



---

## **Universidad de Valladolid**

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES**

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LOS MATERIALES E INGENIERÍA METALÚRGICA, EXPRESIÓN GRÁFICA EN LA INGENIERÍA, INGENIERÍA CARTOGRÁFICA, GEODESIA Y FOTOGRAMETRÍA, INGENIERÍA MECÁNICA E INGENIERÍA DE LOS PROCESOS DE FABRICACIÓN**

**TESIS DOCTORAL:**

**CREACIÓN Y VALIDACIÓN DE UN MODELO PARA EL ESTUDIO DE LAS LESIONES CERVICALES POR ACCIDENTES DE TRÁFICO**

**Presentada por Marian Chiriac para optar al grado de doctor en la Universidad de Valladolid**

**Dirigida por:  
Dr. Felipe Montoya Moreno  
Dr. Alberto Mansilla Gallo**

# **CREACIÓN Y VALIDACIÓN DE UN MODELO PARA EL ESTUDIO DE LAS LESIONES CERVICALES POR ACCIDENTES DE TRÁFICO**

MARIAN CHIRIAC

DIRECTORES: DR. FELIPE MONTOYA MORENO  
DR. ALBERTO MANSILLA GALLO

MEMORIA PRESENTADA PARA OPTAR AL  
GRADO DE DOCTOR EN LA UNIVERSIDAD DE  
VALLADOLID

VALLADOLID, DICIEMBRE DE 2008

## Agradecimientos

A lo largo de todo el proceso de la realización de la tesis doctoral he contraído deudas de gratitud con muchas personas a las que me gustaría expresar, desde estas páginas, mi más sincero agradecimiento.

Primero me gustaría agradecer a mis directores de Tesis: Dr. Felipe Montoya Moreno y Dr. Alberto Mansilla Gallo, el asesoramiento científico y su predisposición permanente e incondicional a aclarar mis dudas, lo que ha hecho posible esta tesis. Quiero agradecer especialmente, a Felipe Montoya Moreno su comprensión y paciencia, porque siempre creyó en el buen fin de este trabajo, incluso en los momentos en que yo perdía la fe.

A D. Pablo Frechilla por su atención desinteresada durante mi estancia en Zamora, siendo él quien me ha orientado hacia la Universidad de Valladolid.

Al profesor Dr. King Yang por responder a mis preguntas y haberme ayudado a comprender algunos aspectos importantes de los ensayos reales y las simulaciones de modelos biomecánicos.

A la Fundación CIDAUT, donde disfruté de un excelente ambiente para la investigación. Aquí se me facilitaron los medios necesarios para la investigación y el desarrollo de la presente tesis.

A Roberto Martín por ofrecerme la oportunidad de recibir una ayuda económica en los primeros y últimos meses del desarrollo de esta Tesis.

Para todo el personal de la sala de simulación siendo allí donde las cosas malas se convierten en buenas, la tristeza se transforma en alegría. Tranquilos chicos, no hace falta recordármelo, traeré empanada para celebrar la finalización de esta Tesis.

En la recopilación de información acerca de los accidentes de tráfico he contado con la colaboración continua e incondicional por parte del Departamento de Accidentología de CIDAUT. Quiero agradecerles muy especialmente el buen trato que siempre me han dispensado y la paciencia con que han atendido mis continuas demandas de información, especialmente a David, Aquilino, Javi, José y Fran. José no me he olvidado de tu ayuda en el trabajo sobre la estabilidad de los coches en curva.

A José Abel Rodríguez Zurita por haber acudido siempre en mi auxilio, y por el apoyo brindado en el desarrollo de la programación en Matlab, utilizado al realizar las simulaciones numéricas. Eres el mejor y siempre recordaré las cañas que te prometí.

A Norky Villareal por su gran ayuda en la parte administrativa de la tesis.

A Julia Carlón, Ignacio Fraile y David García, por sus sugerencias durante la redacción de la Tesis, por su amistad. Me faltan las ideas para poder agradecerse como se lo merecen. Un poquito de cada uno de ellos va en este documento, y también conmigo. Gracias.

A Daniel Muñoz por sus consejos en la elaboración de los trabajos tutelados. Dani espero que acabes el doctorado cuanto antes.

A Nacho, Miguel y Lucía por la grata compañía que me han brindado.

A Dacio por ser tan amable... ¿pensabas que me iba a olvidar de ti?

En el plano personal el primer agradecimiento va por supuesto para mi familia.

A mis padres quienes me infundieron la ética y el rigor que guían mi transitar por la vida.

A mis hermanos por confiar en mí.

A Isabel por su cariño y apoyo incondicional, sin el cual no habría sido capaz de concluir este trabajo. Le pido, una vez más, perdón por los malos humores que esta tesis le ha provocado.

Con respecto a otros amigos que no he mencionado explícitamente, comenzando por los mas cercanos y hasta los mas lejanos todos han ayudado, desde los imprudentes que insistían en enterarse del tema de la tesis, hasta los que preguntaban que cuando estaría terminada. Cada uno sabe la parte que le corresponde.

Para intentar asegurarme de no quedar mal con nadie, si me olvido de mencionar a alguien explícitamente y esa persona no sabe si se cuenta entre la gente a la que debo agradecimientos, que me perdone primero y que tenga por seguro que sí después. De los errores y omisiones soy el único responsable, por supuesto.

Valladolid 2008

## Presentación

El presente proyecto de Tesis doctoral se enmarca en el campo de la seguridad pasiva de la automoción y trata de analizar para así poder reducir las lesiones cervicales como consecuencia de los accidentes de tráfico.

Las lesiones cervicales son el resultado de un mecanismo lesional conocido como “el latigazo cervical” que, debido a su alta incidencia a nivel nacional e internacional, ha atraído la etiqueta de “síndrome del latigazo cervical”.

Los altísimos costes personales y económicos de este “síndrome del latigazo cervical” y el gran número de afectados convierten a esta lesión en uno de los campos clave de la tarea de los médicos forenses y de los ingenieros de automoción.

El desarrollo del presente proyecto surge de la necesidad en la Fundación para la Investigación y Desarrollo en Transporte y Energía (CIDAUT) de tener una herramienta de trabajo abierta para analizar la biomecánica del cuello humano en diferentes tipos de impactos.

Esta Tesis se ha realizado en la Fundación para la Investigación y Desarrollo en Transporte y Energía (CIDAUT).

Por otra parte, la financiación de este trabajo ha sido posible gracias a una “Beca de la Universidad de Valladolid para la realización de la Tesis Doctoral (Beca-Modalidad tipo A)” otorgada al autor de dicha Tesis.

## ÍNDICE

### **CAPÍTULO 1: JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

|     |                                      |     |
|-----|--------------------------------------|-----|
| 1.1 | Antecedentes .....                   | 1.1 |
| 1.2 | Objetivo principal de la tesis ..... | 1.2 |
| 1.3 | Estructuración de la tesis .....     | 1.2 |

### **CAPÍTULO 2: ANATOMÍA FUNCIONAL**

|       |   |      |
|-------|---|------|
| 2.1   | Introducción .....  | 2.1  |
| 2.2   | Caracteres peculiares de las vértebras cervicales .....     | 2.2  |
| 2.3   | Articulaciones y discos intervertebrales .....              | 2.6  |
| 2.4   | Estructuras ligamentosas .....                              | 2.9  |
| 2.4.1 | Ligamentos vertebrales del segmento cervical inferior ..... | 2.9  |
| 2.4.2 | Ligamentos vertebrales del segmento cervical superior ..... | 2.10 |
| 2.5   | El sistema nervioso .....                                   | 2.11 |
| 2.5.1 | La medula espinal .....                                     | 2.11 |
| 2.5.2 | El cerebro .....  | 2.13 |
| 2.5.3 | Los nervios .....   | 2.14 |
| 2.6   | Los músculos del cuello .....                               | 2.14 |
| 2.6.1 | Músculos de la región anterior .....                        | 2.15 |
| 2.6.2 | Músculos de la región lateral .....                         | 2.17 |
| 2.6.3 | Músculos de la región posterior .....                       | 2.18 |
| 2.7   | Vascularización del cuello .....                            | 2.19 |
| 2.7.1 | Las arterias .....  | 2.19 |
| 2.7.2 | Las venas .....   | 2.21 |
| 2.8   | Sistema linfático .....                                     | 2.22 |

## **CAPÍTULO 3: ESTADO ACTUAL DE LA TÉCNICA**

|              |   |      |
|--------------|---|------|
| <b>3.1</b>   | Aspectos generales .....  | 3.1  |
| <b>3.2</b>   | Historia y definición .....   | 3.1  |
| <b>3.3</b>   | Epidemiología del fenómeno de latigazo cervical .....                                   | 3.2  |
| <b>3.4</b>   | Los afectados de las lesiones cervicales .....  | 3.4  |
| <b>3.5</b>   | Aspectos médicos de las lesiones cervicales .....                                       | 3.5  |
| <b>3.6</b>   | Lesiones anatómicas que pueden aparecer como consecuencia de un latigazo cervical ..... | 3.7  |
| <b>3.6.1</b> | Fracturas a nivel de la región cervical inferior .....                                  | 3.10 |
| <b>3.6.2</b> | Fracturas a nivel de la región cervical superior .....                                  | 3.13 |
| <b>3.7</b>   | Mecanismos y criterios de daño cervical.....  | 3.15 |
| <b>3.7.1</b> | Fases del mecanismo de lesión cervical .....  | 3.15 |
| <b>3.7.2</b> | Teorías sobre el mecanismo lesional.....  | 3.19 |
| <b>3.7.3</b> | Criterios de daño cervical.....   | 3.21 |
| <b>3.8</b>   | Tipos de ensayos.....   | 3.27 |
| <b>3.9</b>   | Modelos matemáticos para el análisis de la dinámica cervical.....                       | 3.33 |
| <b>3.10</b>  | Métodos y mecanismos de protección contra las lesiones cervicales .....                 | 3.39 |
| <b>3.11</b>  | Análisis jurídico de las lesiones cervicales.....                                       | 3.43 |

## **CAPÍTULO 4: DESARROLLO DEL MODELO**

|              |   |      |
|--------------|---|------|
| <b>4.1</b>   | Introducción: Requisitos del modelo.....                  | 4.1  |
| <b>4.2</b>   | Modelización matemática .....                             | 4.2  |
| <b>4.2.1</b> | Modelización de ligamentos y discos intervertebrales..... | 4.7  |
| <b>4.2.2</b> | Modelización de los músculos .....                        | 4.11 |
| <b>4.3</b>   | Desarrollo del modelo.....                                | 4.16 |
| <b>4.3.1</b> | Requisitos del programa .....                             | 4.15 |
| <b>4.3.2</b> | Creación del modelo: propiedades físicas .....            | 4.17 |
| 4.3.2.1      | Características geométricas.....                          | 4.17 |
| 4.3.2.2      | Características inerciales .....                          | 4.25 |
| 4.3.2.2      | Características biomecánicas .....                        | 4.26 |
| <b>4.3.3</b> | Contactos .....   | 4.34 |
| <b>4.3.4</b> | Límites de rotación entre las vértebras .....             | 4.35 |
| <b>4.3.5</b> | Métodos de resolución numéricas .....                     | 4.37 |

## **CAPÍTULO 5: VALIDACIÓN DEL MODELO**

|     |                                    |      |
|-----|------------------------------------|------|
| 5.1 | Introducción.....                  | 5.1  |
| 5.2 | Validación en impacto frontal..... | 5.3  |
| 5.3 | Validación en impacto lateral..... | 5.12 |
| 5.4 | Resultados de la validación.....   | 5.17 |

## **CAPÍTULO 6: ANÁLISIS DE LA ACTIVACIÓN MUSCULAR**

|       |   |     |
|-------|---|-----|
| 6.1   | Introducción.....                         | 6.1 |
| 6.2   | Cadena de transmisión cognitiva.....      | 6.1 |
| 6.2.1 | Percepción sensorial.....                 | 6.1 |
| 6.2.2 | Transmisión de la señal.....              | 6.3 |
| 6.2.3 | Procesamiento de la señal.....            | 6.5 |
| 6.2.4 | Órgano efector.....                       | 6.6 |
| 6.3   | Corrección de la activación muscular..... | 6.8 |

## **CAPÍTULO 7: RESUMEN Y CONCLUSIONES**

|     |   |     |
|-----|---|-----|
| 7.1 | Revisión del estado actual de la técnica..... | 7.1 |
| 7.2 | Desarrollo del modelo.....                    | 7.1 |
| 7.3 | Validación del modelo.....                    | 7.2 |
| 7.4 | Aplicación del modelo.....                    | 7.3 |
| 7.5 | Líneas futuras de investigación.....          | 7.4 |

|                     |            |
|---------------------|------------|
| <b>ANEXOS</b> ..... | <b>A.1</b> |
|---------------------|------------|

|                           |            |
|---------------------------|------------|
| <b>BIBLIOGRAFÍA</b> ..... | <b>B.1</b> |
|---------------------------|------------|

# **CAPÍTULO 1: JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

## **1.1 Antecedentes**

En las últimas décadas, el aumento de las lesiones cervicales ha constituido un problema de interés creciente en el campo de la investigación biomecánica, por estar dichas lesiones vinculadas a la vida moderna y al desarrollo industrial.

Debido a la frecuencia con la que se produce este tipo de lesiones en los accidentes de tráfico, en prácticamente cualquier configuración de impacto y rango de velocidades, también supone un tema de gran interés para los fabricantes de automóviles, los gobiernos y las entidades aseguradoras.

Desde el punto de vista médico, el diagnóstico y el tratamiento de este tipo de lesiones son continuamente discutidos, no pudiendo considerarse éste como un tema totalmente cerrado.

Desde el punto de vista biomecánico, la dinámica de la columna cervical humana ha sido objeto de numerosos estudios y ensayos sobre voluntarios, cadáveres y animales (ver capítulo 4) en base a lo cuales se han creado maniqués, utilizados hoy en día para comprobar la seguridad de vehículos.

Los maniqués son simplificaciones del ser humano, creados sin activación muscular y no permiten conocer en detalle lo que ocurre a nivel cervical durante los impactos reales. Además, los llamados “criterios de daño” utilizados en automoción para cuantificar los daños a nivel cervical son empíricos.

Tampoco es posible obtener los datos necesarios utilizando voluntarios, dado que no se puede reproducir las condiciones de los accidentes reales debido a la severidad de impacto al que pueden ser sometidos.

Debido a estos inconvenientes, a nivel internacional se ha comenzado a desarrollar una serie de modelos matemáticos de simulación (ver capítulo 3) que permite conocer en detalle lo que ocurre a nivel cervical durante unos impactos virtuales aunque en el momento en que se ha comenzado esta tesis (año 2004), no se tenía acceso al código de estos modelos de simulación.

Además, todos los modelos ya existentes se diferencian entre ellos por el programa en el cual han sido creados (Madymo, LS-DYNA, PamCrash, etc.), por la construcción geométrica, número de tejidos y órganos representados, puntos de origen e inserción de las partes blandas, parámetros y coeficientes introducidos, expresiones y funciones matemáticas utilizadas, características musculares, etc. A todo esto se añade que, estos modelos, no han sido validados del mismo modo y en las mismas direcciones de impacto.

Dadas las circunstancias expuestas anteriormente y detalladas en el capítulo 3, se vio el interés de la creación de un nuevo modelo de cuello, en paralelo con estos desarrollos, para crear un código abierto, accesible a todo el público. Este nuevo modelo matemático de simulación para la zona cervical se realiza basándose en la simplificación de los músculos a un sistema de masa-muelle-amortiguador, y planteando las ecuaciones dinámicas del sistema de multicuerpos rígidos a partir de las ecuaciones de Newton-Euler y, englobando los parámetros biomecánicos

relacionados con las lesiones cervicales (rigidez y elasticidad de los tejidos, activación muscular, etc.). Este modelo matemático ayudaría a un mejor entendimiento de la dinámica y del funcionamiento de la zona cervical. Además, este nuevo modelo hará aplicable las sugerencias de [Horst 2002] y [Panzer 2006] quienes consideran necesario el estudio de la activación muscular por grupos de músculos antagónicos utilizando un modelo de multicuerpos. Con este modelo se podrán comprobar, de una manera rigurosa, los “criterios de daño” utilizados actualmente.

## **1.2 Objetivo principal de la Tesis**

El objetivo principal que se espera conseguir con el desarrollo de esta Tesis es obtener una herramienta para el análisis de lesiones cervicales en accidentes de tráfico. Herramienta que se desarrolla equiparando la columna cervical a un sistema de multicuerpos rígidos analizado mediante la formulación de Newton-Euler.

Para conseguir el objetivo principal de esta Tesis, se plantean las siguientes tareas previas:

- Estudio anatómico de la región cervical;
- Identificar las principales lesiones en la región cervical causadas por accidentes de tráfico;
- Identificar la existencia de alguna relación entre los principales parámetros del accidente (velocidades, aceleraciones, características de los vehículos y del ocupante, etc.) y la aparición de las lesiones cervicales;
- Desarrollar un modelo matemático de acuerdo con las necesidades prácticas;
- Implementación numérica de dicho modelo matemático utilizando el programa Matlab, y la validación del mismo mediante la comparación con corredores de ensayos de voluntarios.

## **1.3 Estructuración de la tesis**

En el **capítulo 1** se plantean las etapas a seguir (los objetivos principales y secundarios de la tesis) y los medios necesarios para desarrollar la Tesis.

En el **capítulo 2** se hace una descripción anatómica-funcional de la zona cervical y se explican una serie de términos médicos utilizados en el transcurso de la tesis. La descripción utilizada en el capítulo 2 sirve para la creación geométrica del modelo de cuello descrito en el capítulo 4.

El estado actual del tema se revisará en el **capítulo 3** donde se expondrán una serie de aspectos generales del tema, intentándose cubrir gran parte de los campos que abarca las lesiones cervicales. Tras el estudio de los datos presentados en el capítulo 3, se justifica la necesidad de la presente Tesis y se plantea resolver una serie de problemas actuales en el campo de las lesiones cervicales, con el fin de alcanzar el objetivo principal de la Tesis.

En el **capítulo 4**, se presenta el desarrollo del modelo matemático de cabeza-cuello y se detalla la creación del programa. Aquí se presentan las características

geométricas y biomecánicas de los elementos introducidos en el actual modelo matemático.

En el **capítulo 5** se presenta la validación “clásica” del modelo matemático en dos tipos de impactos dinámicos (frontal y lateral) utilizando corredores de validación de ensayos con voluntarios.

En el **capítulo 6** se analizan las características de los arcos reflejos y la influencia de éstos sobre la activación muscular. Se compara la actual formulación matemática para la activación muscular con una activación muscular proporcional al error según el principio PID. Se analizan los arcos reflejos desencadenados por el dolor o presión, que pueden modificar o anular la señal de activación muscular proveniente del cerebro.

También se analiza la existencia de un patrón de activación muscular para los grupos de músculos antagónicos.

En el **capítulo 7** se presentan las conclusiones generales y las líneas futuras de investigación abiertas tras conclusión del presente proyecto.

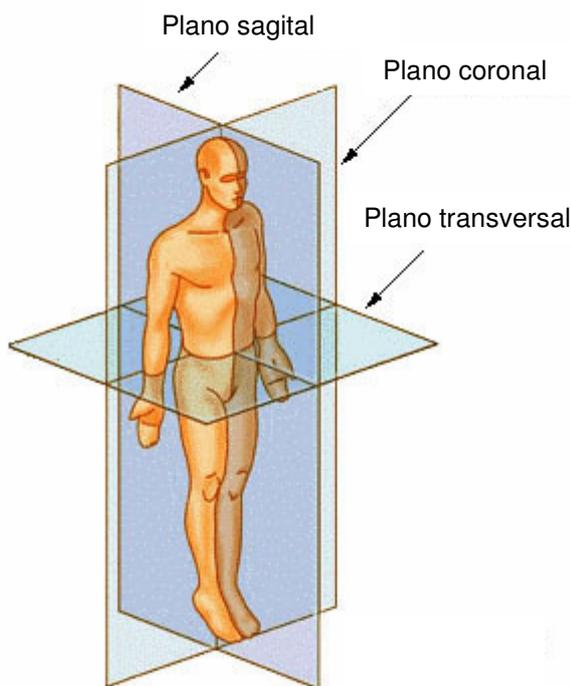
## CAPÍTULO 2: ANATOMÍA FUNCIONAL

### 2.1 Introducción

En este capítulo se presenta una breve descripción de los términos médicos y las funciones de los órganos del cuello que servirá como base para el desarrollo del modelo matemático de análisis de lesiones cervicales.

Las referencias espaciales utilizadas en este proyecto para describir la disposición de los diferentes tejidos, órganos y sistemas, y las relaciones que hay entre ellos, son los planos anatómicos descritos en la figura 2.1. Para describir estos planos se hace uso de la siguiente descripción de los ejes:

- El eje vertical va de la cabeza a los pies.
- El eje transversal va de lado a lado: es un eje latero-lateral.
- El eje anteroposterior va de delante hacia atrás: es un eje ventro-dorsal.



El **plano transversal** es un plano horizontal formado por los ejes anteroposterior y transversal, siendo perpendicular al eje vertical.

El **plano sagital** es un plano vertical formado por los ejes anteroposterior y vertical, delimitando el cuerpo en dos mitades simétricas: derecha e izquierda.

El **plano coronal** o frontal es un plano vertical formado por los ejes transversal y vertical, delimitando el cuerpo en dos partes: una ventral (o anterior) y otra dorsal (o posterior).

Fig. 2.1 Planos anatómicos de referencia espacial. [SEER]

La columna vertebral humana (figura 2.2) realiza simultáneamente unas funciones biomecánicas fundamentales muy importantes, entre cual mencionamos los siguientes:

- transfiere los pesos de la cabeza, del tronco y de cualquier peso que levantamos a la pelvis;
- participa en los movimientos del tronco y de la cabeza ofreciendo una gran flexibilidad y movilidad (flexiones, extensiones, rotaciones y combinaciones de los anteriores);

- protege la médula espinal y los nervios raquídeos que de ella salen, de las potenciales fuerzas, momentos o movimientos que puedan dañarla;
- sirve como base para la inserción de los músculos, tendones y ligamentos.

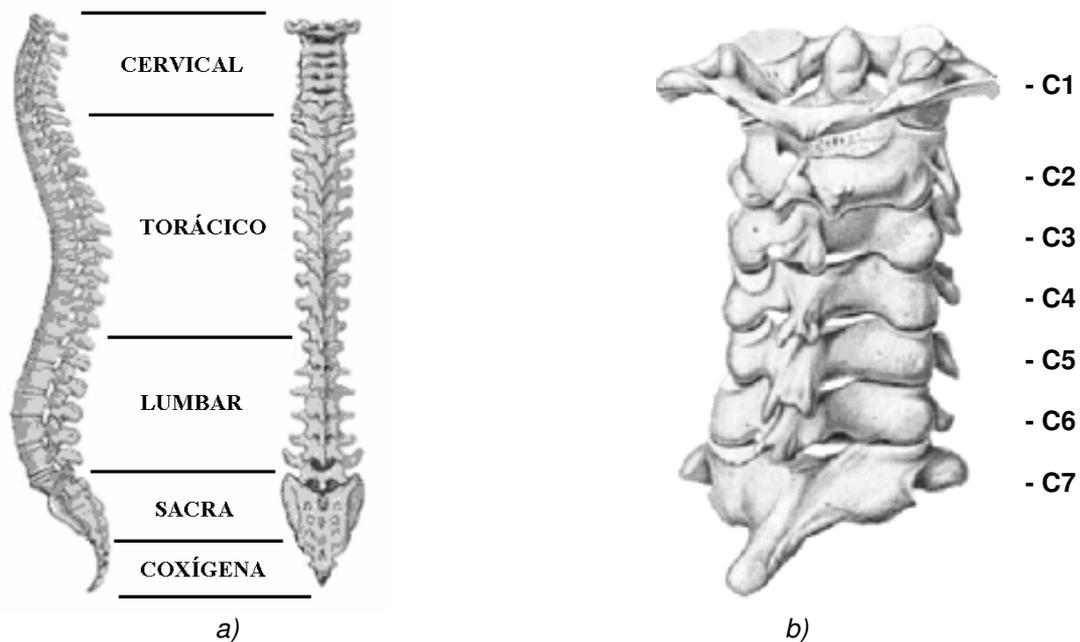


Fig. 2.2 Columna vertebral: a) regiones de división; b) región cervical.

La columna vertebral humana se extiende del cráneo a la pelvis, esta compuesta por 33 huesos individuales, llamados vértebras y, se divide en cinco regiones: cervical (contiene 7 vértebras), torácico (contiene 12 vértebras), lumbar (contiene 5 o 6 vértebras), sacra (contiene 5 vértebras) y coxígena (contiene 3 vértebras). Las vértebras están regularmente superpuestas, a través de los discos intervertebrales, conectados entre sí por ligamentos y sostenidos por masas músculo-tendinosas.

La región cervical consta de siete vértebras, de forma abreviada de C1 a C7 (de arriba hacia abajo) y tienen el papel de proteger el tallo cerebral y la médula espinal, sostener el cráneo y permitir que la cabeza tenga un amplio rango de movimiento. Desde el punto de vista anatómico, esta región se puede dividir en dos unidades funcionales debido a las diferencias geométricas existentes: el segmento cervical superior, que comprende las vértebras C1 y C2, y el segmento cervical inferior, que comprende desde la vértebra C3 hasta la vértebra C7.

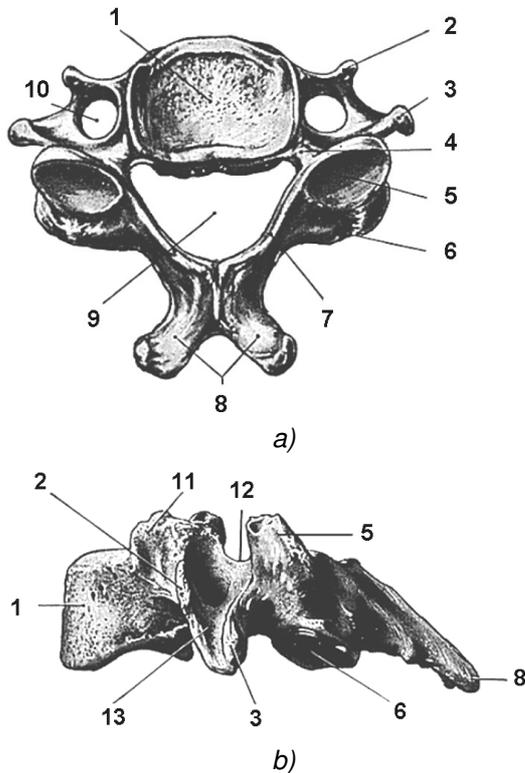
## 2.2 Caracteres peculiares de las vértebras cervicales

Aunque hay algunos autores que dividen la columna cervical, en tres segmentos (superior, medio e inferior), en la presente tesis se utilizara la clasificación en solo dos segmentos (superior e inferior). A continuación se presentan las características de las vértebras cervicales según el segmento perteneciente.

### Región cervical inferior

Las vértebras de la región cervical inferior (C3-C7) tienen la misma forma y características, diferentes a la región cervical superior. Estas vértebras (figura 2.3), presentan un cuerpo alargado, apófisis articulares acanaladas y transversas, pedículos

con escotaduras, láminas cuadriláteras, apófisis espinosas con excavaciones y un agujero vertebral triangular.



- (1) Cuerpo vertebral;
- (2,3) Apófisis transversa anterior y posterior;
- (4) Pedículo;
- (5,6) Apófisis articular;
- (7) Lamina vertebral;
- (8) Apófisis espinosa;
- (9) Agujero vertebral;
- (10) Agujero transversal;
- (11) Apófisis superior del cuerpo vertebral;
- (12) Muesca vertebral;
- (13) Surco para rama ventral del nervio espinal.

Fig. 2.3 Vértebra cervical de región inferior: a) vista superior; b) vista lateral. [Atlas 1]

Las características comunes que tienen todas las vértebras son las siguientes: cuerpo, agujero vertebral, apófisis, láminas y pedículos.

*El cuerpo vertebral* es un hueso macizo con forma aproximada de cilindro.

*El agujero vertebral* está comprendido entre la cara posterior del cuerpo vertebral y la apófisis espinosa, tiene forma de triángulo más o menos redondeado.

*La apófisis espinosa* presenta una base que la une a la vértebra; el vértice desviado a la derecha e izquierda en relación con los músculos espinales. El borde superior es cortante y, el borde inferior más grueso y más corto que el anterior.

Todas las apófisis sirven de punto de fijación tanto de músculos, responsables de la posición erguida y del movimiento de la columna, como de ligamentos que mantienen unida una vértebra a sus vecinas.

*Las apófisis transversas* son dos, una derecha y otra izquierda que se dirigen hacia fuera. Presentan una base, un vértice, dos caras (anterior y posterior) y dos bordes (superior e inferior).

*Las apófisis articulares* son prominencias destinadas a la articulación de las vértebras entre sí. Son cuatro, dos en el lado derecho y dos en lado izquierdo, dos ascendentes y dos descendentes, colocadas a cada lado del agujero vertebral.

*Las láminas vertebrales* son dos: derecha e izquierda. Aplanadas y cuadriláteras, forman la mayor parte de la pared postero-lateral del agujero raquídeo.

*Los pedículos* son dos porciones óseas delgadas y estrechas situadas a uno y otro lado, unen la base de la apófisis transversa y las dos apófisis articulares correspondientes a la parte posterior y lateral del cuerpo vertebral.

*El Cuerpo vertebral* es la parte más gruesa, tiene forma de cilindro y sirve de soporte y reparto de presiones. El cuerpo, alargado transversalmente, presenta, por

delante, en la línea media una pequeña prominencia vertical y, en las extremidades laterales de su cara superior, dos pequeñas prominencias llamadas apófisis superior del cuerpo vertebral. En los extremos laterales de su cara inferior presenta dos pequeñas escotaduras que, en el esqueleto armado, están en relación con los ganchos de la vértebra subyacente. El agujero es triangular, de base anterior.

El *arco* se extiende desde el cuerpo hacia atrás.

El *agujero vertebral* es el espacio que queda entre el cuerpo y el arco. La unión de todos los agujeros vertebrales forman el conducto (canal) raquídeo. Este canal es grande, a fin de alojar convenientemente la dilatación de la medula espinal. El canal medular esta limitado por los cuerpos vertebrales, los pedículos y láminas de la vértebra.

Los *pedículos* son los elementos de unión del arco al cuerpo (uno a cada lado), implantándose en el cuerpo vertebral en un punto algo menos distante de su cara superior que de la inferior. Las dos escotaduras no son exactamente iguales: la inferior es algo más profunda que la superior.

Las *láminas* son la continuación de los pedículos hacia atrás formando la parte posterior del agujero vertebral. Son delgadas y relativamente largas y se fusionan posteriormente para formar las apófisis espinosas.

La *apófisis espinosa* se forma por la unión de las dos láminas en la cara posterior del arco. La apófisis espinosa es corta, poco inclinada, dirigida hacia atrás, tiene un canal en su borde inferior y esta bifurcada en su vértice.

Las *apófisis transversas* salen hacia los lados entre los pedículos y las láminas tienen un canal en su cara superior, son bituberculosas en su vértice y en su base existe un agujero, llamado agujero transverso. Las apófisis están en cada lado colocadas exactamente una encima de la otra. Sus caras miran hacia atrás y arriba en las apófisis superiores, hacia delante y abajo en las apófisis inferiores.

Las *apófisis articulares*: son cuatro, dos superiores y dos inferiores, que se articulan con las apófisis articulares de las otras vértebras. Entre las apófisis articulares de dos vértebras adyacentes se encuentra una membrana sinovial dentro de cual esta el fluido sinovial.

Los *agujeros transversales* (de conjunción) se sitúan entre los pedículos siendo el lugar por donde pasan los vasos y las raíces nerviosas espinales.

La séptima vértebra cervical carece, en ocasiones, de uno o ambos agujeros transversales, a través de los que, en caso de existir, sólo pasan las venas vertebrales accesorias que acompañan a la arteria vertebral. [Baraza 2004]

La vértebra C7 es un poco diferente a las demás vértebras cervicales de la región cervical inferior dado que, las vértebras, al pasar de una región vertebral a otra, la última de una (región torácica) y la primera de la otra (región cervical), tienen características mezcladas. Cada elemento de la vértebra trae consigo un carácter morfológico que permite reconocer la región a la que pertenece la vértebra.

### **Región cervical superior**

Las vértebras C1 y C2 de la región cervical superior presentan, desde el punto de vista anatómico, rasgos propios y particulares.

La *primera vértebra cervical* (C1) conocida con el nombre de Atlas es la base del cráneo. Esta vértebra (figura 2.4) se une al hueso occipital y da paso al tallo cerebral a través del agujero mágnum. Su aspecto es diferente al de las otras vértebras espinales. El atlas no tiene cuerpo vertebral, ni apófisis espinosa, es un anillo del hueso compuesto de dos masas laterales unidas en el frente y en la parte

posterior por el arco anterior y el arco posterior. De las masas laterales salen las apófisis transversas. El atlas tiene dos superficies articulares, una que permite el movimiento respecto al hueso occipital del cráneo y otra, en el arco anterior, para articularse con el diente del Axis.

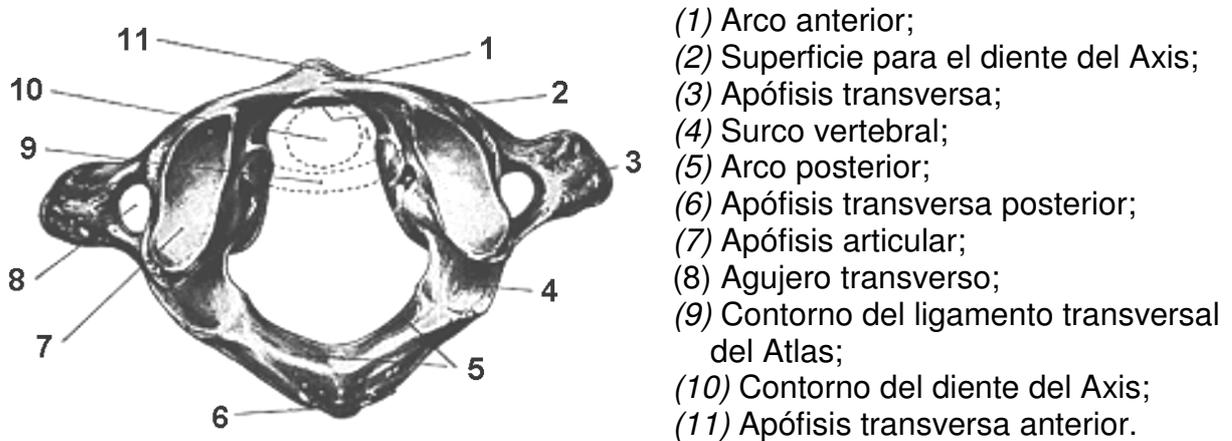
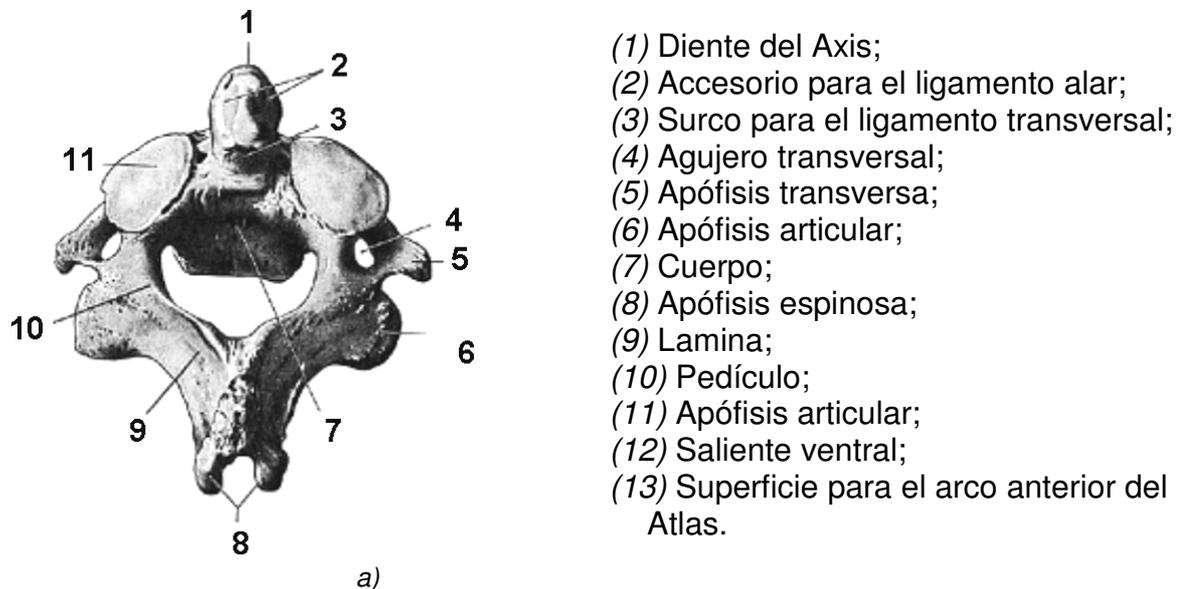
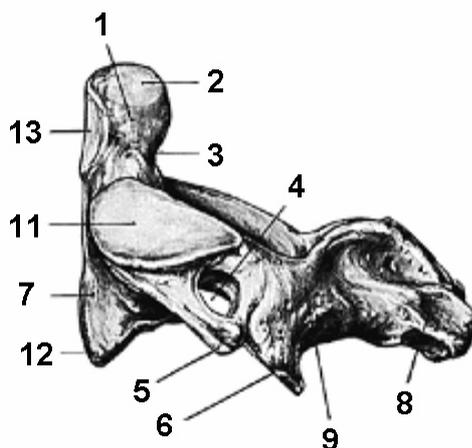


Fig. 2.4 La primera vértebra cervical: el Atlas. [Atlas 1]

La segunda vértebra cervical (C2) conocida con el nombre de Axis, se articula por arriba con la vértebra Atlas y por debajo con la tercera vértebra cervical y se diferencia de todas las demás vértebras por la presencia de la apófisis odontoides (figura 2.5), conocido también con el nombre de diente del Axis que encaja en el interior del anillo del atlas, permitiendo su articulación.





b)

Fig. 2.5 La segunda vértebra cervical: el Axis. [Atlas 1]

Conectando una vértebra a otra existen unas pequeñas articulaciones formadas por la unión de las apófisis articulares de la vértebra superior e inferior. Estas pequeñas articulaciones son muy importantes para que las vértebras se mantengan en su lugar al moverse la columna, e impiden que una vértebra se desplace hacia adelante sobre la que está debajo, perdiendo la alineación.

### 2.3 Articulaciones y discos intervertebrales

En lo referente a las vértebras cervicales del segmento inferior (C3 a C7) se pueden distinguir tres tipos de articulaciones (figuras 2.6 y 2.7): articulación entre las apófisis articulares, articulación uncovertebral y articulación entre los cuerpos vertebrales.

*La articulación entre las apófisis articulares* (llamada en inglés Facet joints, Zygapophyseal o Apophyseal joints) es una articulación sinovial con una cápsula que se adhiere lateralmente al ligamento amarillo con las apófisis articulares rodeadas por una cápsula de tejido conectivo (membrana sinovial) y que producen un líquido (fluido sinovial) para lubricar las apófisis (figura 2.6). Las superficies comunes entre las apófisis articulares están cubiertas de un cartílago articular permitiendo que las apófisis se muevan o que se deslicen suavemente cara a cara. La apófisis superior adopta una inclinación oblicua diferente a la apófisis inferior. En ambos casos, tanto las apófisis superiores como inferiores están dispuestas en el mismo plano anatómico.

Esta articulación es muy importante en la determinación de la rigidez y de la movilidad cervical.

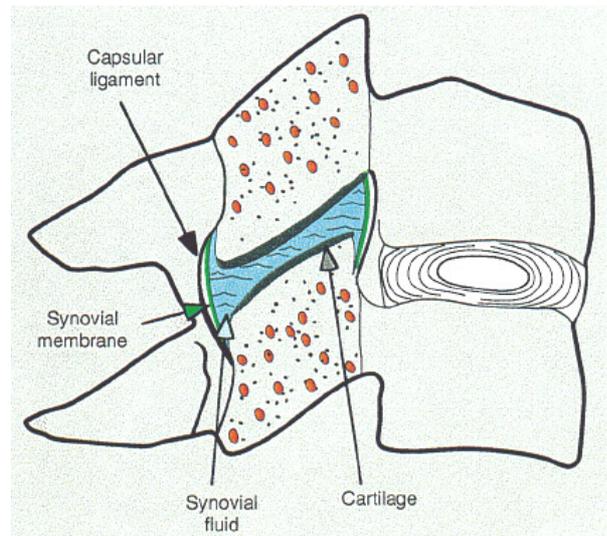


Fig. 2.6 Articulación entre dos apófisis articulares. [Yoganandan 2001]

La articulación uncovertebral o de Luschka (figura 2.7), es descrita por algunos autores como “una articulación sinovial en miniatura”, aunque otros consideran que son simplemente “espacios en las porciones laterales de los discos intervertebrales”. [Baraza 2004]

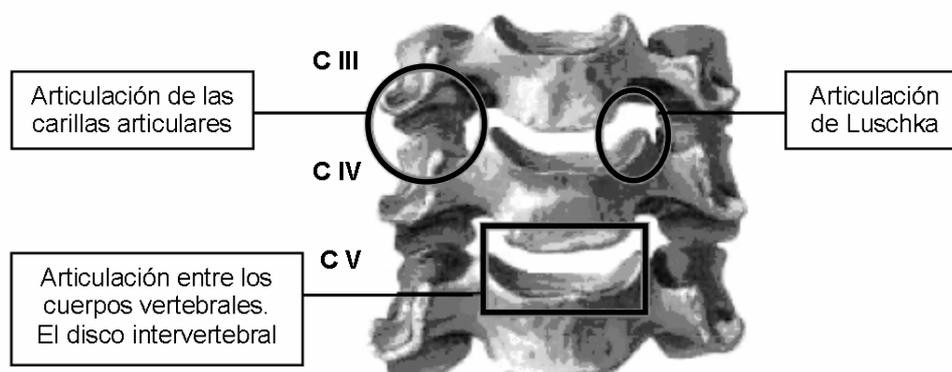


Fig. 2.7 Las articulaciones de las vértebras cervicales. [Baraza 2004]

La articulación entre los cuerpos vertebrales conocida como el disco intervertebral es una articulación tipo sínfisis o articulación cartilaginosa secundaria. Estas articulaciones tienen el papel de permitir la flexibilidad de la columna y proporcionar un efecto amortiguador de fuerzas durante las actividades diarias, estableciendo un reparto de presiones (transforma esfuerzos generalmente verticales en esfuerzos horizontales). Los discos intervertebrales están unidos a los cuerpos vertebrales, en la parte superior e inferior, por unas placas muy finas de *cartilago hialino*, que están calcificados cerca de la superficie osificada. En caso de que se ejerza una fuerza de compresión excesiva sobre la columna, estas placas son las primeras en ceder.

Los discos intervertebrales (figura 2.8) ocupan cerca de un tercio de la altura de la columna vertebral entera y están compuestos por dos partes: la parte central de consistencia gelatinosa, que se denomina *Núcleo pulpos*o y un recubrimiento fibroso que lo mantiene en su lugar, denominado *Anillo fibroso* o envuelta fibrosa.

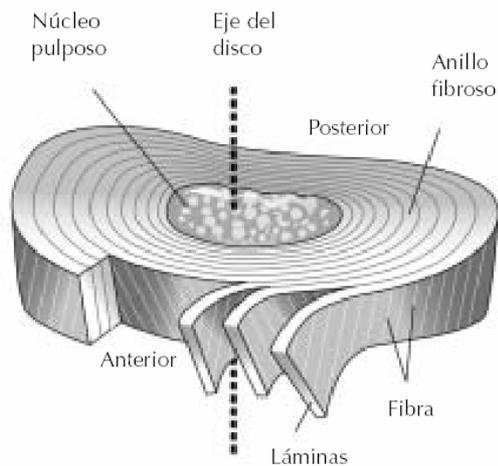


Fig. 2.8 Estructura del disco intervertebral. [Wendell 2005]

El *Anillo fibroso* es una estructura compuesta por unas capas concéntricas de fibras colágenas dispuestas en un ángulo de entre 25 y 45 grados con respecto a los cuerpos vertebrales. Estas capas “encierran” al núcleo pulposo, siendo más grueso en la porción anterior del disco, por lo que la pared posterior es más frágil. Las fibras externas del anillo cuentan con terminaciones nerviosas por los que sentimos dolor.

El *Núcleo pulposo* ocupa el 15% de la totalidad del disco intervertebral. Tiene una estructura esférica que contiene una sustancia gelatinosa con un alto contenido en agua (70-90% agua, añadida a una matriz de proteoglicanos y colágeno) que le confiere una elevada presión hidrostática, útil para el reparto de presiones. Este sistema está en estado de pretensión, lo que le confiere unas propiedades especiales de viscoelasticidad y resistencia.

Cuando el disco soporta un esfuerzo vertical, la fuerza actúa sobre el Núcleo Pulposo y éste, al estar encerrado por el Anillo Fibroso, transmite dicha fuerza en un sentido horizontal, de manera que el Núcleo Pulposo soporta el 75% de la carga y el Anillo Fibroso el 25% de la carga.

El disco intervertebral es el tejido fino avascular más grande del cuerpo humano debido a que la presión en el núcleo pulposo es de 5 a 15 veces superior a la presión arterial, por lo que no puede llegar sangre a él. Por eso tampoco hay nervios en el núcleo pulposo; sólo los hay en las capas más externas de la envuelta fibrosa. [webdelaespalda]

Es importante notar que no existen discos intervertebrales entre la articulación del hueso occipital y la vértebra C1, o entre las vértebras C1 y C2. Estas articulaciones son de tipo sinartrosis-sinfibrosis que presentan segmentos unidos por tejido fibroso, de tal manera que impide los movimientos.

El factor más importante en el daño del núcleo pulposo son los trastornos de la difusión de oxígeno, nutrientes y productos de desechos a través del espacio discal. Al disminuir el contenido de agua el disco pierde su capacidad de expandirse y disminuye de altura y comienza a perder la capacidad de absorber energía. La fuerza aplicada a la columna comienza a ser soportada por el anillo fibroso, que no está preparado para soportarlas y pueden aparecer desgarros en el mismo.

## 2.4 Estructuras ligamentosas

En general, los ligamentos son tejidos en forma de banda fuertes y no flexibles, de tipo fibroso, que sirven para mantener las superficies articulares de los huesos firmemente unidas. En el caso de la espina dorsal los ligamentos estabilizan los empalmes y restringen el movimiento.

A nivel cervical, los ligamentos se diferencian en función de la región analizada: superior o inferior.

### 2.4.1 Ligamentos vertebrales del segmento cervical inferior

El conjunto de ligamentos vertebrales del segmento cervical inferior (C3-C7) están formados de los siguientes ligamentos (figura 2.9): los ligamentos longitudinales anteriores (A), los ligamentos longitudinales posteriores (C), los ligamentos capsulares (D), los ligamentos amarillos o ligamentos Flavum (E), los ligamentos interespinales (F), y los ligamentos supraespinales (G).

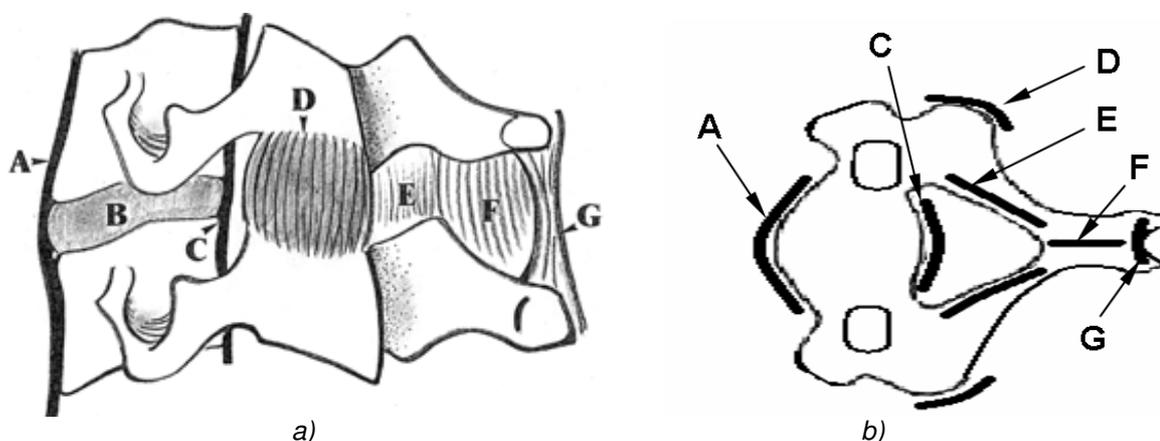


Fig. 2.9 Los ligamentos de la columna cervical: a) vista lateral [Brolin 2002]; b) vista superior [Laporte 2000].

El *ligamento longitudinal anterior* se encuentra delante del cuerpo vertebral, extendiéndose por la cara anterior del cuerpo de las vértebras y de los discos, desde la apófisis transversal anterior del atlas (C1) hasta la parte superior de la cara pelviana del hueso sacro.

El *ligamento longitudinal posterior* se extiende desde la segunda vértebra cervical hacia abajo, a lo largo de la cara posterior del cuerpo de las vértebras, por el interior del canal cerebral, hasta el extremo superior del hueso sacro. Este ligamento dificulta la flexión, siendo el antagonista funcional del ligamento longitudinal anterior.

Los *ligamentos capsulares* conectan las dos superficies de las facetas de las apófisis articulares entre dos vértebras cercanas. Una de sus funciones principales es mantener el líquido sinovial dentro de la cápsula sinovial. Este ligamento se describe a menudo como delgado y flojo, especialmente en los empalmes occipitoatlantal (C0-C1) y atlantoaxial (C1-C2), pero su papel es frenar la rotación axial.

Los *ligamentos amarillos* rellenan los espacios existentes entre los arcos vertebrales, tapizando la parte posterior del agujero vertebral. Estos ligamentos están formados por fibras elásticas, de color amarillo. Están insertados en el borde anterior en la vértebra superior y en el borde posterior de la vértebra inferior. Durante la flexión del cuello tienen un efecto antigravitatorio [Baraza 2004].

Los ligamentos supraespinales unen las puntas de las apófisis espinosas de las vértebras. Están formados por bandas muy fuertes de tejido fibroso, las cuales están relajadas en extensión y tienen un papel importante en el soporte de la columna.

Los ligamentos interespinales unen las apófisis espinosas de las vértebras a lo largo de sus bordes.

Los ligamentos intertransversales (interapofisarios) anteriores y posteriores unen las apófisis transversas a lo largo de sus bordes. El tejido fibroso de estos ligamentos es muy débil y su papel es limitar los movimientos laterales de la columna.

#### 2.4.2 Ligamentos vertebrales del segmento cervical superior

Los ligamentos vertebrales específicos del segmento cervical superior (C0-C2) son los siguientes (figura 2.10): el ligamento apical, el ligamento alar, el ligamento transversal, la membrana tectorial, la membrana atlantooccipital anterior y la membrana atlantooccipital posterior.

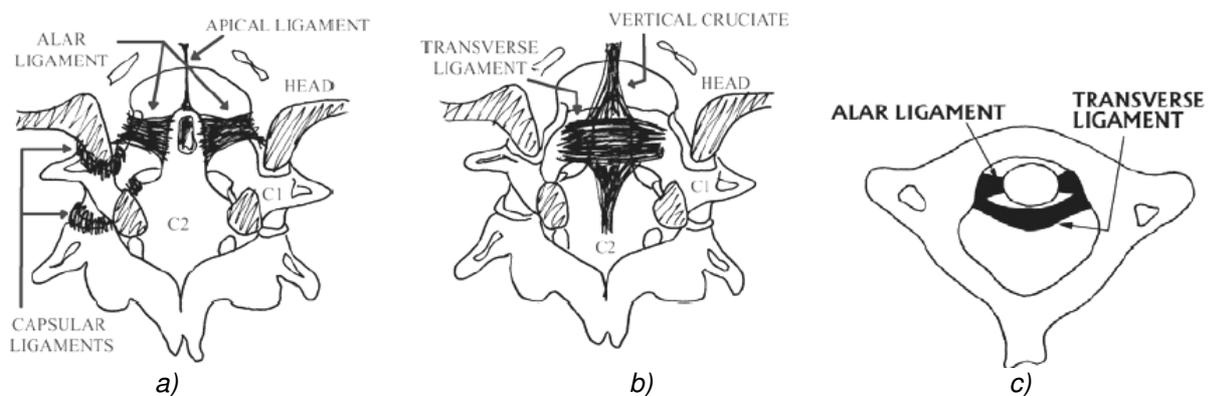


Fig. 2.10 Los ligamentos de la región superior del cuello. [Brolin 2002]

El ligamento Apical es delgado y su forma se aproxima una V, con la mayoría de las fibras concentradas en el centro. La fijación apical del ligamento posterior esta en la superficie superior del agujero vertebral y en el agujero occipital (figura 2.10a). La función del ligamento apical es frenar la flexión.

El ligamento Alar frena la rotación axial del cráneo. Su origen está en los márgenes laterales del agujero vertebral y la inserción está principalmente en la cabeza, pero también en las masas laterales de C1. El componente principal de la fibra es colágeno, resultando así un ligamento inelástico con una gran rigidez. Un grupo de investigadores (ver [Crisco 1991]) han desarrollado y publicado en 1991 un modelo describiendo cómo trabajan los ligamentos alares. En el se indica que los ligamentos alar izquierdo y derecho limitan la rotación axial en ambas direcciones.

El ligamento transversal se origina por un lado de las masas laterales del atlas, y va al lado opuesto, pasando por el lado posterior del agujero vertebral (figura 2.10b). Este ligamento trabaja como venda que frena el apófisis odontoideo, sosteniéndolo contra el anillo anterior del atlas, y previniendo así el movimiento del apófisis hacia la médula espinal.

El ligamento transversal tiene dos extensiones verticales: una prolongación ascendente al occipital y una extensión hacia abajo al cuerpo vertebral del eje. Estas fibras verticales se llaman el *Cruciata vertical* y frenan la flexión de la cabeza. Las fibras transversales del ligamento están compuestas principalmente de colágeno como los ligamentos alar.

La *membrana Atlantooccipital anterior* es el sustituto del ligamento longitudinal anterior en el nivel C1-occipital.

La *membrana Tectoria* está entre el C2 y el occipital, como continuación del ligamento longitudinal posterior.

La *membrana Atlantooccipital posterior*, denominada también ligamento atlanto-occipital posterior, es fibrosa, ancha y fina, y forma parte de la articulación atlanto-occipital entre el atlas y el hueso occipital presentando un orificio por el que pasan la arteria vertebral y el nervio suboccipital.

## 2.5 El sistema nervioso

El sistema nervioso constituye el sistema de control más importante del organismo y, junto con el sistema endocrino, desempeña la mayoría de las funciones de regulación. En general, el sistema nervioso controla las actividades rápidas del cuerpo, como las contracciones musculares, los fenómenos viscerales que evolucionan rápidamente, e incluso las secreciones de algunas glándulas endocrinas.

El sistema nervioso se clasifica en dos partes:

- *El sistema nervioso central* está formado por el cerebro y la médula espinal. En él residen todas las funciones superiores del ser humano, tanto las cognitivas como las emocionales.
- *El sistema nervioso periférico* constituye el tejido nervioso que se encuentra fuera del sistema nervioso central, representado fundamentalmente por los nervios periféricos que inervan los músculos y los órganos.

### 2.5.1 La médula espinal

La médula espinal es una prolongación cilíndrica del tronco cerebral que se encuentra alojado dentro del agujero (vertebral) central de la columna vertebral estando suspendida por las raíces nerviosas y los ligamentos dentados y sumergida al mismo tiempo en una cavidad llena de líquido cefaloraquídeo, y limitada externamente por las cubiertas meníngeas con una disposición similar a la craneal (figura 2.11). La médula espinal comienza en la unión craneocervical, presenta dos engrosamientos fusiformes en los niveles cervicodorsal (C4-D1) y lumbosacro (L2-S3) y termina entre las dos primeras vértebras lumbares con el cono medular. Esta constituido por los segmentos sacro y coxígeo.

Durante las primeras etapas del desarrollo la médula espinal ocupa casi la totalidad del conducto raquídeo, pero el crecimiento rápido que experimenta en seguida la columna vertebral da lugar a la disposición que presenta en el adulto. La medula de un adulto mide aproximadamente 45 centímetros de longitud y ocupa los dos tercios superiores del conducto raquídeo [Atlas 2], estando el resto ocupado por la "cola de caballo" o "cono terminal".

La particular y complicada estructura intrínseca de la médula espinal está biológicamente diseñada para cumplir dos tipos de funciones: *medio de transporte de la información* sensitiva (por las fibras nerviosas aferentes a estructuras troncoencefálicas y cerebrales) y, *elaborador de respuestas* reflejas ante estímulos que llegan por las fibras nerviosas aferentes.

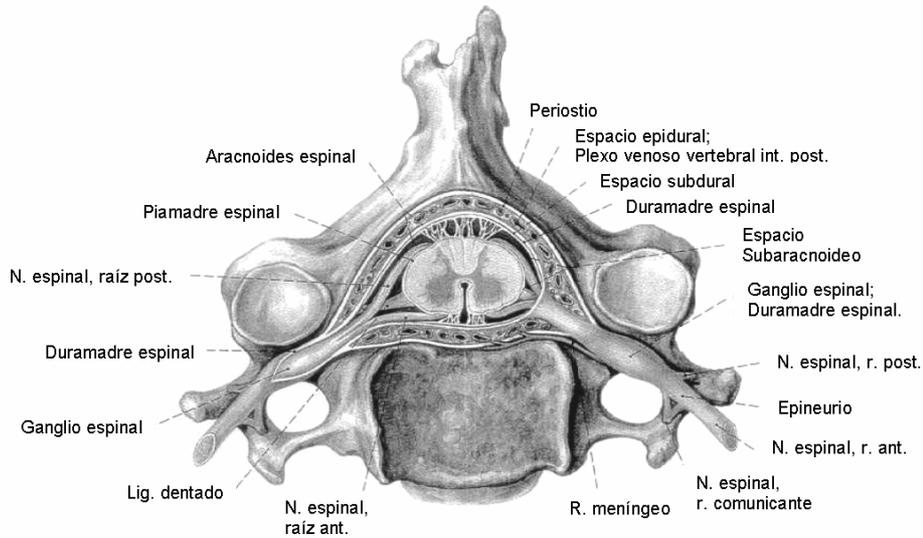


Fig. 2.11 Vista superior del contenido del conducto raquídeo, porción cervical. [Sobotta 1993]

Al realizar un corte transversal de la médula espinal (figura 2.12a), se ve que está organizada en dos partes: sustancia gris y sustancia blanca.

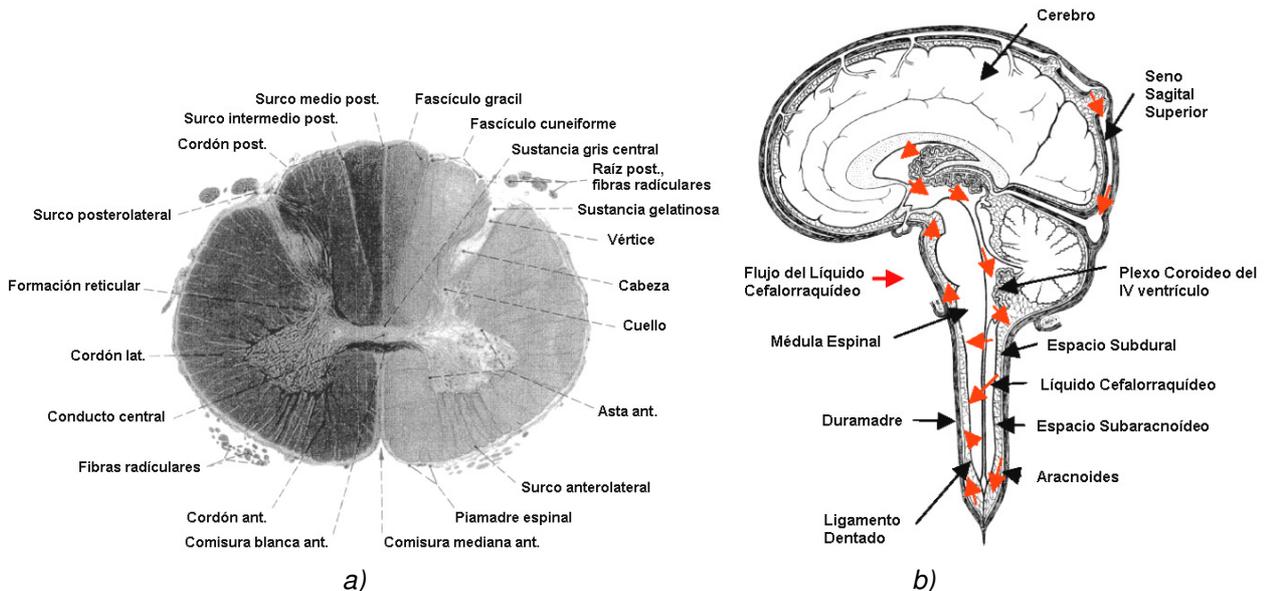


Fig. 2.12 El sistema nervioso: a) la médula espinal [Sobotta 1993]; b) el cerebro [Hasegawa 2003].

La sustancia gris, situada en la porción central de la médula, está constituida por núcleos neuronales motores, sensitivos y vegetativos, distribuidos respectivamente en las astas anteriores, posteriores y laterales. Su forma es similar a una letra H, de tal modo que se ve como dividida en cuatro porciones. La parte horizontal de esta H se denomina comisura gris, y cada una de las puntas recibe el nombre de asta. En consecuencia, existen dos astas ventrales o anteriores y dos astas dorsales o posteriores.

La sustancia gris de la medula espinal sirve de centro reflejo y forma parte de un centro de distribución para las vías sensitivas y motoras.

La sustancia blanca ocupa la parte externa que rodea la sustancia gris, y se compone de fibras ascendentes y descendentes sostenidas por las células

neurogliales. La sustancia blanca se dispone en tres columnas o cordones de fibras, anterior o ventral, lateral y posterior o dorsal, que discurren de un nivel del sistema nervioso a otro. Las fibras que se extienden desde un lugar determinado a otro se agrupan en haces denominados fascículos o tractos.

La sustancia blanca actúa de gran vía conductora de impulsos hacia y desde el encéfalo.

Es importante saber que la lesión de la médula espinal por un accidente o por una enfermedad produce una parálisis de los músculos y la desaparición de la sensibilidad por debajo de la zona lesionada.

## 2.5.2 El cerebro

En la figura 2.11b se observa que el cerebro se encuentra rodeado de tres capas de meninges: la piamadre, la aracnoides (formando ambas la llamada leptomeninge) y la duramadre. Las dos primeras capas rodean completamente al cerebro y la médula espinal y entre ambas se encuentra el espacio subaracnoideo, que está completamente lleno de líquido cefalorraquídeo al comunicarse con las estructuras licuorales cerebrales a través de los agujeros de Luschka y Magendie del IV ventrículo.

*El líquido cefalorraquídeo* es transparente, se forma en los ventrículos laterales, en unos entramados vasculares que constituyen los plexos coloides, fluye desde los ventrículos laterales en el interior del cerebro, hacia el tercer y cuarto ventrículo y luego sale al espacio subaracnoideo hasta el seno sagital superior del cerebro, donde se reabsorbe. El líquido cefalorraquídeo rodea a la médula espinal y sirve para proteger la parte interna del cerebro de cambios bruscos de presión y para transportar sustancias químicas. [Hasegawa 2003] considera que, en un adulto sano, la capacidad es aproximadamente 150 ml y la producción diaria es aproximadamente 500 ml.

*La duramadre raquídea* o duramadre espinal (figura 2.11 y 2.12b) es una membrana firme y poco elástica, que se ancla en el borde del agujero occipital, y frecuentemente en la cara interna de las dos primeras vértebras cervicales, así como al ligamento longitudinal posterior en las regiones cervical y dorsal. Se fija a la médula a través de los 21 ligamentos dentados, el último de los cuales se halla a nivel de las primeras lumbares. Su especial disposición y su forma triangular permiten el paso de las fibras que integran el nervio raquídeo. El espacio entre la duramadre y la pared del canal raquídeo es una cavidad real (espacio extra o epidural) llena de grasa y plexos venosos, a través del cual entran y salen diferentes elementos neurales y vasculares.

*La piamadre* es una membrana glial que tapiza la superficie externa de la médula espinal íntimamente unida a ella. Al terminar el cono medular, continúa como una estructura fibrosa, residual y filiforme (filum terminale), que a nivel S2 (donde termina el saco dural) se rodea de duramadre acabando en el cóccix, confundándose con su periostio y formando el ligamento coxígeo.

*La aracnoides* se encuentra adosada a la cara interna de la duramadre. Por su interior tenemos el *espacio subaracnoideo*, constituido por tejido glial, fibras nerviosas y elementos vasculares, bañados en líquido cefalorraquídeo.

*El espacio subdural* es la zona que existe entre dos membranas que cubren el cerebro: la aracnoides y la duramadre. En cualquier persona, en situación normal, este espacio es virtual, al estar ambas membranas muy unidas o juntas.

### 2.5.3 Los nervios

Los *nervios* salen de la medula espinal a lo largo de toda su longitud, uno hacia la izquierda y otro hacia la derecha, entre cada vértebra, resultando ocho pares de nervios. El primero par de nervios pasa entre el occipucio y la primera vértebra cervical, y el octavo emerge entre la séptima vértebra cervical y la primera dorsal.

Cada nervio tiene dos raíces nerviosas resultando cuatro por cada segmento medular: 2 anteriores (motoras) y 2 posteriores (sensitivas) con sus respectivos ganglios raquídeos. Normalmente la raíz nerviosa de una persona joven, ocupa en la columna cervical alrededor de un tercio del agujero intervertebral.

Las raíces nerviosas están envueltas por un manguito fibroso que le proporcionan las membranas meníngeas, y se unen en el agujero de conjunción para formar los nervios raquídeos que emergen del canal, envueltos también por duramadre. Raíces y nervios, además de su evidente función neural, ofrecen cierta fijación mecánica, principalmente en la región cervical. En este nivel, el hecho de existir 8 segmentos medulares por 7 vertebrales, motiva que el nervio raquídeo C1 emerja entre el occipital y el atlas, y así, los de C2 a C7 lo hacen por el agujero de conjunción que hay por encima de su vértebra homónima. El nervio C8 sale entre C7 y T1, y a partir de aquí lo harán por el agujero que se encuentra por debajo de su vértebra correspondiente. El decalaje existente entre los niveles medulares y óseos, determina que, a medida que descendemos, las raíces tengan mayor trayecto intraraquídeo desde su origen medular hasta la salida por los agujeros intervertebrales.

## 2.6 Los músculos del cuello

El músculo es un tejido u órgano constituido por células fusiformes que contienen un complejo entramado proteico de fibras llamadas actina y miosina (figura 2.13) cuya principal propiedad, llamada contractilidad, es la de acortar su longitud cuando son sometidas a un estímulo eléctrico como respuesta a un estímulo nervioso.

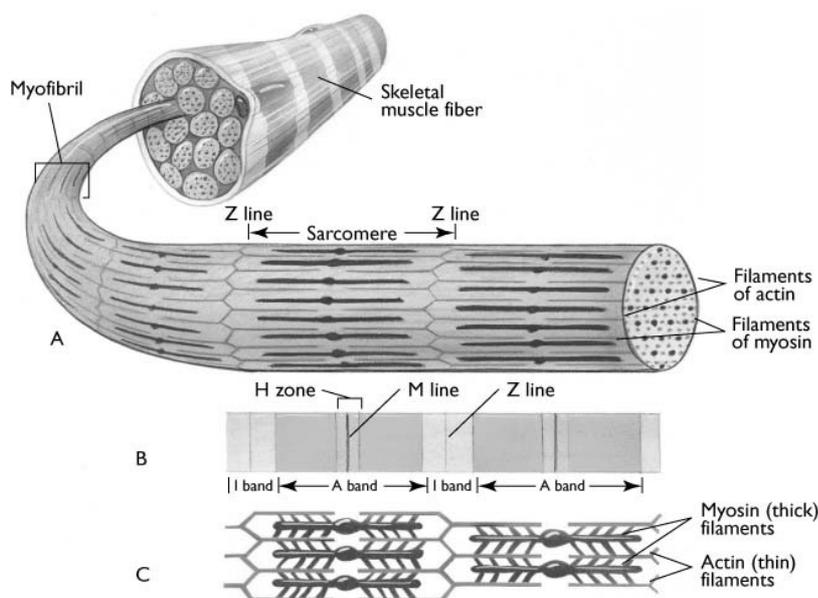


Fig. 2.13 Microestructura del músculo esquelético. [Koesterer 2008]

Las características de los impulsos nerviosos (intensidad, frecuencia, modo, duración, etc.) determinan las características de la contracción muscular y de la fuerza que puede desarrollar dicho músculo.

El tejido muscular se clasifica en tres tipos: *músculo cardíaco* que se encuentra en el corazón, *músculo esquelético* que está unido al esqueleto y es el responsable del movimiento y, el *músculo liso* que se encuentra en el aparato intestinal y en las paredes de los vasos sanguíneos. De estos tres músculos, el único que actúa voluntario a los estímulos del sistema nervioso central es el músculo esquelético o estriado.

Dado que los músculos del cuello son músculos esqueléticos, en el presente capítulo solo se analizara este tipo de músculo.

El control del músculo esquelético se realiza por medio de impulsos nerviosos provenientes del cerebro o de la medula espinal (figura 2.14).

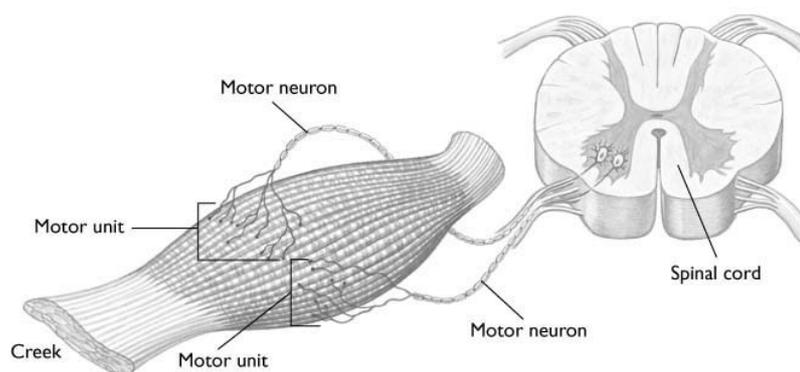


Fig. 2.14 El control del músculo esquelético. [Koesterer 2008]

La mayor parte de los músculos esqueléticos están unidos a zonas del esqueleto mediante inserciones de tejido conjuntivo llamadas *tendones*. Las contracciones del músculo esquelético permiten los movimientos de los distintos huesos y cartílagos del esqueleto. Estos tipos de músculos se componen en general de tres partes: un cuerpo o vientre (es la parte más voluminosa), unos tendones (son los extremos del músculo, a través de los cuales se unen a los huesos) y unas aponeurosis o fascias (una fina capa membranosa que recubre los músculos). Estos músculos (los músculos esqueléticos) pueden ser clasificados en tres regiones, en función de la zona donde están situados: anterior, lateral o posterior.

### 2.6.1 Músculos de la región anterior

En base a la profundidad a la que se encuentran los músculos de esta región (figura 2.15) se pueden considerar los siguientes dos grupos: grupo de músculos superficiales (*Supra-hioideos* y *Infra-hioideos*) y grupo de músculos profundos (*Largo del cuello*, *Largo de la cabeza*, *Escaleno anterior* y *Recto anterior de la cabeza*). Se considera como músculos profundos aquellos músculos que se encuentran más cerca del hueso o de los órganos internos.

#### Músculos superficiales

Los músculos *supra-hioideos* (milo-hioideo, digástrico, estilo-hioideo y geni-hioideo) son músculos depresores de la mandíbula y elevadores del hueso hioides, ayudando al proceso de deglución.

Los músculos *infra-hioideos* (esterno-hioideos, esterno-tiroideo, tiro-hioideo y homo-hioideo) descienden la laringe y la mandíbula.

Por el papel que juega el grupo de músculos hioideo se puede decir que este grupo de músculos no tienen mucha influencia en la cinemática normal del cuello.

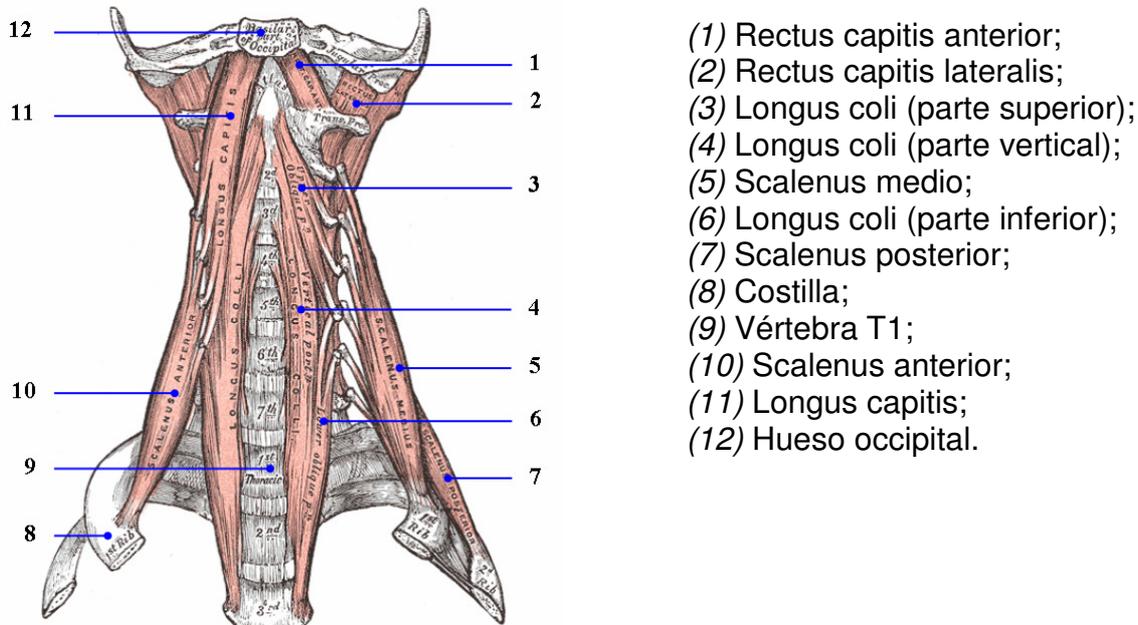


Fig. 2.15 Músculos cervicales, vista anterior. [Gray 1918]

### Músculos profundos

El músculo *Largo del cuello*, es un músculo prolongado y muy delgado con aspecto de triángulo, situado por debajo del músculo recto anterior, que se extiende desde el atlas hasta la tercera vértebra torácica. En este músculo se pueden distinguir tres porciones de fascículos de fibras: una porción oblicua descendente, una porción oblicua ascendente y otra porción de dirección longitudinal.

La porción oblicua descendente o superoexterna tiene origen en el tubérculo anterior del atlas y va a insertarse, después de un trayecto oblicuo hacia abajo y afuera, en los tubérculos anteriores de la tercera, cuarta, quinta y sexta vértebras cervicales, por otras tantas digitaciones distintas.

La porción oblicua ascendente o inferoexterna se origina en los cuerpos de las vértebras dorsales segunda y tercera. Desde allí se dirige oblicuamente hacia arriba y afuera y va a terminar, por dos o tres digitaciones, en los tubérculos anteriores de las quinta y cuarta vértebras cervicales.

La porción longitudinal o interna, colocada por dentro de las porciones precedentes, a cada lado de la línea media, está constituida por fascículos de dirección vertical, que se insertan sucesivamente en el cuerpo de las tres primeras vértebras dorsales y de las tres o cuatro últimas cervicales, en la cresta del axis y hasta en el tubérculo anterior del atlas.

La función del músculo largo del cuello es flexionar la columna cervical permitiendo su rotación a los lados.

El músculo *Largo de la cabeza* se inicia en los tubérculos anteriores de las apófisis transversas de la tercera a la sexta vértebras cervicales y se inserta en el la zona basilar del occipital.

El músculo *Escaleno anterior* tiene sus orígenes en los tubérculos transversos de las vértebras CIII-VI, insertándose en el tubérculo anterior de la primera costilla.

El músculo *Recto anterior mayor (oblicuo superior) de la cabeza* es un músculo aplanado y triangular con sus orígenes, por arriba, en la cara inferior de la apófisis bacilar, por delante en el agujero occipital y, por abajo, en los tubérculos anteriores de la tercera a la sexta vértebra cervical.

El músculo *Recto anterior menor (oblicuo inferior) de la cabeza* es un músculo cuadrilátero, situado en la región prevertebral entre el occipital y el atlas y tiene sus orígenes, por arriba, en la apófisis basilar y, por abajo, en la cara anterior del atlas.

La función de los músculos Recto anterior mayor y menor es de flexión de la cabeza.

## 2.6.2 Músculos de la región lateral

Los músculos de esta región (figura 2.16) se pueden considerar los siguientes dos grupos: grupo de músculos superficiales (*Platisma* y *Esternocleidomastoideo*) y grupo de músculos profundos (*escaleno medio, escaleno posterior y recto lateral*).

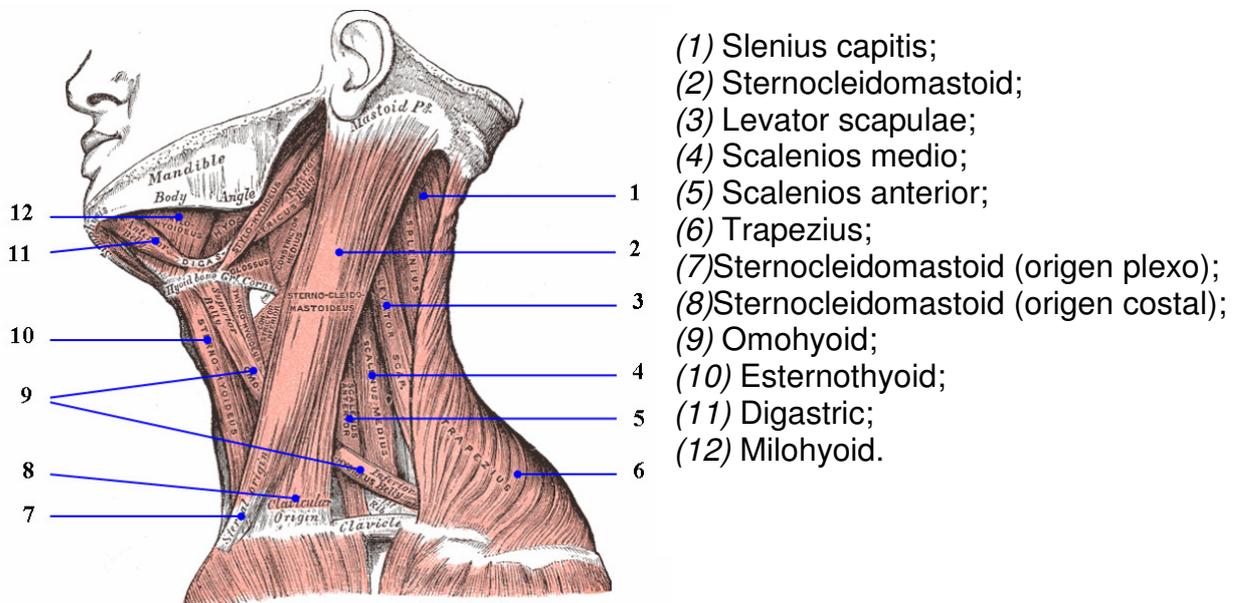


Fig. 2.16 Músculos cervicales, vista lateral. [Gray 1918]

### Músculos superficiales

El músculo *Platisma* o Musculocutáneo, está situado debajo de la piel, sobre la lámina superficial de la fascia cervical, en forma de una capa delgada. Se inicia a nivel de la segunda costilla, en las fascias pectoral y deltoidea, se dirige hacia arriba por encima de la clavícula y va a insertarse en el borde de la mandíbula y en las fascias parótida y masetérica, prolongándose en parte para formar los músculos de los labios. [Prives 1984] En la línea media del cuello queda un espacio triangular que no está cubierto por el músculo.

La función del músculo platisma es de traccionar la piel del cuello y preservar el aplastamiento de las venas subcutáneas.

El músculo *Esternocleidomastoideo* está situado en la región antero-lateral del cuello (por debajo del platisma) y tiene sus orígenes, por abajo, en la cara posterior del esternón y la parte interna de la clavícula y, por arriba, en la cara externa de la apófisis mastoideas, en la línea nual superior.

La función del músculo esternocleidomastoideo es la de flexionar, inclinar y rotar la porción cervical de la columna vertebral a la vez que la cabeza.

### Músculos profundos

Del grupo de músculos profundos de la región lateral se incluyen los siguientes músculos: escaleno medio, escaleno posterior y recto lateral.

- El músculo *Escaleno medio* es el mayor músculo del grupo escalenos. Se inicia en los tubérculos transversos de todas las vértebras cervicales y se inserta en la primera costilla.
- El músculo *Escaleno posterior* tiene sus orígenes en los tubérculos de las apófisis transversas de las vértebras inferiores IV-VI y se termina en la cara externa de la segunda costilla. Los músculos escalenos funcionan como músculos inspiradores, inclinadores laterales y fijadores de la columna vertebral.
- El músculo *Recto lateral de la cabeza* es un fascículo carnoso, situado en la parte lateral de la articulación occipital-atloidea y tiene sus orígenes, por arriba, en la apófisis yugular del occipital y, por abajo, se inserta en la apófisis transversa del atlas y apófisis yugular del occipital (primer intertransverso). Su función es de inclinar la columna cervical y fijarla firmemente.

### 2.6.3 Músculos de la región posterior

Los músculos de esta región (figura 2.17) son los siguientes: *Intertransverso anterior* y *Intertransverso posterior*, *Elevador de la escápula*, *Trapezio*, *Esplenio de la cabeza*, *Complejo mayor*, *Complejo menor* y músculos *Romboides*.

Los músculos *Intertransverso anterior* y *Intertransverso posterior* están situados entre las apófisis de las vértebras y tiene sus orígenes, por arriba, en la apófisis transversa superior y, por abajo, en la apófisis transversa inferior. La función de estos músculos es de inclinar y fijar la columna vertebral.

El músculo *Elevador de la escápula* está situado en la parte lateral de la nuca y tiene sus orígenes, por debajo, en el ángulo superior de la escápula y, por arriba en las apófisis transversas de las cinco primeras vértebras. Este mismo sirve como elevador y abductor de la escápula e inclinador de la columna vertebral.

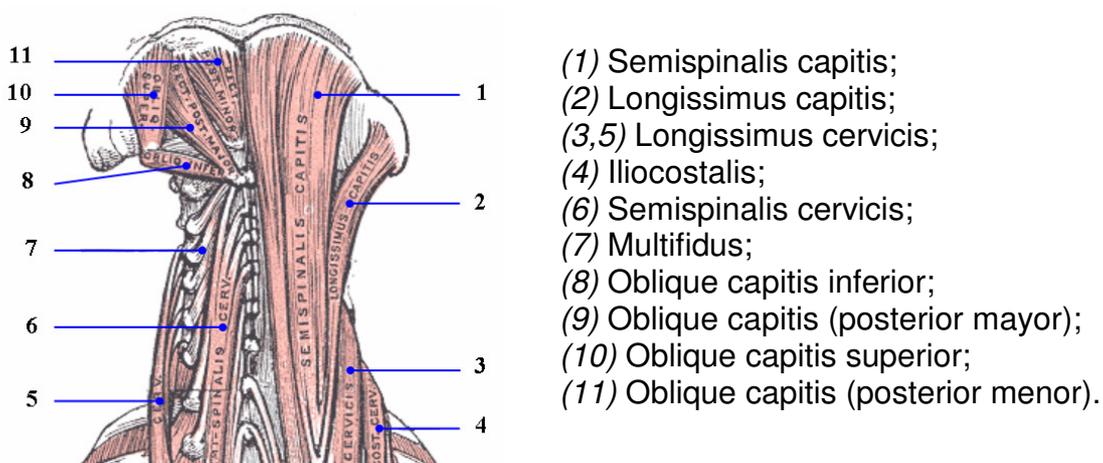


Fig. 2.17 Músculos cervicales, vista posterior. [Gray 1918]

El músculo *Trapezio* está situado en la región posterior del cuello y el tronco y tiene sus orígenes, por dentro, en la línea nual superior, protuberancia occipital externa, ligamento nual y el vértice de las apófisis torácicas y, por fuera, en la

clavícula, acromión y espina de la escápula (va desde la columna cervico-dorsal al hombro). La función de este músculo es: elevador y abductor de hombros; rotador y elevador de la cabeza.

El músculo *Esplenio de la cabeza* está situado en la Nuca y parte posterior del dorso, debajo del músculo trapecio y tiene sus orígenes en el ligamento cervical posterior y apófisis espinosa de las 4 primeras vértebras hasta el hueso temporal (apófisis mastoide). Las funciones del músculo esplenio son: extensor, inclinador y rotador de la cabeza.

Los músculos *Complejo mayor* y *Complejo menor* están situados en la nuca y tiene sus orígenes en las apófisis transversas de las seis primeras vértebras dorsales y apófisis articular de las cuatro últimas cervicales, terminando en el hueso occipital y la mastoides. Estos músculos se encargan de extender, inclinar y rotar la cabeza.

Los músculos *Romboides* (mayor y menor) están situados en la parte interior de la nuca y tienen sus orígenes, por arriba, en ligamento nucal, apófisis espinosa de C7 y, por abajo, de la cuartas o quintas primeras torácicas. Es abductor de la escápula.

## 2.7 Vascularización del cuello

Los vasos sanguíneos son los órganos encargados del transporte de la sangre a través de todos los órganos del cuerpo humano. Los vasos sanguíneos se clasifican en dos categorías: *arterias* y *venas*.

### 2.7.1 Las arterias

Una arteria es un vaso sanguíneo que transporta sangre oxigenada desde el corazón hacia las distintas partes del cuerpo. El oxígeno y otros nutrientes son transportados a través de las arterias hasta los órganos y tejidos vitales y, a diferencia de las venas, no pueden observarse en la superficie corporal.

A nivel cervical, las arterias más importantes son las *arterias vertebrales* y la *arteria carótida*.

- Las *arterias vertebrales* (figura 2.18a) se originan en la primera porción de las arterias subclavias y pasan por detrás de las arterias carótidas primitivas (carótida común) de unos tres centímetros, para penetrar en los agujeros transversales derecho e izquierdo de la sexta vértebra cervical. Atraviesan entonces los agujeros transversales de las seis vértebras cervicales superiores situadas por delante de las raíces nerviosas del segundo al sexto segmento. Al alcanzar el agujero transversal del atlas, cada arteria vertebral sigue un curso tortuoso, dirigiéndose en sentido posterior por detrás de la masa lateral del atlas. Se sitúa entonces en un surco sobre la superficie superior del arco posterior del atlas, y se dirige al interior del cráneo, pasando a través de la duramadre y situándose, en sentido oblicuo, por delante de la protuberancia del bulbo raquídeo. En este punto, las arterias vertebrales se unen para formar la arteria basilar finalizando el polígono de Willis. Las *arterias espinales* son ramas de las arterias vertebrales de la porción cervical responsables de la irrigación de la médula espinal. Nacen de las arterias vertebrales y descienden por el surco anterior, ramificándose para penetrar en el, formando lo que se denominan *vasos perforantes centrales*.

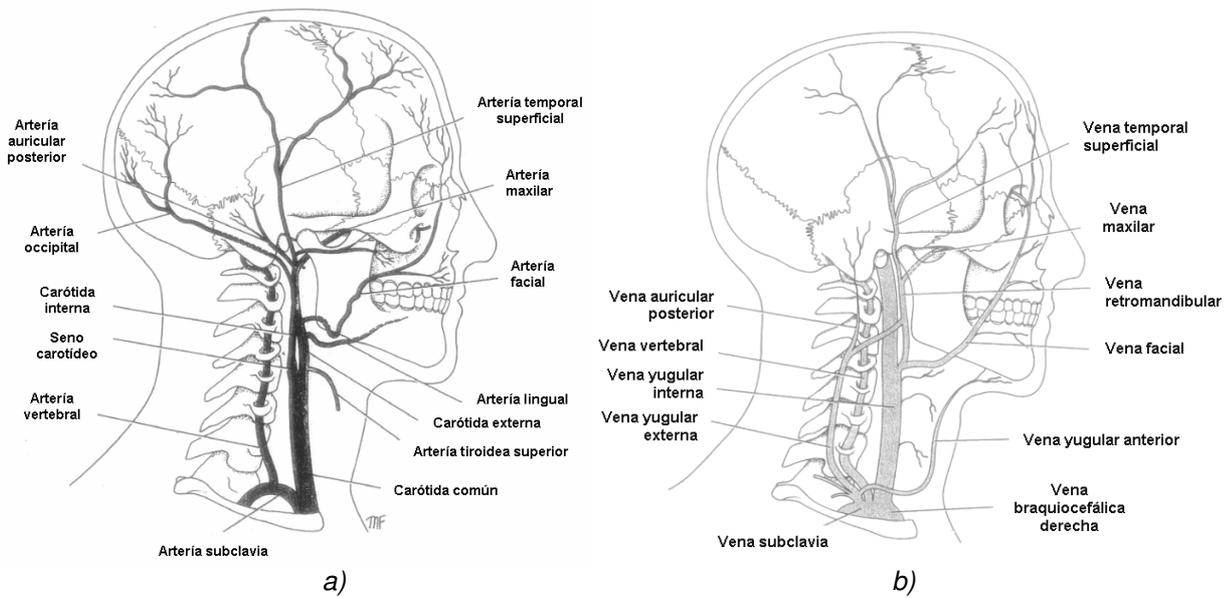


Fig. 2.18 La vascularización del cuello: a) arterias; b) venas. [Snell 1984]

- Las **arterias carótidas** (derecha e izquierda) se dirigen desde la aorta hacia la cabeza. La carótida primitiva derecha sale del tronco braquiocefálico y la carótida primitiva izquierda sale del arco aórtico. Al llegar al cuello se dividen en carótida interna, que va a irrigar el contenido del cráneo (encéfalo y globos oculares), y carótida externa, que va a irrigar el cuello y la parte externa del cráneo. La carótida circula en el cuello junto a la vena yugular, que es la encargada de retornar toda la sangre del cerebro. El conjunto formado por la carótida y la yugular queda tapado por el músculo esternocleidomastoideo.

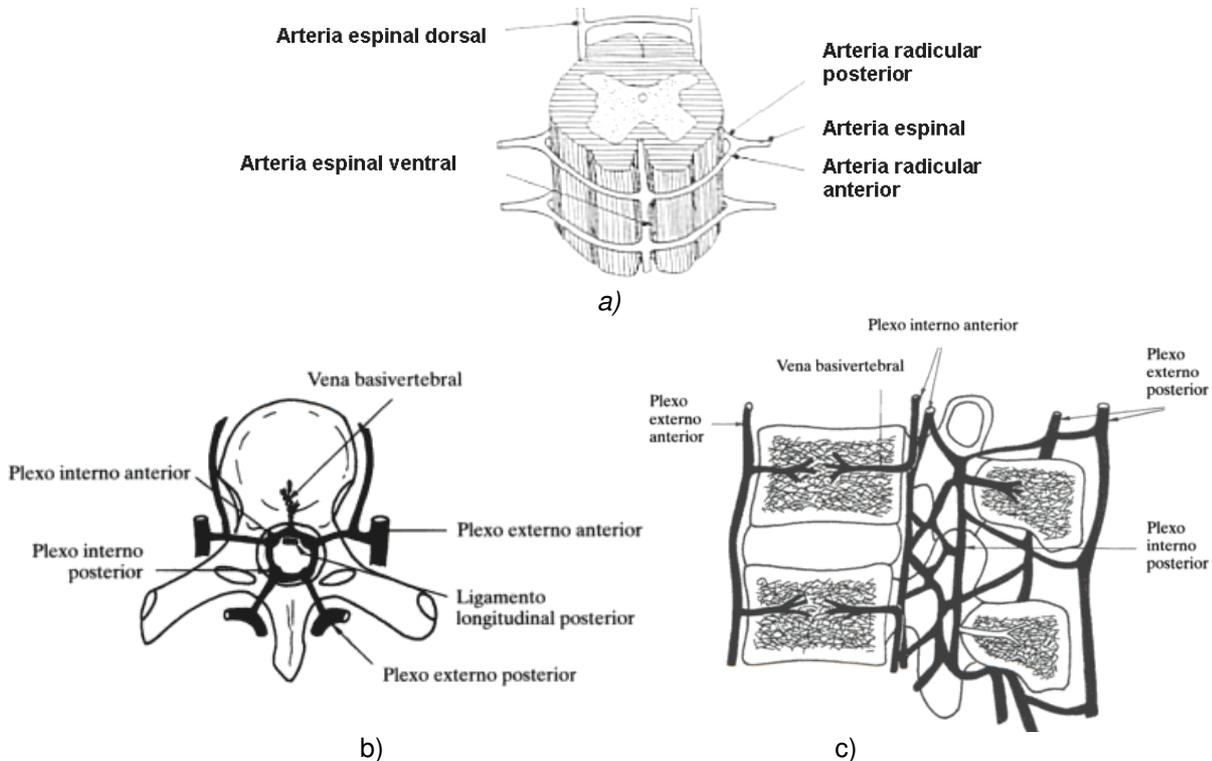


Fig. 2.19 Vascularización de la columna vertebral: a) notación empleada en actual modelo; b,c) sección sagital y transversal según [Palastanga 2000].

Otras arterias con importancia para el análisis del cuello son las arterias de la medula espinal (figura 2.19): *arterias espinales dorsales*, *arterias radicales anteriores* y *arterias radicales posteriores*.

- Las *arterias radicales anteriores* y *posteriores* proceden, a nivel de cuello de las arterias vertebrales y cervicales profundas, y progresivamente, de las intercostales posteriores, lumbares y sacras laterales, ingresando en el canal raquídeo con las raíces anteriores, uniéndose después a la arteria medular anterior.
- Las *arterias espinales dorsales* (o medulares posteriores) nacen de las arterias vertebrales y cerebelosas posteroinferiores. Son dos y discurren paralelas, a derecha e izquierda, del surco posterior, uniéndose a las arterias radicales posteriores que, procedentes de los mismos troncos que las anteriores, penetran con las raíces posteriores. El sistema arterial anterior tiene mayor entidad que el posterior, dados los especiales requerimientos de las astas anteriores. Ambos sistemas terminan en los plexos piales, que conforman una red vascular que rodea la médula, emitiendo vasos perforantes periféricos.

La médula cervical baja (C5-C8) es la zona más vulnerable a la isquemia por hallarse alejada de las colaterales superiores y de las arterias radicales importantes que se encuentran en niveles más inferiores.

Existe paralelismo con el flujo sanguíneo cerebral en cuanto a su autorregulación, ya que el flujo medular se autorregula entre tensiones arteriales medias de 60 y 120 mmHg, haciéndose dependiente de la presión por fuera de estos límites.

### 2.7.2 Las venas

Las venas son vasos sanguíneos que transportan la sangre desde el cuerpo hacia el corazón para comenzar su proceso de conducción a los pulmones y así, su purificación. La mayoría de las venas transportan sangre con poco oxígeno, ya que el oxígeno y los nutrientes han sido entregados a las células del cuerpo. Únicamente las venas que devuelven la sangre desde los pulmones al corazón son las que transportan sangre rica en oxígeno. Las venas son menos musculares que las arterias.

El drenaje venoso es más variable, pero de disposición análoga al sistema arterial, con venas medulares y radicales anteriores y posteriores, que drenan, junto con los plexos venosos extradurales, a las venas intervertebrales, que abandonan el canal medular por el agujero de conjunción. El drenaje final se realiza a través de las venas vertebrales y cervicales profundas, por las venas intercostales y lumbares y, por las venas sacras.

Las venas se pueden clasificar en dos grupos: *periféricas* y *profundas*. Las venas periféricas son aquellas que se encuentran debajo de las capas cutáneas y son "visibles" y "palpables". Las venas profundas están, por el contrario, situadas más profundamente, no se ven y no son palpables. Las venas más importantes a nivel del cuello son: la *vena yugular interna* y la *vena subclavia*.

- La *vena yugular interna* (figura 2.18) emerge de la base del cráneo, entra en la fosa carotídea por detrás de la arteria carótida interna y se sitúa posterior y por fuera de la arteria carótida común y la arteria carótida interna. Por último cerca de su terminación, la yugular interna está por fuera y un poco por delante de la arteria carótida común. Esta vena corre por dentro del músculo esternocleidomastoideo en su parte superior, detrás de él en el triángulo entre los dos extremos inferiores del esternocleidomastoideo, en su parte media, y detrás de la porción anterior de

la inserción clavicular del músculo, en su parte inferior, terminando justo encima del extremo interno de la clavícula, donde se une a la vena subclavia.

- *La vena subclavia*, que en el adulto es de alrededor de tres a cuatro centímetros de largo y de uno a dos centímetros de diámetro, empieza como continuación de la vena axilar en el borde lateral de la primera costilla y pasa por delante del músculo escaleno anterior. El músculo escaleno anterior tiene de diez a quince milímetros de espesor y separa la vena subclavia de la arteria subclavia, la cual corre por detrás del músculo escaleno anterior. La vena continúa detrás del tercio interno de la clavícula donde se une mediante ligaduras pequeñas a la costilla y a la clavícula. En el borde interno del músculo escaleno anterior y detrás de la articulación esternocostoclavicular, la subclavia se une con la vena yugular interna para formar la vena braquiocefálica. El conducto torácico principal, se encuentra a la izquierda y el conducto linfático accesorio a la derecha y ambos, entran por el borde superior de la vena subclavia, cerca de su unión con la yugular interna.

## 2.8 Sistema linfático

El sistema linfático es una red de órganos, ganglios linfáticos, conductos y vasos linfáticos que producen y transportan linfa desde los tejidos hasta el torrente sanguíneo. Este sistema filtra líquido proveniente de los alrededores de las células por lo cual es uno de los componentes principales del sistema inmunológico del cuerpo.

En el trayecto de la linfa (líquido entre transparente y blanquecino), se interponen los ganglios linfáticos que tienen una importante función inmunológica. Estos ganglios linfáticos son unos nódulos pequeños, suaves y en forma de fríjol que no suelen ser visibles ni son fáciles de sentir al tacto.

Los ganglios producen las células inmunes (como los linfocitos, monocitos y células plasmáticas), filtran el líquido linfático y eliminan el material extraño, como bacterias y células cancerosas (según algunos autores). Cuando las bacterias son reconocidas en el líquido linfático, los ganglios se agrandan a medida que producen y suministran una cantidad adicional de glóbulos blancos para ayudar a combatir la infección.

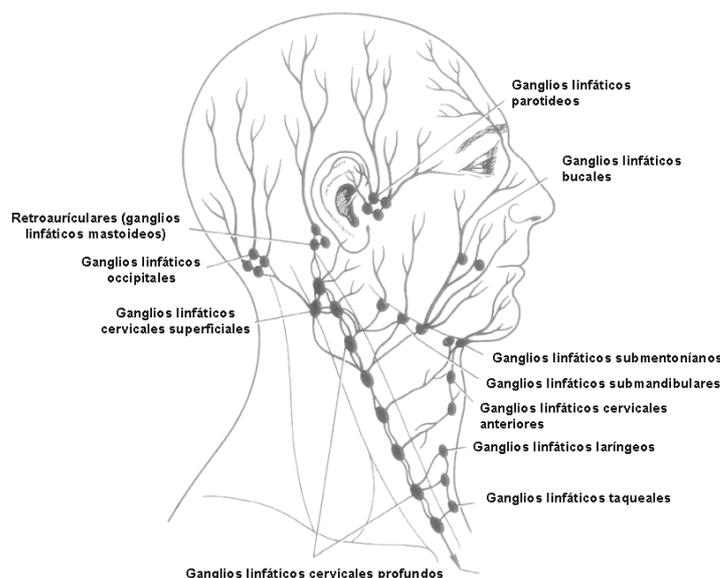


Fig. 2.20 Sistema linfático del cuello. [Snell 1984]

Los ganglios linfáticos del cuello (figura 2.20) se pueden clasificar en función de su profundidad en el cuerpo en dos categorías:

- *Superficiales* - se encuentran en la región mastoidea, parótida (delante del oído externa) y en la región submandibular. Son fáciles de palpar cuando aumentan de tamaño por infección.
- *Alrededor de vasos* - se encuentran alrededor de la vena yugular anterior, la yugular externa, los ganglios de la yugular interna y, en las vísceras profundas.

## **CAPÍTULO 3: ESTADO ACTUAL DE LA TÉCNICA**

### **3.1 Aspectos generales**

Para la mejor comprensión del estado actual de la técnica, en el presente capítulo se presentan algunos aspectos destacados en relación a las lesiones cervicales, intentándose cubrir todos los campos relacionados con el tema, siendo las etapas a seguir las que se enumeran a continuación:

- Encontrar el historial de las lesiones cervicales, los nombres bajo los cuales se conocen en la realidad y la definición (o definiciones) que se utilizan para estas lesiones.
- Establecer los factores que influyen en la aparición de las lesiones cervicales, analizar la incidencia y el tipo de personas afectadas por estas lesiones.
- Adquirir los conocimientos teóricos-prácticos sobre la aparición y el desarrollo de las lesiones cervicales, estableciendo las dificultades existentes a la hora de poner en evidencia dichas lesiones.
- Establecer cuales son las teorías actuales y criterios de daño para las lesiones cervicales.
- Verificar la existencia de modelos matemáticos para el estudio de las lesiones cervicales.
- Analizar el fenómeno del latigazo cervical desde el punto de vista jurídico, estableciendo la existencia de leyes y las compensaciones económicas en este dominio.

### **3.2 Historia y definición**

A lo largo de este proyecto se emplea el término de "latigazo cervical" para hacer referencia al fenómeno biomecánico que da lugar a las lesiones cervicales.

La historia del fenómeno de latigazo cervical (*whiplash* en inglés) comienza en el año 1866 cuando el británico J.E. Erichsen describe en sus trabajos el término de "railway spine", que hace referencia a las lesiones cervicales en el transporte ferroviario, y publica en 1867 la descripción de los síntomas del mismo. [Ferrari 1999]

En 1928, Crowe introduce en la reunión de "Western Orthopaedic Association" de San Francisco [Crowe 28] el término "whiplash" que ha sido aceptado en la literatura especializada en 1945. [Crowe 64], [Randolph]

En 1987, debido al aumento de los casos de lesiones a nivel cervical, se crea la Asociación "Whiplash-Associated Disorders" (WAD) en Québec-Canadá, que diseña la "Clasificación de Québec", la cual considera la cinemática, alteraciones anatómicas, fisiológicas y factores patológicos en torno a la lesión, encasillándola como un síndrome [Ortega 2003]. Estas conclusiones de la "Quebec Task Force" (QTF) de Canadá del año 1995 junto con las del "Motor Accidents Authority" de Australia del año 2001 se utilizan como guías de diagnóstico y tratamiento del WAD (trastornos asociados al latigazo cervical).

La definición del latigazo cervical aceptada a nivel internacional es la definición dada por el grupo QTF en 1995: **"el latigazo cervical es un mecanismo lesional de**

**aceleración-desaceleración que transmite su energía al cuello. Puede ser el resultado de colisiones en accidentes de vehículos por impacto posterior o lateral, pero puede producirse también en accidentes de inmersión en el agua o en otros tipos de accidentes. El impacto produce una lesión de los huesos o de los tejidos blandos cervicales (lesión por latigazo) y se expresa en una variedad de manifestaciones sintomáticas (trastornos asociados al latigazo cervical o **whiplash - associated disorders o WAD**)." WAD es el término utilizado por el QTF para designar a las entidades clínicas asociadas con la lesión.**

Otros autores [Bermúdez 2002b], [Ortega 2003] definen el latigazo cervical en conformidad con el estudio realizado por el Grupo de Québec de la siguiente forma: "mecanismo de aceleración-desaceleración que transmite energía al cuello. Puede originarse por un impacto posterior o lateral al colisionar dos vehículos, pero también por frenada brusca, zambullidas o maniobras anormales del cuello. El impacto puede originar lesiones óseas o de los tejidos blandos y diferentes manifestaciones clínicas".

En España tras la IIª Jornada de Barcelona [Protocolo 2002] sobre "Aspectos médico prácticos en la valoración del daño corporal", el síndrome del latigazo cervical, se define como "un traumatismo cerrado sobre el raquis cervical, por mecanismo lesional indirecto, con afectación exclusiva de partes blandas". Definición que excluye las lesiones óseas (fracturas o fisuras de vértebras).

Según [Roux], el término de *whiplash* no define un diagnóstico; "define en realidad un fenómeno biomecánico de flexión-extensión del raquis cervical, sin impacto de la cabeza, a raíz de un mecanismo de aceleración-deceleración y no una lesión", descripción diferente a la de QTF que acepta el contacto de la cabeza.

En la Clasificación Internacional de Enfermedades (CIE-10) de la Organización Mundial de la Salud se utiliza el término **esguince cervical**, no obstante existen múltiples referencias bibliográficas que utilizan los términos de *latigazo cervical*, *lesión por aceleración y desaceleración*, *lesión por hiperextensión*, *golpe de conejo (cup du lapin)*, etc. y en la práctica clínica diaria se observan términos de diagnóstico diversos, como *síndrome cervical postraumático*, *cervicalgia*, *cervicobraquialgia*, *cervicodorsalgia*, *tetraplegia*, etc. Por otra parte, debido a su dificultad de ser diagnosticado, el lesionado de latigazo cervical ha acarreado desde hace tiempo una serie de etiquetas como: "*simulador*", "*neurosis de renta*", "*victimismo*", "*síndrome de la cataplasma verde*", etc.

En realidad, se puede constatar que esta multiplicidad de términos hace alusión a una misma entidad nosológica con expresión en varios órganos y sistemas, pero provocada por un mecanismo traumático común.

### 3.3 Epidemiología del fenómeno de latigazo cervical

Un estudio [Garamendi 2003b] sobre la distribución de individuos con lesiones cervicales por tipo de accidente indicaba que el 89,5% de los accidentes se habían producido en situaciones en las que se hallaban implicados turistas. El 5,4% habían sido camiones, el 4% otros vehículos (bicicletas, motos, etc.) y el 1,6% los lesionados eran peatones (Figura 3.1). En el caso de los turistas, las colisiones habían sido posteriores en el 31%, frontales en el 14,5%, de otros tipos en el 34,3% y sin datos recogidos en el resto.

Los investigadores [Ojeda], después de valorar 100 historias clínicas de accidentes de tráfico, han comprobado que en el 90% de estos accidentes existe

traumatismo cervical, directo o indirecto. Un resultado diferente se presenta en [Press 2004] que considera que sólo entre el 20 y el 50% de los accidentes de tráfico causan síndrome de latigazo cervical.

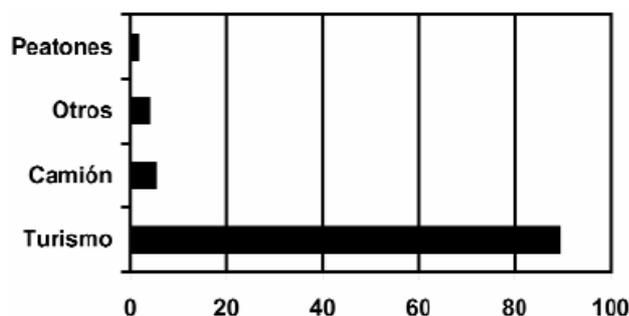


Fig. 3.1 Distribución de los accidentes de tráfico en los afectados de WAD, según [Garamendi 2003b].

Si se consideran correctos los datos registrados en la literatura española sobre el número de lesionados de latigazo cervical de 20.000 -30.000 personas al año, esto da un resultado de 24-36% de los accidentes por alcance o 6-9% de todos los accidentes.

Si se hace referencia al ocupante, varias diferencias (antropométricas, biológicas, racial, culturales, etc.), hacen que en las estadísticas sobre la incidencia de los casos de latigazo cervical según la raza a la que pertenece el individuo tengan una distribución no homogénea. A parte de esto, el riesgo de sufrir una lesión de latigazo cervical tras un accidente de vehículo por impacto trasero varía considerablemente de estudio a estudio en función del método usado para recoger los datos. Los límites de riesgo presentados de [Croft 1990], comparando varias fuentes bibliográficas, son entre el 15 y el 68%:

Algunos estudios demuestran que la recuperación (según lo establecido por la ausencia de síntomas y la vuelta a las actividades habituales) sucede en el 90-95% de los pacientes en seis semanas o menos.

Los estudios sobre la incidencia de latigazo cervical en Lituania han creado mucha confusión en todo el mundo. Del estudio retrospectivo del año 1996 y el estudio prospectivo del año 1999 resulta que, a diferencia de lo que ocurre en los países occidentales, en Lituania no existe la noción preconcebida de dolor crónico por latigazo cervical derivado de las colisiones de vehículos por lo que, según [Ferrari 1999b], [Bermúdez 2002], resulta extraña la implicación de las compañías de seguros, del pleito e incluso de la comunidad terapéutica.

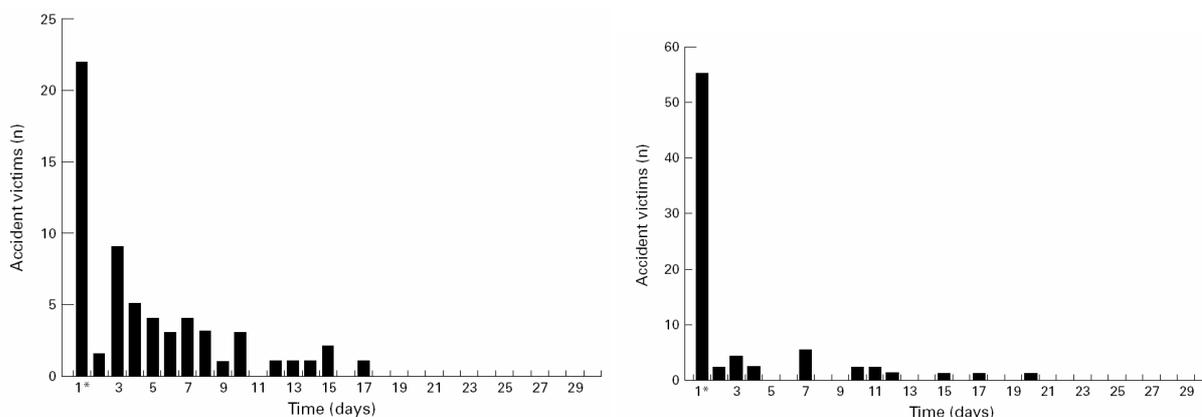


Fig.3.2 Incidencia de latigazo cervical en Lituania: a) distribución de la duración del dolor del cuello; b) duración de dolor de cabeza. [Obeliene 1999]

Uno de los estudios ha sido realizado sobre 210 víctimas de colisiones por alcance que fueron identificados consecutivamente en los expedientes diarios de la policía de tráfico de Kaunas-Lituania. El dolor de cuello y el dolor de cabeza fueron evaluados por los cuestionarios enviados poco después del accidente, después de 2 meses, y después de 1 año. Inicialmente el dolor fue confesado por el 47% de víctimas del accidente; de ellos, el 10% tenían solamente dolor de cuello, el 18% tenían dolor de cuello junto con dolor de cabeza, y el 19% tenían dolor de cabeza solamente. La duración media del dolor de cuello inicial era de 3 días y la duración máxima de 17 días. La duración media del dolor de cabeza era de 4,5 horas y la duración máxima era de 20 días (Figura 3.2). Después de 1 año, referente a frecuencia y la intensidad de estos síntomas se ha constatado que no había diferencias significativas entre las víctimas del accidente y un grupo de control de personas que no han sido involucrados en accidentes de tráfico. [Obelieniene 1999]

En España existen grupos de investigación (CIDAUT, CESVIMAP, Centro Zaragoza, etc.) que estudian el fenómeno de latigazo cervical y las lesiones cervicales desde el punto de vista médico y/o técnico. Los estudios que establecen la incidencia de este fenómeno en España revelan una incidencia moderada con respecto a otros países. Con aproximadamente 20.000 o 30.000 casos de latigazo cervical al año para una población de casi 44 millones de habitantes, España tiene una incidencia menor de 1 caso por cada 1.000 habitantes y año. En conformidad con la estadística presentada de [INE 2001], en el año 2001, la población de España era de 41.837.894 habitantes y, según la Dirección General de Tráfico [DGT], hubo casi 30.000 víctimas de accidente por impacto trasero en toda España. [Press 2003] Esto nos da una incidencia de latigazo cervical de 0,71 casos por cada 1.000 habitantes y año. En estos resultados se tiene que tener en cuenta que no todas las lesiones leves son de latigazo cervical y no todas las lesiones de latigazo cervical aparecen en las colisiones por alcance.

Una parte muy importante en el análisis de los datos de accidentes de tráfico lo representa la modalidad de recogida de los datos. En el Boletín Oficial del Estado del año 1993 con el título: “Orden de 18 de febrero de 1993 por la que se modifica la estadística de accidentes de circulación” [BOE47] se introduce el “Cuestionario Estadístico de accidentes de circulación con víctimas” con cual se hace la recogida de los datos de accidentes de tráfico. En este cuestionario no se especifica el significado de la colisión por alcance (punto 40-1.4 del cuestionario) pero, en la recogida de datos realizada por la Dirección General de Tráfico [DGT] la colisión de dos vehículos se considera por alcance cuando “afecten al frente de uno y a la parte posterior del otro” [Normas DGT] lo que significa que se han considerado como parte de esta categoría de colisión los dos vehículos implicados: un vehículo que ha tenido un impacto posterior y otro, que ha tenido un impacto frontal. Debido a este modo de clasificar los accidentes no se puede analizar únicamente los vehículos que han sufrido sólo impactos posteriores, con lo cual el análisis se realiza para el conjunto de vehículos implicados en el accidente.

### **3.4 Los afectados de las lesiones cervicales**

Debido al aumento del número de víctimas de lesiones cervicales y el gran coste social que suponen estas lesiones, en las últimas décadas se han realizado

estadísticas y experimentos a fin de determinar el riesgo de sufrir lesiones cervicales examinándose una multitud de parámetros relacionados con el accidente, así como el género o la edad.

Si las diferencias entre personas, según el modo de percibir el accidente, dan la posibilidad de afirmar que las diferencias por género son sólo teóricas, existen estudios [Cassidy 2000], [Garamendi 2003], [Garamendi 2003b], etc., que demuestran que el género femenino está más expuesto que el masculino a sufrir lesiones a raíz de un latigazo cervical. En estadísticas de accidentes, el riesgo de lesión por latigazo cervical es dos veces mayor en ocupantes femeninos que en masculinos. También se considera que el género femenino es “el factor de peor pronóstico en relación con la evolución de los periodos de curación e incapacidad” [Garamendi 2003b].

Según un estudio reciente realizado por [Dehner 2008] se ha observado, en base a ensayos con personas de género femenino, la existencia de un alto riesgo de lesiones cervicales para aquellas cuya circunferencia de la cabeza sea pequeña, cuyo cuello sea largo, que tenga una mayor altura del tronco, o un peso superior.

El estudio realizado por [Craig 2008], establece, en base a regresiones matemáticas que el riesgo de lesiones severas tras un accidente de tráfico aumenta con la edad, siendo mayor para las personas mayores de 60 años.

Lejos de ser un fenómeno que afecta sólo a los adultos, se ha demostrado que también estos tipos de lesiones pueden aparecer en los niños, siendo conocido como “el síndrome del bebé sacudido” (del inglés “shaken baby”) y se restringe a los niños menores de 3 años. Este fenómeno, según [Wyllie 1998] ocurre en la mayoría de los casos en el primer año de vida y la zona frecuentemente lesionada es entre las vértebras C1 y C4.

Según parece, la aparición de lesiones no tiene en cuenta la edad, el género o el estado socio-cultural y por esto desde el punto de vista técnico sólo importan los parámetros biomecánicos (dimensiones antropométricas, propiedades de los tejidos, tiempo de reacción, sensibilidad, etc.). Se ha puesto en evidencia que algunas características se identifican más con un género u otro, pero el mecanismo causante de las lesiones de latigazo cervical no ha sido aún identificado, por lo cual no se sabe cuales son los parámetros que más influyen en la aparición de estas lesiones.

### **3.5 Aspectos médicos de las lesiones cervicales**

En la actual práctica diaria, el médico que atiende a un paciente con lesiones cervicales además de analizar, diagnosticar y curar, debe proporcionar todos los datos necesarios para una futura valoración, por parte del medico forense, del daño patrimonial e extrapatrimonial que ha sufrido la persona (incapacidad transitoria, invalidez permanente, secuelas, dolores, pérdida de bienestar, peor calidad de vida, etc.). Además el historial clínico del paciente debe tener todos los detalles necesarios para no perjudicarlo después, en caso de existir alguna posible indemnización. Es necesario también establecer la causalidad del daño, es decir, relacionar las lesiones que presenta la persona con el accidente sufrido, explicando cuáles se han producido en el mismo y diferenciándolas de las que ya presentaba antes o se han producido por circunstancias ajenas.

A continuación se presentarán las etapas de investigación, de diagnóstico, el tratamiento y el periodo de curación para los casos de lesiones cervicales.

- **Etapas de investigación**

En la literatura médica especializada, para el caso de lesiones cervicales se presentan varias etapas de investigación que tienen que tomarse para diagnosticar estos tipos de lesiones, etapas que varían de autor a autor. Entre ellas se destacan: historia clínica, exploración física y valoración radiológica.

- **Historia clínica**

En la etapa de historia clínica se debe investigar el comienzo, la duración y la relación de los síntomas correspondientes al traumatismo presentado por el paciente. Debe determinarse la localización exacta y las características específicas del dolor, incluyendo su severidad, si es constante o intermitente, cómo se modifica con las actividades y la posición del cuerpo y una descripción subjetiva por parte del paciente de cómo siente el dolor (quemante, lacerante, sordo, etc.).

Se hacen preguntas específicas sobre cualquier síntoma asociado como debilidad, cambios en la coordinación y de la función intestinal, etc. Se recoge información sobre síntomas sistémicos, dolor en otras zonas del organismo y enfermedades concomitantes. La historia clínica se completa con la obtención de información sobre el estilo de vida del paciente, consumo de tabaco, alcohol o drogas, situación familiar, actividad laboral y la posibilidad de ganancia secundaria asociada a la lesión. [Donald 2001]

- **Exploración física**

La exploración física consta de inspección, palpación y valoración de la sensibilidad, rango de movimiento, fuerza y reflejos.

- **Valoración radiológica**

Hasta ahora se ha conseguido establecer, de una forma muy poco exacta, la variación de las características biomecánicas de los tejidos blandos en concordancia con el género, la edad, pertenencia racial y/o la constitución física del individuo.

Así como se presenta en el apartado 3.6, después de varios ensayos con animales, seres humanos y cadáveres se ha puesto en evidencia cuáles son las lesiones anatómicas que pueden aparecer en un paciente con lesiones cervicales (rotura de la cápsula articular, efusión hemática, fisuras, desinserción, lesiones ligamentosas, etc.). La mayoría de estas lesiones anatómicas no se detectan con las radiografías simples de rayos X (RX), las tomografías axiales computerizadas (TAC) o las resonancias magnéticas (RM), faltando de ese modo las pruebas gráficas por la única razón que no son las pruebas adecuadas para detectar ese tipo de lesiones. Con todo esto, es indicado hacer algunas pruebas para comprobar o desmentir algunas sospechas.

Actualmente no existe ningún dispositivo no-agresivo capaz de poner en evidencia las microlesiones específicas de las lesiones cervicales pero, en base a varias observaciones clínicas, a nivel nacional e internacional se han podido establecer una serie de síntomas asociados a las lesiones cervicales como: dolor cervical, disfagia, alteraciones visuales, vértigo, cefaleas, etc.

Todavía no se ha establecido una clasificación de lesiones cervicales unánimemente aceptada por los médicos a nivel nacional o internacional, siendo las más utilizadas las siguientes: Clasificación de Québec, Clasificación de

Foreman y Croft (original o modificada), Clasificación AIS, u otras clasificaciones derivadas de las anteriores.

La mayoría de los autores [Obelieniene 1999], [Garamendi 2003b], [Bermúdez 2002], [Bermúdez 2002b], etc., para analizar la gravedad de las lesiones cervicales, usan la más conocida clasificación del diagnóstico del síndrome de latigazo cervical y las alteraciones asociadas al mismo en función de WAD (Whiplash Associated Disorder) publicada de Québec Task Force en 1995, (conocida bajo el nombre de Clasificación de Québec) o de las recomendaciones WAD publicada por MAA (Motor Accidents Authority) de Australia en 2001.

Así como presenta [Kettler 2004], debido al avance tecnológico de los últimos años, aparecen aparatos y dispositivos innovadores como, por ejemplo, dispositivos para detección del estado del equilibrio de los pacientes y dispositivos de termoscanner, que tienen múltiples aplicaciones.

- **Diagnóstico**

El diagnóstico de latigazo cervical se realiza en base a los resultados de las etapas de investigación descritas anteriormente, basadas en la historia médica, exploración clínica, radiografías funcionales y otras pruebas si se considerara necesario (para mas detalles, ver [Chiriac 2006a]).

- **Tratamiento**

Los tratamientos varían en función del diagnóstico y de las características de cada persona lesionada. En los artículos especializados [White 2002], [Obelieniene 1999], [Koval 2008], [Ortoinfo 2006], etc. existen varios tratamientos propuestos para la practica medica que se pueden aplicar a un lesionado de latigazo cervical: reposo en cama, sueño, higiene postural, inmovilización cervical, tratamientos de calor locales, analgésicos y relajantes, terapia física y electroterapia, tracciones cervicales, cirugía (para lesiones graves), tratamiento psicosocial, acupuntura, láser, etc. Cada uno de este tratamiento se prescribe en función de la gravedad lesional de cada paciente, pudiéndose aplicar de manera independiente o conjunta según las necesidades.

- **Periodo de curación**

El periodo de curación de las personas con lesiones de latigazo cervical es diferente para cada paciente y depende del tipo y la gravedad de la lesión, aumentando o disminuyendo en función de factores como: edad, género, existencia de lesiones previas, factores psíquicos y de indemnización, etc.

### **3.6 Lesiones anatómicas que pueden aparecer como consecuencia de un latigazo cervical**

En este subcapítulo se describen las lesiones cervicales que servirán como referencia en el desarrollo de los criterios de daño y en el análisis de los resultados del modelo matemático.

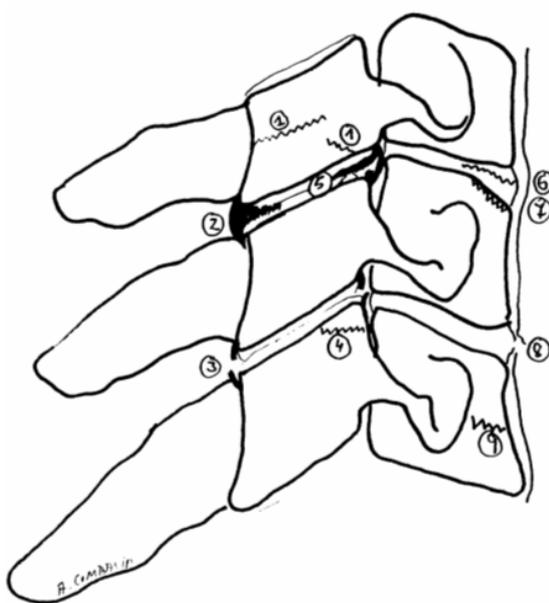
El estudio español realizado por [Jáuregui 1995], indica que más de un tercio de las fracturas cervicales se producen como consecuencia de accidentes de tráfico, otro tercio están relacionadas con caídas casuales y finalmente el tercio restante se produce en actividades deportivas. Estas proporciones varían de estudio a estudio

según algunos parámetros como: el periodo analizado, el país o la zona analizada, etc. En el estudio de [McElhanev 2000] se presenta una comparativa de dos estudios realizados en años y lugares distintos observándose la misma tendencia general de causalidad de daños: accidente de tráfico (47-53%), tareas de trabajo y domésticos (21-29%), deporte o tareas recreativas (14-16%), etc. Estas comparativas demuestran que las lesiones cervicales no son algo típico sólo para los accidentes de tráfico sino que abarca todas las actividades que el ser humano puede realizar.

En general, las lesiones cervicales se pueden localizar en los músculos, los ligamentos, las cápsulas articulares, los discos o los nervios y pocas veces se fracturan o luxan las vértebras cervicales por lo cual estas lesiones son difíciles de poner en evidencia con los medios actuales (RX, RMN, TAC, etc.) y hacen dudar de su existencia.

Para comprobar la existencia o inexistencia de las lesiones, algunos grupos de investigación, entre los que se pueden destacar [Combalia 2001] y [Yogonandan 2001b], han comparado las observaciones clínicas con los estudios de cadáveres sometidos a impactos con una determinada velocidad.

Tras dichos estudios y algunas pruebas complementarias de lesiones a nivel cervical, el grupo de investigación de Combalía [Combalia 2001] descubre una serie de lesiones anatómicas que pueden ocurrir a consecuencia de un latigazo cervical. Estas lesiones se presentan en la figura 3.3.



- (1) Pequeños aplastamientos trabeculares de las apófisis articulares;
- (2) Efusión hemática de las articulaciones interapofisarias;
- (3) Desgarro y rotura de la cápsula y ligamentos de las articulaciones interapofisarias;
- (4) Fracturas del apex de la apófisis articular;
- (5) Fracturas del cartílago y desgarros sinoviales;
- (6) Fisuraciones del disco intervertebral;
- (7) Fractura –acuñamiento mínima del cuerpo vertebral;
- (8) Desgarros del ligamento vertebral común anterior;
- (9) Roturas trabeculares del cuerpo vertebral.

Fig. 3.3 Localización y tipos de lesiones, según [Combalia 2001].

El trabajo de investigación del grupo de Yogonandan [Yogonandan 2001b] ha demostrado la ineficiencia de las radiografías y tomografías en la apreciación de las lesiones anatómicas (figura 3.4) diseccionando los tejidos de cadáveres sometidos a unos impactos con dos pulsos diferentes: 16 y 25 km/h. Tras dichas colisiones tomaron radiografías y tomografías computerizadas, para después congelar los cadáveres y proceder a su disección con un criomicrotomo. Mediante radiografías y tomografías computerizadas se pudo observar una evidencia de lesión en dos de los cuerpos de estudio, sin embargo el criomicrotomo evidencio otras lesiones:

- distensión y desgarro del ligamento amarillo;
- rotura del anillo del disco intervertebral;
- rotura del ligamento vertebral común anterior;

- alteración de la articulación interapofisaria con desgarro de los ligamentos capsulares.

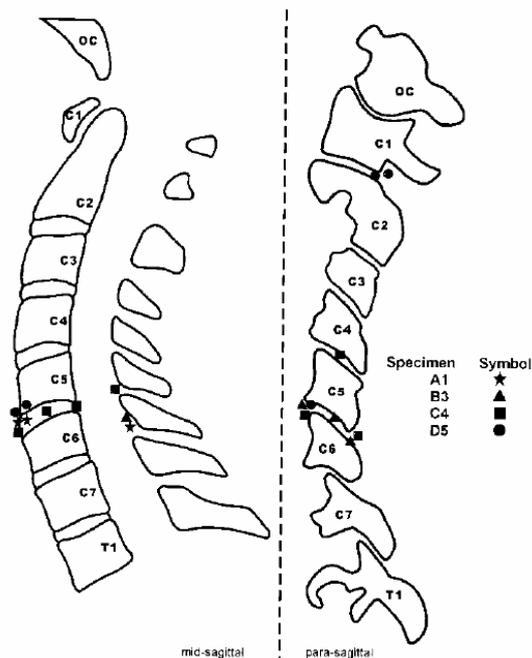


Fig. 3.4 Localización de lesiones, según [Yogonandan 2001b].

La mayoría de lesiones descubiertas de [Yogonandan 2001b] se localizaron entre las vértebras C5 y C6, al igual que lo reflejado en un estudio retrospectivo realizado por [Suzuki 2004] en Japón sobre las lesiones de cuello a 100 pacientes con lesiones cervicales.

En el análisis de [Suzuki 2004] fueron estudiados mediante un tomógrafo computarizado, encontrándose un total de 141 fracturas o dislocaciones vertebrales (incluyendo 33 lesiones vertebrales de niveles múltiples) localizadas con mayor frecuencia a nivel del segmento cervical C5-C6 seguido del segmento Occipital-C2 (Figura 3.5a).

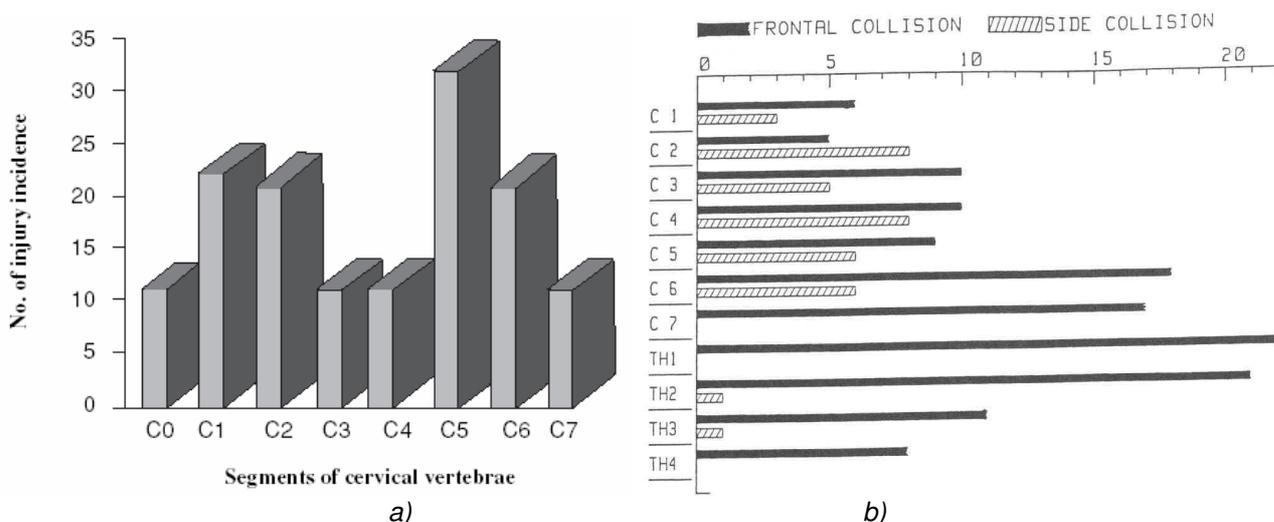


Fig.3.5 Frecuencia y localización de las lesiones a nivel de vértebras cervicales: a) según [Suzuki 2004]; b) según [Kalliers 1991].

El estudio de [Kalliers 1991] realizado con cadáveres en 37 ensayos (23 en frontal y 14 en lateral) encontró 16 tipos de lesiones con una distribución lesional diferente a estudio de [Suzuki 2004] así como se puede observar en la figura 3.5b.

Tras el análisis de varios estudios [Kalliers 1991], [Yogonandan 2001b], [Suzuki 2004], [Argenson 2002], [Jáuregui 1995], [Jefferson 1920], [Panjabi 1998b], [McRae 1990], etc., se ha conseguido establecer las posibles lesiones a nivel cervical que pueden aparecer como consecuencia de un latigazo cervical. Estas lesiones se pueden clasificar en función de la zona afectada:

- *articulaciones interapofisarias* (rotura de la cápsula articular, efusión hemática, fisuras, lesiones del cartílago articular);
- *discos intervertebrales* (desinserción, fisuración y rotura del annulus);
- *músculos* (roturas parciales o totales con hematomas);
- *ligamentos* (rotura del ligamento anterior, del ligamento posterior, del ligamento interespinoso o del ligamento amarillo);
- *vértebras* (fisuras o fracturas tanto en la región *cervical superior*, como en la región *cervical inferior*);
- *cerebro* (hematomas y hemorragias);
- *otras estructuras* (articulación temporomandibular, nervio simpático cervical, avulsión del occipital por arrancamiento del ligamento nual, parálisis de las cuerdas vocales, lesión de la médula espinal, etc.).

Dado la escasa posibilidad de poner en evidencia las lesiones de partes blanda a continuación se analizarán solo las fracturas de vértebras.

Las fracturas de vértebras no son muy frecuentes y provienen en general de los impactos contra otros cuerpos o por inercia de la cabeza en el caso de impactos muy violentos. Estas fracturas según la región cervical analizada se pueden clasificar en: *fracturas a nivel región cervical inferior* y *fracturas a nivel región cervical superior*.

### **3.6.1. Fracturas a nivel de la región cervical inferior**

Estas fracturas se pueden clasificar según [Argenson 2002] en función del tipo de carga que ha producido la lesión: Tipo A (fracturas de compresión), Tipo B (fracturas de flexión-extensión) y Tipo C (fracturas de rotación). Cada tipo de fractura se subdivide en tres niveles de severidad (I, II y III). La frecuencia de estas lesiones según el mecanismo, y la severidad lesional presentado por [Argenson 2002] se representa en la figura 3.6.

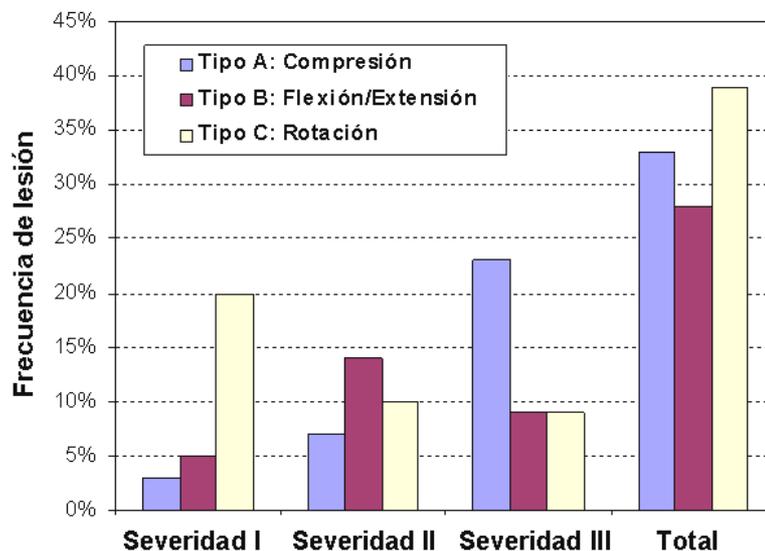


Fig. 3.6 Distribución de la frecuencia lesional según [Argenson 2002].

Las lesiones por compresión (Tipo A) causan principalmente daño en las vértebras (figura 3.7). El tipo I de severidad lesional corresponde a la compresión de la parte anterior del cuerpo vertebral (figura 3.7a). El tipo II de severidad lesional corresponde a las fracturas con grietas (figura 3.7b). El tipo III de severidad lesional corresponde a las fracturas por compresión combinado con flexión (figura 3.7c).

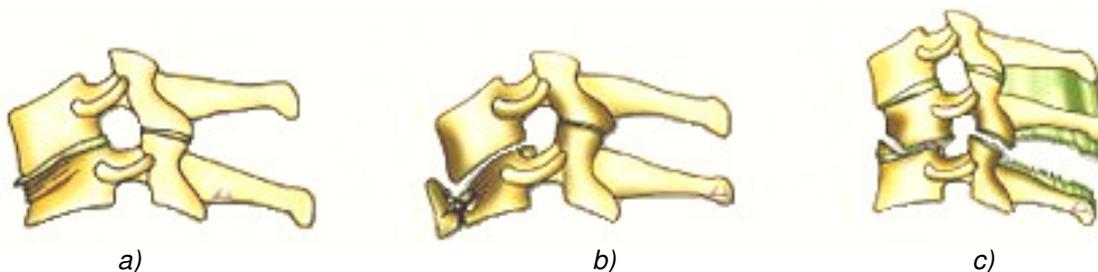


Fig.3.7 Lesiones cervicales por compresión. Imágenes de [Argenson 2002].

Las lesiones por flexión-extensión (Tipo B) aparecen como consecuencia de movimientos de rotación combinados con tensión axial o movimientos de cortadura (figura 3.8). El tipo I de severidad lesional corresponde a la compresión en un lado y extensión en otro siendo considerado como la típica lesión de ligamento cervical (figura 3.8a). El tipo II de severidad lesional corresponde a las fracturas del disco intervertebral, ligamentos y fracturas de la apófisis espinosa (figura 3.8b). El tipo III de severidad lesional corresponde a las dislocaciones y/o fracturas múltiples (figura 3.8c).

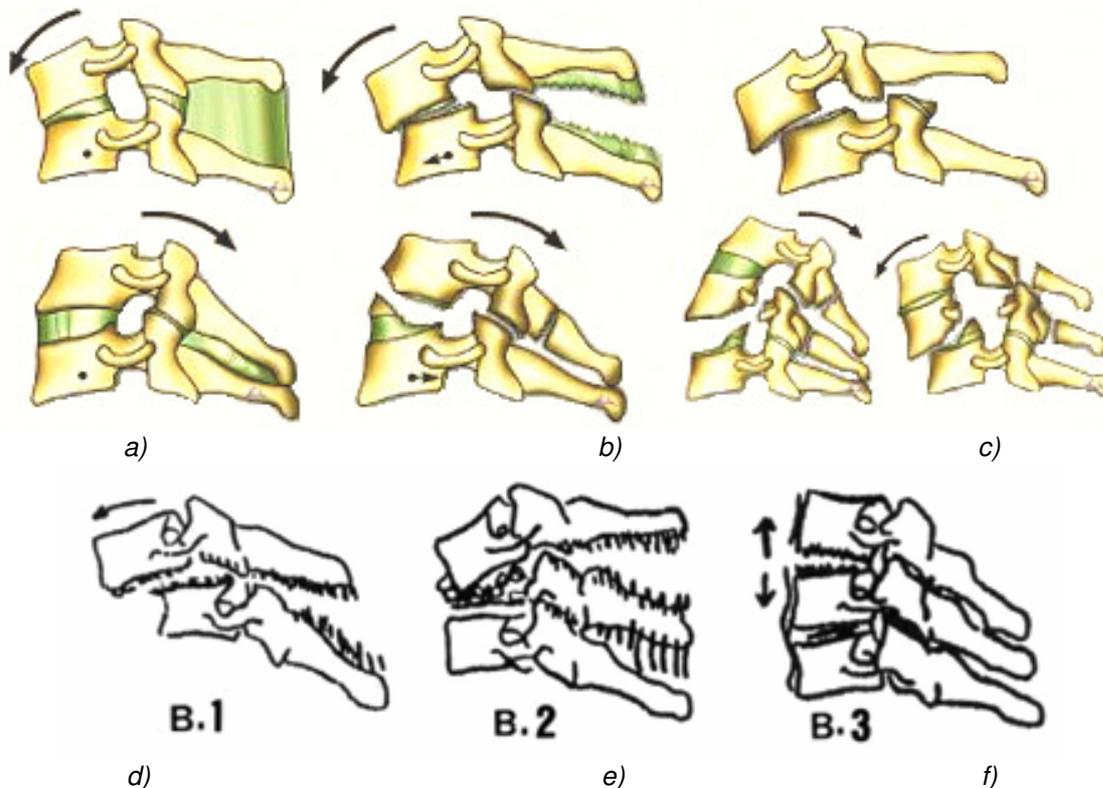


Fig.3.8 Lesiones cervicales por flexión-extensión. Imágenes de [Argenson 2002] y [Defino 2007].

Las lesiones por rotación (Tipo C) aparecen como consecuencia de movimientos de rotación axial combinados con la rotación lateral (figura 3.9). El tipo I de severidad lesional corresponde a las fracturas de facetas articulares (figura 3.9a). El tipo II de severidad lesional corresponde a las fracturas de las apófisis articulares como consecuencia de la separación de la vértebra (figura 3.9b). El tipo III de severidad lesional corresponde a las dislocaciones (figura 3.9c).

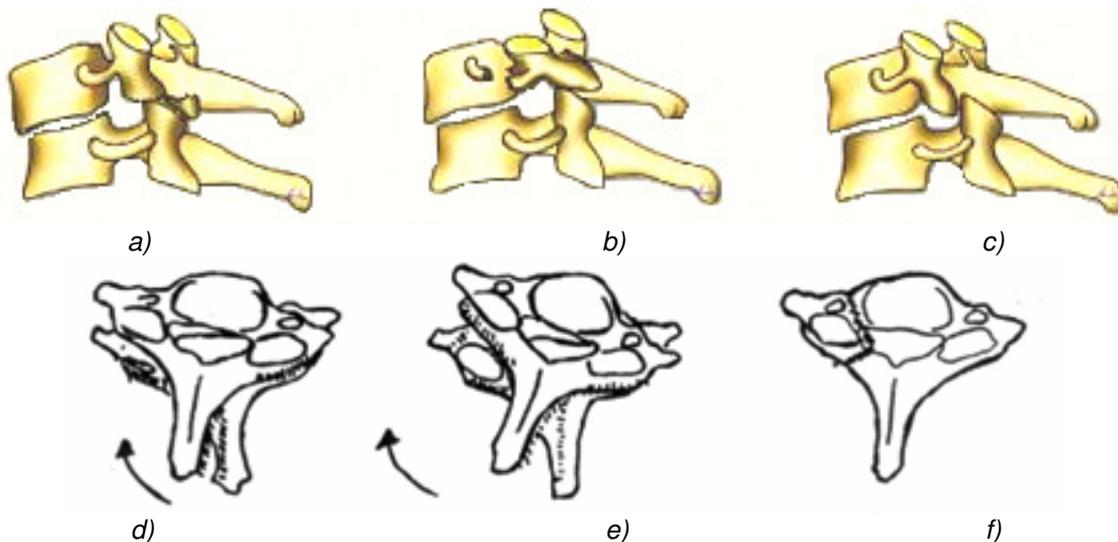


Fig.3.9 Lesiones cervicales por rotación. Imágenes de [Argenson 2002] y [Defino 2007].

### 3.6.2. Fracturas a nivel de la región cervical superior

Según el estudio de [Bohlman 1978] en la década de los años 50-70, la mortalidad de las fracturas a nivel cervical superior era de un 75%, pero hoy en día estas cifras no superan el 6% [Jáuregui 1995].

Esta gran disminución se debe principalmente a los grandes avances en diagnósticos de neuroimagen y nuevos enfoques terapéuticos.

En el estudio de [Jáuregui 1995] las principales causas de estas fracturas fueron: accidente de tráfico (58%), caída casual (30%), accidentes deportivos (12%).

Con respecto a las lesiones de vértebras de la región cervical superior, el doctor Ibk Heiko Soller [Ibk 2005] presenta una extensa lista de artículos que trata de estos tipos de lesiones.

Para la región cervical superior (C1-C2) hay distintas clasificaciones de fracturas entre las cual destacan: la clasificación de Gehweiler para las fracturas de la vértebra C1 y las clasificaciones de Anderson y Hangman para las fracturas de la vértebra C2;

#### Fracturas de la vértebra C1

Las fracturas de la vértebra C1 (figura 3.10) han sido clasificadas por *Gehweiler* en cinco clases de fracturas [Jürgen 2007] en función de la localización y gravedad de la fractura:

- Tipo I – fractura del arco anterior;
- Tipo II – fractura del arco posterior;
- Tipo III – fractura combinada del arco anterior y posterior (fractura de Jefferson);
- Tipo IV – fractura de las masas laterales;
- Tipo V – fractura de las apófisis transversas.

Se supone que estas fracturas se producen por un mecanismo de compresión entre el cráneo y la vértebra C2.

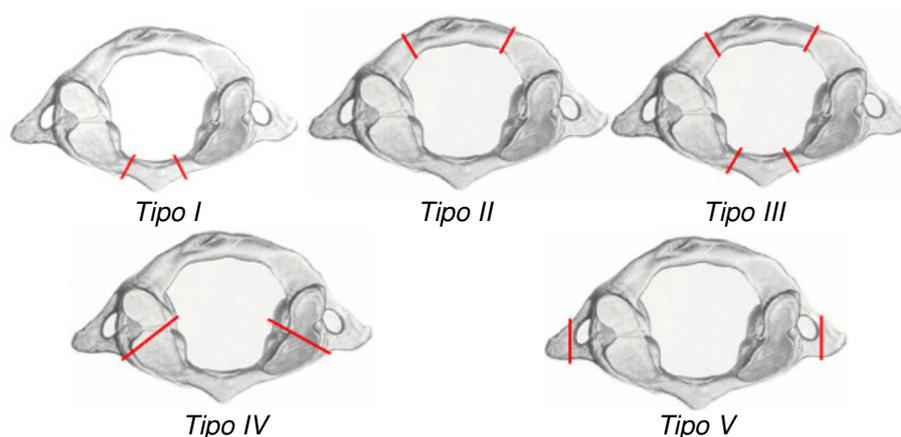


Fig.3.10 Lesiones cervicales de Atlas. [Jürgen 2007]

La fractura de Tipo III (en cuatro puntos) de la vértebra, fue descrita por primera vez en 1920 por Geoffrey Jefferson [Jefferson 1920] y engloba las fracturas en dos, tres y cuatro puntos localizadas en el arco anterior y posterior de la vértebra (figura 3.11) .

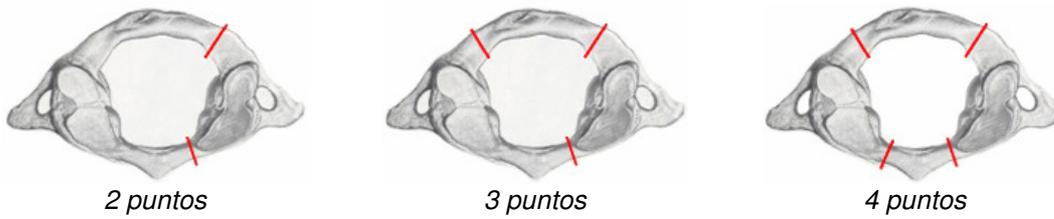


Fig.3.11 Tipos de fractura de Jefferson. [Jürgen 2007]

### Fracturas de la vértebra C1

Las fracturas de la apófisis odontoidea son las más frecuentes en las fracturas de axis, representando del 10 al 15% de todas estas lesiones y el 2% de todas las fractura de columna según [Subach 1999] o 7-13% de todas las lesiones de la columna cervical Según Dr. J. Sales Llopis del Servicio de Neurocirugía del Hospital General Universitario de Alicante [Sales].

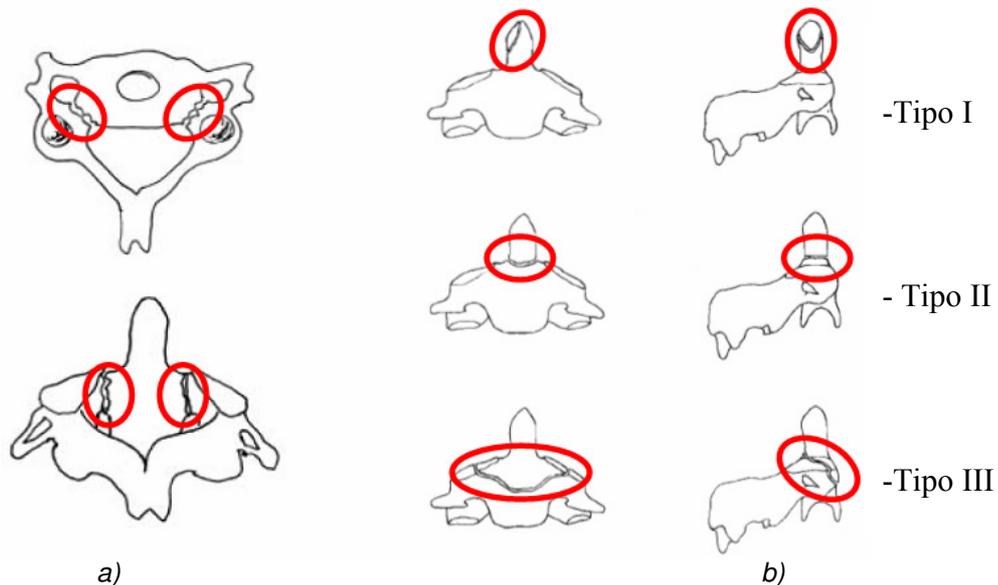


Fig.3.12 Lesiones típicas de vértebra C2: a) de arco vertebral; b) del diente de Axis. [Anderson 1974]

La lesión del arco vertebral posterior (o anterior) de la vértebra C2 (figura 3.12a), conocida bajo el nombre de *fractura de Hangman*, se supone que se debe a un mecanismo de flexión-compresión.

La más conocida clasificación de las lesiones del axis es la clasificación presentada de Anderson [Anderson 1974]:

- Las fracturas de Axis de **tipo I** (figura 3.12b), son fracturas oblicuas unilaterales por avulsión de un ligamento alar que pasa por la punta de la odontoides;
- Las fracturas de Axis de **tipo II** (figura 3.12b), ocurren en la unión entre la odontoides y el cuerpo de C2 e interrumpen el aporte vascular de la odontoides. En el caso de un desplazamiento mayor de 4 milímetros se considera un signo de inestabilidad lesional;
- Las fracturas de Axis de **tipo III** (figura 3.12b), tienen un trayecto horizontal oblicuo adyacente a la base de la odontoides extendiéndose al cuerpo vertebral C2.

El mecanismo de producción de la fractura de odontoides se considera que es una combinación de flexión, extensión o rotación junto a una fuerza de cizallamiento.

Según [Fernández 2007] las fracturas de odontoides tipo II de Anderson y D'Alonzo tienen “un pronóstico reservado, hay informes de 15 a 85% de no unión” (entendiéndose por no unión la no curación de la vértebra fracturada).

Un estudio realizado de [Fernández 2007] sobre 21 pacientes con el diagnóstico de fractura de odontoides, presenta la causa de dicha lesión de siguiente manera: el 28% de los lesionados lo son como consecuencia de un accidente de vehículo, el 28% por accidente en domicilio, el 24% por atropello y el 20% por caída de una altura mayor de tres metros.

Al quedar un extremo de la odontoides libre y sujeto sólo por unos ligamentos que no son muy potentes, puede llegar a desplazarse y comprimir la médula espinal. La compresión de la médula espinal en sus primeros segmentos cervicales, puede producir lesiones neurológicas graves e incluso la muerte. Por eso, es esencial evitar la posibilidad de que se desplace.

### 3.7 Mecanismos y criterios de daño cervical

Teniendo en cuenta que la gran parte del análisis ulterior de la Tesis se basa en los mecanismos y criterios de daño cervical, en este apartado se desarrollarán estos conceptos de un modo más extenso.

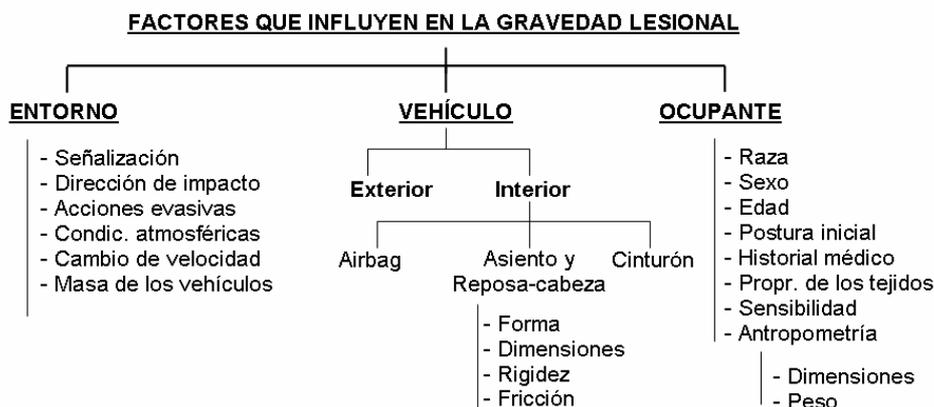


Fig. 3.13 Factores que influyen en la gravedad lesional en lesiones cervicales.

Los factores que pueden influir sobre la presencia, la severidad y la duración de los síntomas tras los accidentes de tráfico se subdividen generalmente ([Siegmund 2000], [Viano 2003], etc.) en tres categorías: el vehículo (la estructura del interior del vehículo), el ocupante y el entorno o los factores del accidente (Figura 3.13).

#### 3.7.1 Fases del mecanismo de lesión cervical

En el momento actual se conoce, en base a varios trabajos de investigación y de ensayos con seres humanos, la cinemática correspondiente a un ocupante de un vehículo sometido a un impacto. Esta cinemática se puede categorizar en un número determinado de fases, diferentes entre sí en función del tipo de impacto y de la posición de la zona cervical.

Para los fabricantes de vehículos es muy importante el análisis de las lesiones cervicales en accidentes de vehículo en función de varios parámetros de impacto,

entre los cuales destacan: el cambio de velocidad y ángulo de impacto. Hasta ahora se ha conseguido demostrar, basándose en modelos de simulación numérica y datos estadísticos, que la posibilidad de sufrir lesiones cervicales debido a un accidente de tráfico depende, en gran parte, del tipo de impacto y del cambio de velocidad a que está sometido el vehículo. Una correlación realizada por [Maclsaac 2007] entre el cambio de velocidad mínimo necesario para la aparición de lesiones en función de varios tipos de choques revela que el cambio de velocidad mínimo necesario para unas posibles lesiones es menor en impactos traseros (cambio de velocidad de solo 8 km/h) con respecto a los impactos laterales (16 km/h) o frontales (24 km/h).

### Impacto trasero

La cinemática para el impacto trasero se puede categorizar en seis fases diferentes: posición inicial o preimpacto, forma de S, extensión, hiperextensión, flexión o rebote y restitución.

#### Fase 1- Posición inicial

En un accidente de impacto trasero, el vehículo alcanzado se desplaza hacia adelante con una aceleración en función de los parámetros del accidente, transmitiendo al asiento casi toda la energía del impacto. El ocupante se mantiene en su posición inicial unos milisegundos, hasta que el tronco entra en contacto con el respaldo y le fuerza a desplazarse.

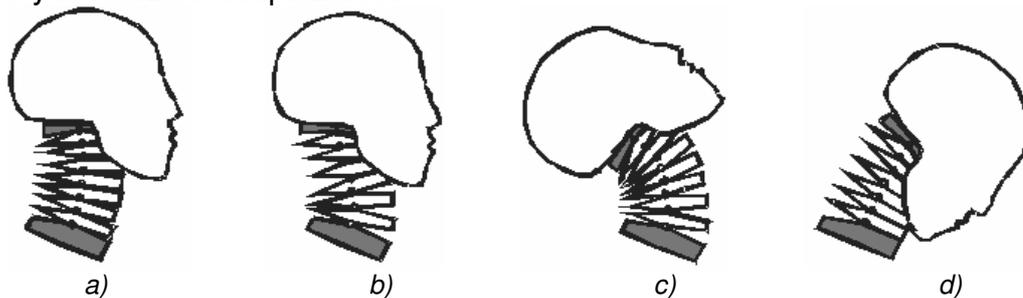


Fig. 3.14 Las fases de un latigazo cervical en impacto trasero. [Muñoz 2005]

La posición, justo antes de chocar el vehículo (Figura 3.14a), es muy importante influyendo sobre la gravedad de las lesiones. Los ensayos que se realizan para los casos de latigazo cervical se basan en procedimientos en los cuales, los dummies se colocan en una posición normalmente neutra, que se supone corresponde a la mayoría de este tipo de casos.

En [Ortega 2003] se considera que “en la realidad, en el momento del impacto el ocupante puede tener la cabeza flexionada ventral o dorsalmente, inclinada hacia un lado o rotada y los choques entre los vehículos pueden ser frontales, laterales u oblicuos. En definitiva, en los impactos reales los movimientos de la cabeza son más complejos y tienen consecuencias más lesivas para la columna cervical del afectado que los del modelo clásico”.

Cuando la cabeza está rotada, las tensiones sobre las vértebras al flexionar y extender la columna son mayores que si está en posición anatómica. Pero el impacto hacia adelante sobre una cabeza rotada aumenta la rotación antes de que se produzca la extensión vertebral (por las posiciones relativas del centro de gravedad de la cabeza y del eje del cuello), lo que agrava la situación. “Esa rotación de la columna cervical hace más susceptibles a la lesión a las articulaciones interapofisarias, a los discos intervertebrales y a los ligamentos”.

#### Fase 2- Forma de “S” de la columna cervical

Es la fase cuando el respaldo del asiento es empujado contra el tronco del ocupante, empezando su inclinación hacia atrás en un grado que varía con el peso del ocupante y con la magnitud de la aceleración. La cabeza, que se ha quedado en su posición inicial unos milisegundos más que el tronco, empieza a moverse debido al desplazamiento de las vértebras cervicales. El tronco después de que entra en contacto con el asiento empieza a subir en plano vertical sobre el respaldo debido a la fuerza horizontal del tronco y la inclinación del asiento. Esta elevación del tronco conocida como “ramping-up” provoca una compresión axial a nivel vertebral y su valor y duración depende de varios factores como: inclinación del asiento, peso del ocupante, coeficiente de fricción, cambio de velocidad, etc.

Debido a los movimientos del tronco y la cabeza, el cuello se encuentra en una posición que se aproxima a una forma de “S” teniendo la parte mas baja en extensión y la parte superior en una flexión relativa (Figura 3.14b). Las vértebras cervicales mas bajas fuerzan a las vértebras superiores a rotarse, cambiando el centro de rotación de la cabeza de las vértebras inferiores a las superiores.

Los estudios biomecánicos con videocámaras de alta velocidad, acelerómetros, videoradiografía y electromiografía han permitido obtener más detalles sobre los movimientos de la cabeza y del cuello después de una colisión, desembocando en una nueva hipótesis sobre los movimientos vertebrales en las primeras centésimas de segundo después del impacto: “la primera respuesta del cuello, antes de que se desplacen las vértebras cervicales superiores y la cabeza, es el movimiento hacia atrás de la vértebra C6, hasta alcanzar su extensión máxima. Cuando la alcanza, fuerza a la vértebra C5 a extenderse. Es decir, que en esos primeros momentos las vértebras cervicales inferiores estarían extendidas mientras que las superiores estarían en una flexión relativa, dando a la columna cervical en conjunto una forma de “S”, en lugar de su “C” habitual”. [Ortega 2003]

#### Fase 3- Extensión

En la fase de extensión, la cabeza comienza a rotar y todos los niveles de la espina cervical se extienden pero dentro de los límites fisiológicos. Esto es posible cuando se llega al límite de elongación de los tejidos blandos del cuello, la cabeza cae hacia atrás y el cuello se somete a una fuerza de extensión.

La rotación hacia atrás de la cabeza “elonga los músculos cervicales anteriores, y cuando su tono es superado no existe nada que resista el movimiento de extensión salvo, el ligamento longitudinal anterior y las fibras del anillo fibroso”. [Morales 2003]

En esta fase, el torso entero se puede levantar, extender y resbalar hacia arriba en el respaldo, aumentando el movimiento de “ramping-up”.

#### Fase 4- Hiper-extensión

Una vez rotadas todas las vértebras, la cabeza continúa su movimiento de rotación, dando como resultado la hiperextensión cervical (Figura 3.14c) si no existe ningún contacto entre la cabeza con el reposa-cabezas o si éste cede.

La extensión del cuello está “restringida por la parte superior del tórax, permitiendo incluso 120 grados, siendo el máximo fisiológico de 70 grados”. [Milosic 2002]

Al llegar al límite de elongación de los tejidos blandos del cuello, la cabeza cae hacia atrás y el cuello se hiperextiende. Esta hiperextensión “elonga los músculos cervicales anteriores y cuando su tono es superado, sólo el ligamento cervical anterior y las fibras anteriores del anillo se oponen a ello; de hecho, si la velocidad de elongación es muy grande puede no existir tiempo para que las fibras se relajen pudiendo llegar a la rotura de las fibras musculares”. [Ortoinfo 2006]

También, cuando el cuello está hiperextendido y la cabeza rotada, el maxilar superior rota alejándose de la mandíbula y la boca se abre de repente, en un grado variable, que puede causar lesión de la articulación temporomandibular. [Morales 2003]

#### Fase 5- Flexión (o Rebote)

Después de la hiperextensión, la cabeza se desplaza hacia adelante pudiendo entrar en hiper-flexión en función de las características del accidente y del asiento. Es la fase en cual la cabeza es impulsada hacia la flexión. La flexión de la cabeza es limitada naturalmente por el choque del mentón con la caja torácica y la flexión del tronco es limitada por el contacto con el cinturón.

Cuando el vehículo cesa su movimiento de aceleración, la cabeza rebota hacia delante y este movimiento puede resultar aumentado por la contracción de los músculos flexores del cuello. La velocidad con que la cabeza es impulsada hacia adelante (debido a la cinemática del accidente) aumenta si el vehículo choca contra otro ubicado delante. [Ortoinfo 2006]

#### Fase 6- Restitución

En esta fase final el tronco y la cabeza se colocan de nuevo a sus posiciones neutrales, existentes antes del impacto.

### Impacto frontal

En un análisis recopilatorio, [Ortega 2003], se encuentra que un choque frontal, provoca una aceleración de la cabeza 2,8 veces menor que la causada por un impacto trasero y con una sucesión de movimientos más sencilla que en este.

La cabeza se queda inmóvil unos milisegundos hasta que el tronco contacta con el cinturón y empieza a moverse en el mismo sentido del vehículo. El cuello adopta una forma de "S" (Figura 3.15), al revés que en el impacto trasero, seguido después de una flexión limitada por el contacto del mentón con la caja torácica.

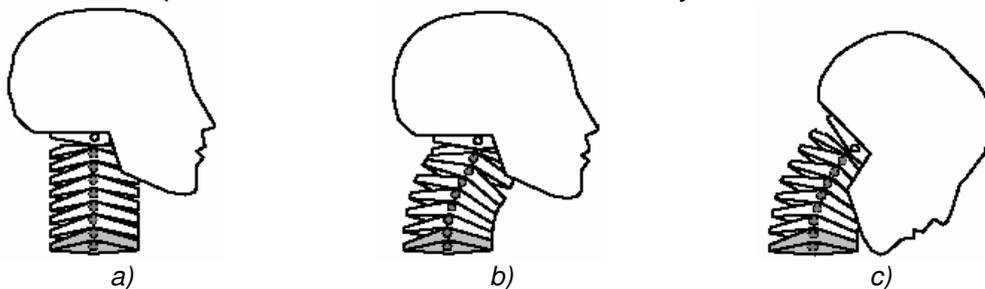


Fig. 3.15 Las fases de un latigazo cervical en impacto frontal. [Svensson 2001]

Si el vehículo choca contra otro frontalmente, se produce la desaceleración brusca, aumentando la velocidad con la que la cabeza es impulsada hacia adelante seguida de un movimiento del tronco en el mismo sentido, de modo que la cabeza puede chocar contra el parabrisas. [Morales 2003]

Un papel muy importante en la cinemática del cuello lo tiene la geometría de las vértebras. Debido a la inclinación de las facetas articulares las vértebras se empujan entre sí haciendo que la cabeza se mueva antes que en impacto trasero.

### Impacto lateral y oblicuo

Con respecto a otros tipos de impactos, las lesiones cervicales en el impacto lateral u oblicuo son menos estudiadas en la literatura especializada, debido a su baja incidencia. Además, en este tipo de impacto, las lesiones a nivel cervical pueden ser de menor importancia en comparación con las lesiones a nivel de cabeza o tórax por lo

cual se minimiza su importancia, llegando incluso a considerar sus síntomas (de latigazo) como síntomas de las otras lesiones.

### 3.7.2 Teorías sobre el mecanismo lesional

Se ha presentado anteriormente que el mecanismo lesional a nivel cervical es complejo, estando influenciado por varios factores: el vehículo, el ocupante y el entorno. En base a estos factores se han hecho, a lo largo del tiempo, varias propuestas de mecanismo lesional cervical pero por razones éticas, ninguna de ellas se ha comprobado en ensayos con humanos a una velocidad que permita comprobar la validez del mismo. A continuación se presentan las teorías más conocidas sobre el mecanismo lesional en latigazo cervical.

#### TEORIA N° 1 – *Hiperextensión o hiperflexión cervical*

Este mecanismo, propuesto por [Severy 1955] y seguido por [Macnab 1966] se basa en el principio de que, cuando el tronco se empuja hacia el frente a raíz de la aceleración del vehículo, la inercia de la cabeza causa un movimiento excesivo de hiperextensión del raquis cervical, que genera grandes fuerzas de compresión en la parte posterior del cuello y fuerzas de tracción en la parte anterior del cuello.

Se ha intentado disminuir este movimiento de hiperextensión imponiendo a nivel global el uso obligatorio de reposacabezas, disminuyendo de este modo el porcentaje de lesiones pero sin eliminarlas. Con todo esto, un estudio inglés ha demostrado que sólo un 10% de los conductores coloca correctamente el reposacabezas. Además, la mala colocación de reposacabezas puede llegar a aumentar el riesgo de lesiones.

[Nibu 1997], han propuesto que en la hiperextensión del cuello se dañan las arterias vertebrales debido a que se extienden hasta que superan los límites fisiológicos. Aparte de esto, en la literatura se encuentra que debido al mecanismo de hiperextensión, también pueden aparecer lesiones del sistema nervioso central, hernia discal intervertebral y/o rotura de ligamentos.

#### TEORIA N° 2 – *Desplazamiento intervertebral o Forma de "S"*

Como se ha presentado anteriormente, en los primeros momentos del accidente, las vértebras cervicales inferiores están extendidas mientras que las superiores están en una flexión relativa, dando a la columna cervical en conjunto una forma de "S", en lugar de su "C" habitual.

En 1997, el grupo de investigadores Grauer, Panjabi y Dvorak, publicaron sus resultados experimentales con cadáveres donde encontraron que durante los primeros 100 ms. del fenómeno de latigazo, el cuello forma una curvatura en forma de "S" que causa, en la espina cervical más baja (región C5-C7), lesiones del disco intervertebral y faceta vertebral.

#### TEORIA N° 3 – *Cambios de presión en el líquido cefalorraquídeo*

Este mecanismo ha sido propuesto por [Svensson 1989], [Svensson 1993], en base a las observaciones de [Aldman 1986], muestra que la presión pulsátil del líquido cefalorraquídeo aumenta hasta diez veces su valor normal a raíz de una aceleración cefálica, debido a la ausencia de compresibilidad de este líquido. También define tal aumento de la presión del líquido cefalorraquídeo en la fase de retractación relativa de la cabeza sobre el tronco en cadáveres humanos. En base a ensayos con cerdos se

han puesto en evidencia lesiones a nivel del ganglio de la raíz dorsal que valida esta teoría.

#### TEORIA N° 4 – *Compresión axial de las vértebras*

La compresión de la espina cervical en la parte posterior, producida durante el “ramping up” o movimiento axial, como mecanismo potencial de la lesión del latigazo cervical, resulta del movimiento hacia arriba de la pelvis y del tronco por el asiento inclinado, mientras que la cabeza sigue estando en su posición original debido a la inercia existente en la fase inicial del impacto más el enderezamiento de la columna.

El mecanismo lesional creado por la compresión se genera en las fases tempranas de la colisión (en un tiempo de 50 hasta cerca de 150 milisegundos), cuando las fuerzas axiales en la espina dorsal cervical están en el radio de acción de 15 kilogramos. Según los estudios de [Yang 2006], una fuerza de compresión de 18 kilogramos da como resultado una reducción del 73% en la tensión del ligamento en la zona cervical C5-C6, con lo que incluso una fuerza de 15 kilogramos podría dar lugar a una pérdida significativa de rigidez de los ligamentos del cuello aumentando el riesgo de sufrir daños a nivel de las apófisis articulares o puede provocar lesiones de los discos intervertebrales y de los ligamentos.

#### TEORIA N° 5 – *Contracción excéntrica de los músculos*

En [Brault 2000] se puso de manifiesto que la actividad de los músculos cervicales comenzaba cuando la cabeza estaba en la fase de translación relativa trasera con relación al tronco. Así pues, la musculatura cervical previa, y más concretamente el músculo esternocleidomastoideo, sufriría una contracción excéntrica.

Otra opinión es que el cuello se mueve de forma no fisiológica y los músculos, que normalmente ayudan a regular la dirección y la amplitud de los movimientos, no tienen tiempo de responder a las fuerzas aplicadas sobre éste.

Otras teorías sobre el mecanismo de daño cervical se presentan a continuación:

- Los investigadores Mertz y Patrik han propuesto que el mecanismo lesional aparece cuando el momento dinámico del latigazo supera dos veces el momento estático crítico.
- [Kaneoka 1997] han propuesto para las lesiones planteadas por [Barnsley 1994] y [Lord 1996] que el desplazamiento de las vértebras en el plano horizontal combinado con una fuerza axial da como resultado daños a nivel de la apófisis articular.
- [Grauer 1997] han propuesto que el movimiento de latigazo cervical no es simplemente extensión, sino una combinación compleja: de compresión, flexión de la espina dorsal cervical superior y extensión excesiva de la espina cervical en la zona inferior, dando un conjunto de compresión y forma de “S”.
- [Stemper 2001] han propuesto como mecanismo de lesión una combinación de compresión, aceleración angular de la cabeza y fuerza cortante.
- [Siegmund 2000] han propuesto como mecanismo de lesión una combinación de compresión, momento de torsión y fuerza cortante.
- [Bogduk 2001] han propuesto que durante el impacto la columna sufre una deformación sigmoidea, donde las primeras vértebras rotan hacia atrás, dando lugar a la separación de los segmentos anteriores, produciendo impactos sobre la apófisis zigomática, siendo ésta la causante del dolor.

Tras las razones expuestas en los apartados anteriores, se puede considerar que el mecanismo causante de las lesiones cervicales es bastante complejo, siendo diferente para cada accidente, dando como resultado que unos movimientos pueden tener una influencia mayor en unos casos y menor en otros, pudiéndose aplicar una u otra teoría.

A la vista de esto se destaca la necesidad de unas herramientas matemáticas capaces de analizar de cerca estos mecanismos de daño.

### 3.7.3 Criterios de daño cervical

Como solución a los problemas expuestos anteriormente, están apareciendo procedimientos para la evaluación de la seguridad en los coches, formulados por distintos organismos internacionales (EuroNCAP, ADAC, IIWPG, IIHS, etc.) que contienen criterios de daño (relaciones de cálculo) basadas en las teorías de daño mencionadas anteriormente.

La palabra CRITERIO, según el diccionario de la Real Academia Española proviene del griego “κρίτηριον”, de “κρίνειν”, juzgar y significa: “norma para conocer la verdad” o “juicio o discernimiento”.

En automoción se utilizan los **Criterios de daños** para adoptar una opinión o “la decisión justa” sobre la existencia de daño y/o cuantificar el daño resultado de un accidente de tráfico.

Los “criterios de daños” más conocidos para cuantificar daños cervicales son: Neck injury criterion (NIC), Neck criterion rear impact (Nkm), Normalized neck injury criterion (Nij), Lower neck load index (LNL), Total moment (MTO), Total moment about occipital condyle (MOC), Intervertebral NIC (IV-NIC) y Neck displacement criterium (NDC) teniendo sus bases en las teorías antes enunciadas.

#### A. El criterio NIC

El criterio **NIC** (ver [Boström 1996]) ha sido desarrollado a raíz de los estudios realizados en cerdos [Svensson 1989], [Svensson 1993], [Aldman 1986]. Estos autores habían observado que las lesiones gangliónicas se correlacionaban con el aumento de la presión dentro del canal espinal que ocurría en la fase inicial de retractación de la cabeza sobre el tronco. Este aumento de presión se encontraba ausente cuando un apoyo prevenía el movimiento de la cabeza así como un aumento estático de la carga. Por lo tanto, [Boström 1996], propusieron un índice calculado a partir de las variables cinemáticas que permitían predecir las variaciones de la presión dentro del canal espinal.

$$\text{NIC} = 0.2 \cdot a_{\text{rel}} + v_{\text{rel}}^2 \quad (3.1)$$

$a_{\text{rel}}$  - la aceleración relativa entre la vértebra T1 y el occipital;

$v_{\text{rel}}$  - la velocidad relativa entre la vértebra T1 y el occipital;

#### B. El criterio IV-NIC

El criterio **IV-NIC** propuesto por [Panjabi 1999] tiene como base la medida de los ángulos intervertebrales. Se hace una comparación entre los ángulos intervertebrales máximos que se producen en el accidente y los límites normales de inclinación de las vértebras.

$$\text{IV - NIC}_i = \frac{\Theta_{\text{trauma},i}}{\Theta_{\text{physiological},i}} \quad (3.2)$$

$\Theta_{trauma}$  - ángulo de trauma;

$\Theta_{physiological}$  - ángulo fisiológico normal.

### C. El criterio Nij

El criterio **Nij** propuesto por [Eppinger 1999] es una combinación de fuerza de compresión y momento de torsión medida en la parte superior del cuello y se calcula en función de cuatro niveles:  $N_{TE}$  (tensión-extensión),  $N_{CE}$  (compresión-extensión),  $N_{TF}$  (tensión-flexión) y  $N_{CF}$  (compresión-flexión). Este criterio se aplica en dos tipos de impacto: frontal (ecuación 3.3a) y trasero (ecuación 3.3b).

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_{OCy}}{M_{yc}} \quad (3.3a);$$

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}} \quad (3.3b)$$

$M_{OCy}$  - el momento total;

$F_z$  - la fuerza axial existente entre el cuello y la cabeza;

$F_{zc}$  - la fuerza crítica;

$M_y$  - el momento total de flexión/extensión o momento de fuerza que actúa sobre el condyle occipital;

$M_{OCy}$  - el momento total;

$M_{yc}$  - el momento crítico;

$F_{int}$  y  $M_{int}$  representan los valores críticos utilizados para la normalización (constantes que dependen del tamaño del dummy).

### D. El criterio Nkm

El criterio **Nkm** propuesto por [Schmitt 2001] tiene la premisa de que la presencia combinada de fuerza cortante y momento de rotación pueden causar una lesión cervical.

Este criterio se calcula en función de cuatro niveles:  $N_{fa}$ ,  $N_{ea}$ ,  $N_{fp}$ ,  $N_{ep}$ .

$$N_{km} = \frac{F_x}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}} \quad (3.4)$$

$F_x$  - la fuerza horizontal (fuerza cortante) existente entre el cuello y la cabeza;

$M_y$  - el momento total de flexión/extensión o momento de fuerza que actúa sobre el raquis cervical;

$F_{int}$  y  $M_{int}$  - representan los valores críticos utilizados para la normalización siendo constantes que dependen del tamaño del maniquí:

$$F_{int} = 845 \quad [N]$$

$$M_{yOC} > 0 \Rightarrow M_{int} = 88.1 \quad [Nm]$$

$$M_{yOC} < 0 \Rightarrow M_{int} = 47.5 \quad [Nm]$$

En la aplicación de este criterio se usa los casos presentados en la tabla 3.1.

Tabla 3.1

| Caso                          | $M_y$ | $F_x$ |
|-------------------------------|-------|-------|
| $N_{fa}$ (Flexión Anterior)   | > 0   | > 0   |
| $N_{fp}$ (Flexión Trasero)    | > 0   | < 0   |
| $N_{ea}$ (Extensión Anterior) | < 0   | > 0   |
| $N_{ep}$ (Extensión Trasero)  | < 0   | < 0   |

### E. El criterio LNL

El criterio **LNL** propuesto por [Heitplatz 2003] es una combinación de fuerza cortante, fuerza de compresión, fuerza lateral y momento de torsión medidos a la parte inferior del cuello.

$$LNL = \left| \frac{My_{lower}^2 + Mx_{lower}^2}{C_{moment}} \right| + \left| \frac{Fy_{lower}^2 + Fx_{lower}^2}{C_{shear}} \right| + \left| \frac{Fz_{lower}^2}{C_{tension}} \right| \quad (3.5)$$

$C_{moment}$ ,  $C_{shear}$ ,  $C_{tension}$  - representan los valores críticos utilizados para la normalización.

$My_{lower}$  y  $Mx_{lower}$  - representan los momentos medidos en dirección Y y X de la base del cuello;

$Fx_{lower}$ ,  $Fy_{lower}$  y  $Fz_{lower}$  - representan las fuerzas medidas en dirección X, Y y Z de la base del cuello.

### F. El criterio WIC

El criterio **WIC** (Whiplash Injury Criterion) propuesto por Muñoz [Muñoz 2005] es el primer criterio que utiliza los datos provenientes de los dos extremos del cuello.

$$WIC = M_{y_{oc}} - M_{y_{lw}} \quad (3.6)$$

$M_{y_{oc}}$  - representa el momento medido en Y en Occipital Condyle (la parte superior del cuello);

$M_{y_{lw}}$  - representa el momento medido en Y con el sensor situado en la vértebra T1 (la parte inferior del cuello).

### G. El criterio de Mertz y Patrick

Según [Blouin 2003], los investigadores Mertz y Patrick en 1967 calcularon las fuerzas que actuaban en la cabeza en el latigazo cervical en maniqués, cadáveres y sujetos humanos. Estos autores concluyeron que el factor que determinaba la aparición de lesiones cervicales era el momento de fuerza de extensión que ocurría en los cóndilos occipitales. Después, propusieron que el límite máximo de daño para las estructuras cervicales se alcanza cuando el cociente entre el momento de fuerza dinámico máximo medido durante el latigazo cervical y el momento de fuerza estático máximo tolerado por la persona excedía 2. Este límite máximo se determinó en función de las lesiones encontradas en los cadáveres a raíz de las aceleraciones lineales y se consideró como factor de riesgo solo el movimiento de extensión cervical.

La relación de cálculo que han propuesto Mertz y Patrick se puede expresar de siguiente modo:

$$\frac{M_{F_{din}max}}{M_{F_{est}max}} > 2 \quad (3.7)$$

donde:

$M_{F_{din}max}$  - momento de fuerza dinámico máximo medido en los cóndilos occipitales;

$M_{F_{est}max}$  - momento de fuerza estático máximo tolerado por la persona.

Según [Jeffrey 2008] se puede considerar la siguiente relación matemática para aproximar el factor de riesgo para daño cervical:

$$\Phi = \frac{\text{carga aplicada}}{\text{carga de rotura}} \quad (3.8)$$

## H. El criterio de Kumar

[Kumar 2002] sometieron a siete personas a cuatro aceleraciones lineales diferentes (4.9, 8.8, 10.8 y 13.7  $m/s^2$ ) que simulaban ligeros impactos traseros de vehículo. Registraron la actividad electromiográfica de los músculos cervicales así como la cinemática de la cabeza. Los autores efectuaron análisis de regresión con el fin de determinar qué tipo de curva representaba la mejor relación entre las variables dependientes (tomadas una a una) y la aceleración lineal aplicada. Observaron que, para todas las variables dependientes utilizadas, existía una relación exponencial entre la aceleración aplicada al tronco y las variables dependientes. Extrapolaron esta relación exponencial más allá de los datos experimentales utilizados para construir el modelo de regresión y determinaron que, en caso de una aceleración hipotética de 30  $m/s^2$ , los músculos cervicales producen una actividad electromiográfica que corresponde entre un 300 y un 400% de la observada en la producción de una fuerza isométrica máxima. Estos datos deben analizarse con precaución, puesto que ninguna medida a tales aceleraciones se recogido en personas, y es posible que los elementos pasivos presenten una diferente estabilidad en casos de aceleraciones más elevadas que las utilizadas en su experimentación. A la luz de estos análisis, los autores sugirieron que las heridas que ocurrían a raíz de un accidente en vehículo son complejas y progresivas. Estos autores no han definido un límite máximo preciso para el cual ocurriría cada una de las heridas observadas en las víctimas de un latigazo cervical, pero propusieron un modelo jerárquico que conectaba estas heridas a la aceleración sufrida en el accidente (Figura 3.16).

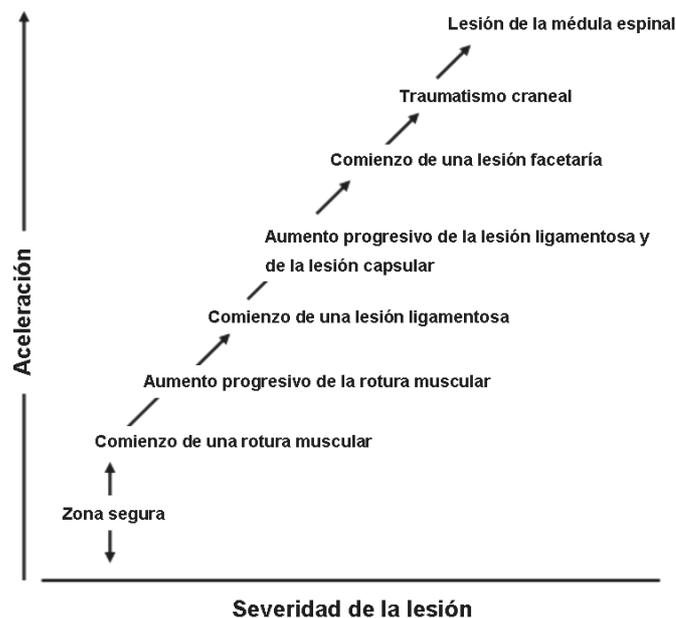


Fig. 3.16 Modelo jerárquico del desarrollo de las heridas a raíz de un latigazo cervical. [Kumar 2002]

## I. El criterio de Siegmund

Según [Blouin 2003], la idea básica del modelo de Siegmund es documentar las relaciones que pueden existir entre algunos factores potencialmente importantes y la presencia o ausencia de síntomas a raíz de un accidente de vehículo, así como las relaciones entre estos mismos factores y las respuestas neuromecánicas observadas en los individuos. Este criterio tiene como premisa que las respuestas neuromecánicas de los individuos se vincularán con la aparición o no de síntomas. Estas distintas relaciones son esquematizadas por la figura 3.17.

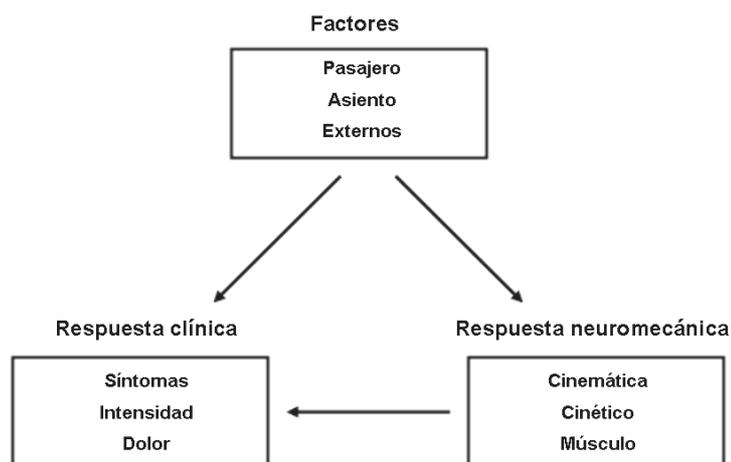


Fig. 3.17 Relación entre los distintos factores que pueden influir sobre la presencia, la severidad o la duración de los síntomas a raíz de un latigazo cervical. [Blouin 2003]

Para estudiar estas distintas relaciones, en [Siegmund 2000] se sometieron a 42 personas a dos impactos a diferentes velocidades: 4 y 8 km/h. Para cada persona, los autores realizaron un examen clínico completo que incluía imágenes por resonancia magnética, examen ortopédico, evaluación neurológica y amplitudes de movimiento. Los autores también recogieron los datos antropométricos de las personas, el género, la edad, y la postura inicial. Por lo que se refiere a los factores vinculados al asiento, utilizaron como medida la distancia horizontal entre la parte previa del reposacabezas y la parte trasera de la cabeza; así como la distancia vertical entre el oído acústico externo y el reposacabeza. El único factor externo que variaba entre las condiciones experimentales era la velocidad del impacto (4 ó 8 km/h). Además de la cuantificación de estos factores potencialmente vinculados a la aparición de síntomas en un accidente automóvil, en [Siegmund 2000] se midieron las respuestas neuromecánicas (cinemáticas y dinámicas) de las personas a raíz del impacto y también la ausencia o la presencia de síntomas según el impacto y su localización.

Los tres modelos creados por [Siegmund 2000] presentan los primeros datos que permiten vincular los distintos factores que se producen en la etiología de las heridas cervicales. Se ha observado que ningún factor (flexión lateral, posición inicial de la cabeza, edad, circunferencia de la cabeza, etc.), ha permitido predecir la presencia o la ausencia de dolor, o predecir los máximos o mínimos de las distintas variables cinemáticas o dinámicas. En efecto, los máximos o mínimos de estas variables parecen estar influidos por los factores vinculados al asiento y a la velocidad del impacto. La primera conclusión que se impone es que no existe relación simple y directa entre los factores estudiados por [Siegmund 2000] (asiento, ocupante, externo), la cinemática del movimiento del latigazo cervical y la presencia o la ausencia de dolor. La interacción entre estos distintos factores es compleja y puede estar influida, entre otras cosas, por la resistencia de los tejidos y el límite máximo de percepción del dolor, que varía entre los individuos.

## J. El criterio de Hyung

En [Hyung 2005] se ha investigado la influencia de varios parámetros que influyen en la aparición y severidad del daño cervical, utilizando regresiones múltiples con 20 variables diferentes (postura del ocupante, edad, género, altura, peso, posición reposacabezas, experiencia del conductor, etc.) obteniendo la siguiente relación:

$$S\_RATING = 8.93 - 0.05HEIGHT + 0.37HRPOS - 0.02EXPR - 0.09POSTURE2 + 0.17HRCOMF + 0.41ADJUST1 \quad (3.9)$$

Donde:

- HEIGHT - altura del ocupante;
- HRPOS - posición máxima del reposacabezas;
- EXPR - experiencia del conductor;
- POSTURE2- postura del conductor (postura inclinada);
- HRCOMF - confort del reposacabezas;
- ADJUST1 - ajuste del asiento.

El resultado obtenido concluye que las características del reposacabezas influyen más que cualquier otro factor en la aparición y severidad de las lesiones cervicales.

### K. El criterio MOC

El criterio **MOC** se utiliza para impacto frontal y, según Cichos [Cichos 2006], las relaciones matemáticas para este criterio son las siguientes:

$$M_{OCy} = M_y - (D \cdot F_x) \quad (3.10)$$

$$M_{OCx} = M_x - (D \cdot F_y) \quad (3.11)$$

donde:  $M_{OCi}$  - Momento total en la dirección  $i$ ;

$F_i$  - Fuerza del cuello en la dirección  $i$ ;

$M_i$  - Momento del cuello en la dirección  $i$ ;

D- distancia entre el eje del sensor de fuerza y el eje del condile occipital.

### L. El criterio MTO

El criterio **MTO** se utiliza para impacto frontal y, según Cichos [Cichos 2006], las relaciones matemáticas para este criterio son las siguientes:

$$M_{TOx} = M_x - (D_z \cdot F_y) \quad (3.12)$$

$$M_{TOy} = M_y + (D_z \cdot F_x) + (D_z \cdot F_z) \quad (3.13)$$

$$M_{TOz} = M_z + (D_x \cdot F_y) \quad (3.14)$$

donde:  $M_{TOi}$  - Momento total en la dirección  $i$ ;

$F_i$  - Fuerza del cuello en la dirección  $i$ ;

$M_i$  - Momento del cuello en la dirección  $i$ ;

D- distancia entre el eje del sensor de fuerza y el eje del condile occipital.

Algunos criterios de daño expuestos anteriormente son difíciles de aplicar en la práctica debido a la imposibilidad de medir en seres humanos todos los parámetros necesarios para su aplicación. Como alternativa a la falta de datos reales, en la actualidad se utilizan las simulaciones con elementos finitos o ensayos a escala real con dummies.

La tendencia actual es considerar el riesgo de lesiones cervicales para una situación en concreto, en función de las características biomecánicas de los tejidos humanos específicos de la persona involucrada en accidente. Para esta consideración se necesita hacer una reproducción del accidente utilizando un modelo complejo de simulación numérica.

### 3.8 Tipos de ensayos

Para desarrollar y validar las teorías acerca del mecanismo de daño cervical presentados anteriormente se han utilizado varios tipos de ensayos: con cadáveres, con animales o con voluntarios. A continuación se presentan las características más importantes de estos tipos de ensayos.

- **Ensayos con cadáveres humanos**

Dado la falta de métodos científicos no invasivos para poder comprobar la existencia (o la falta) de lesiones cervicales en el ser humano después de un latigazo cervical (ver apartado 3.6) y el actual código de ética deontológica se puede afirmar que los ensayos con voluntarios (seres humanos vivos) no pueden ser utilizadas para validar las actuales teorías de daño presentadas en el apartado 3.7. En este caso, la solución para comprobar la presencia o ausencia de lesiones son los ensayos con animales (vivos o cadáveres) o con cadáveres humanos que pueden ser diseccionados después del accidente.

Los primeros ensayos se realizaron utilizando cadáveres humanos con el propósito de obtener información sobre la capacidad del cuerpo humano de soportar las grandes fuerzas experimentadas en los choques de alta velocidad.

Algunas de las ventajas que presentan los ensayos con cadáveres (según [Dalmases 2007]) son:

- permite estudiar la tolerancia al impacto para un nivel de carga determinado;
- permite medir fuerzas directamente;
- permite la obtención de una cinemática y una dinámica representativas;
- permite el estudio de transmisiones de esfuerzos entre estructuras del cuerpo;
- permite el análisis con precisión del esqueleto humano;
- permite la realización de mediciones de las deformaciones bajo una sollicitación aplicada.

Con todo esto se debe tener en cuenta que los fabricantes de automóviles no utilizan para sus pruebas de vehículos los cadáveres humanos por varias razones:

- sin control muscular;
- la tolerancia humana varía demasiado con la edad y el género;
- diferencias en la localización de órganos entre los cadáveres y el ser humano vivo;
- alteración de los mecanismos fisicoquímicos que se producen en un ser vivo;
- dificultades en la instrumentación de los cadáveres;
- existen problemas éticos obvios y problemas de la disponibilidad asociada a su uso para una empresa comercial.

Puesto que no hay dos cadáveres iguales, y puesto que cualquier parte específica de un cadáver podría ser utilizada solamente una vez, es extremadamente difícil alcanzar datos confiables de estos ensayos.

- **Ensayos con animales**

A mediados del año 50, la escasez de cadáveres (entre otras razones) forzó a los investigadores a buscar otros modelos de ensayo. Es el momento en que comienzan los ensayos con varios tipos de animales: chimpancés, cerdos, perros, gatos, ovejas, cabras, peces, reptiles, etc., de los cuales los cerdos y las cabras han sido utilizadas para el estudio de las lesiones en el cuello.

Es muy conocido del criterio NIC de [Boström 1996] donde, para su desarrollo, se han realizado ensayos con cerdos (figura 3.18a), sobre todo porque su estructura interna es similar a la humana y pueden ser colocados en un vehículo en una buena

aproximación a un ser humano sentado. La capacidad de sentarse verticalmente era un requisito importante para la fidelidad entre los ensayos con animales con respecto a los ensayos con los seres humanos.

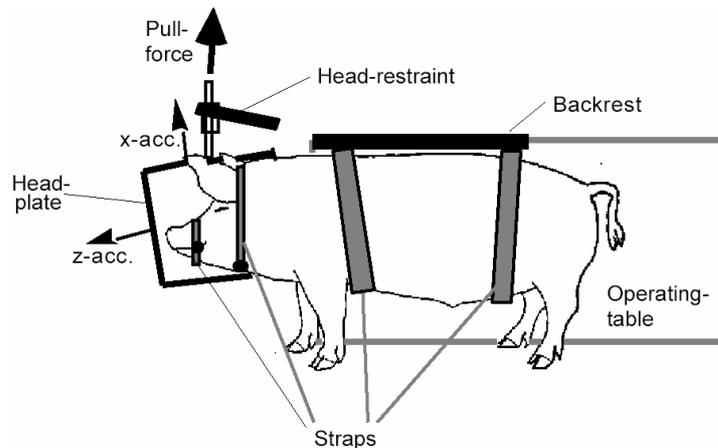


Fig. 3.18a Ensayos con cerdos. [Boström 1996]

Según [Kent 2007], existen varios estudios de la columna cervical donde se utilizaron el modelo caprino debido a la buena aproximación de las estructuras musculares esqueléticas, en tamaño, morfología y geometría y, “a diferencia de muchos cuadrúpedos, la cabra mantiene la cabeza erguida a lo largo de toda su vida, lo cual genera un entorno principalmente axial similar al experimentado por un ser humano”.

Aunque los datos de prueba de los animales se obtienen con más facilidad que los datos del cadáver, el hecho de que los animales no son seres humanos y la dificultad de emplear la instrumentación interna adecuada limita su utilidad. Las ventajas de los ensayos con animales es que son buenos para la descripción y clasificación de lesiones, pudiéndose establecer el mecanismo lesional y analizar las consecuencias de las lesiones pero no se puede establecer la cinemática de las lesiones y los niveles de tolerancia específicos a los seres humanos.

Para más detalles acerca de los ensayos con animales se recomienda la lectura de [Kent 2007].

- **Ensayos con voluntarios**

Algunos investigadores se sometieron voluntariamente a ensayos, el caso más conocido es el del profesor jubilado de la universidad de Wayne, Lorenzo Patrick, que aguantó unos 400 ensayos en un trineo de ensayo para probar los efectos de la desaceleración rápida en el cuerpo humano. Existen muy pocos casos de ensayos con voluntarios [Winsmans 1986], [Ewing 1970], [Ewing 1971], [Thunnissen 1995], etc. que han proporcionado la cinemática y la dinámica del ser humano ante varios tipos de impactos con velocidad controlada y que sirvan como base para el desarrollo y la validación de los modelos matemáticos utilizados en investigación.

El problema de los sujetos humanos es que no pueden soportar las pruebas que vayan más allá de cierto grado de malestar físico, imponiéndose la necesidad de desarrollar modelos antropomórficos.

- **Ensayos con modelos antropomórficos**

La aparición de los modelos antropomórficos, más conocidos como “dummies” como herramienta de trabajo fue en la década de los años 50, como consecuencia de

la necesidad de una herramienta barata, fiable y repetitiva para comprobar la seguridad de los aviones. Posteriormente, estos maniquíes han sido perfeccionados y se ha extendido su utilización en el campo de la automoción.

Los dummies actuales son reproducciones, a gama completa, de seres humanos, cargados y articulados para simular el comportamiento de un cuerpo humano en un accidente de vehículo. Los dummies están equipados con sensores capaces de registrar tantos datos como sea posible en variables tales como desplazamientos, velocidades, aceleraciones, fuerzas y momentos del impacto. El número de los sensores y su tamaño imposibilitan, por ahora, la utilización de un tipo de dummy único para todos los tipos de crash-test.

Actualmente, según las normas europeas en vigor hay muchos tipos de dummies (ver [Mertz 2000], [Ftss], [Dentonatd], [Stanley 1994]) que se pueden utilizar en ensayos de impacto pero los más utilizados son los siguientes tres tipos de dummies: HYBRID III para impactos frontales, EuroSID 2 para impactos laterales y BioRID II para impactos traseros. Cada uno de estos dummies ha sido diseñado para investigar un solo tipo de impacto y no tiene ninguna capacidad de determinar los efectos de otras clases de impactos.

La espina vertebral para los dummies de impacto frontal (Hybrid III) y lateral (EuroSID 2) es aproximada por tres tramos: cuello, parte dorsal y parte lumbar. A diferencia de estos, el dummy para impacto trasero (BioRID II) tiene la columna vertebral formada por un número de componentes individuales igual al número de vértebras del ser humano (Figura 3.18).

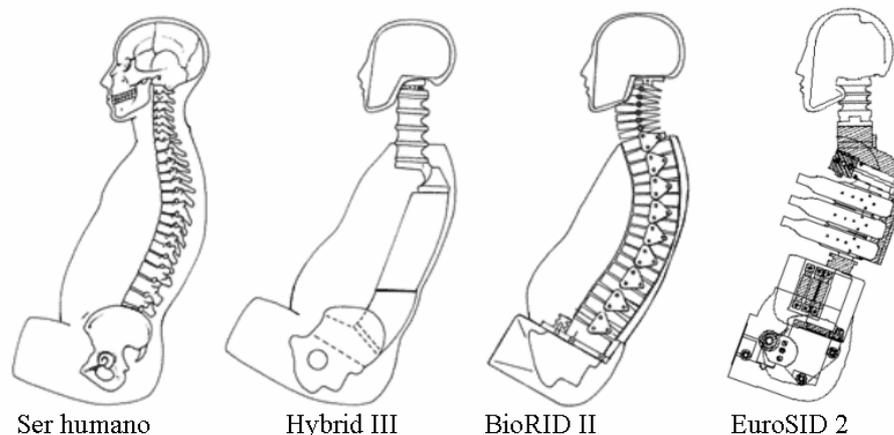


Fig. 3.18 Comparación de la espina vertebral de varios dummies con respecto al ser humano.

La cabeza del **Hybrid III** es la que utilizaron la mayoría de los dummies, es aluminio 356 y sometida a tratamiento térmico. El espesor de la piel de vinilo está sometido a unas tolerancias muy estrechas con el fin de asegurar la biofidelidad y repetibilidad de la respuesta frente a impactos contra superficies duras.

El cuello del **Hybrid III** (Figura 3.19a) se muestra como una única pieza y presenta una respuesta biomecánica, adecuada tanto en el movimiento hacia delante (flexión) como hacia atrás (extensión), aunque axialmente es más rígido. En realidad, se trata de tres discos rígidos de aluminio que simulan las vértebras y que están embebidos en caucho con una dureza 75 shore. En los extremos del cuello se encuentran dos platos de aluminio mecanizados, que sirven de unión con la cabeza y con el tórax. Por el eje del cuello discurre un cable de acero que es el encargado de aguantar la mayor parte del esfuerzo axial.

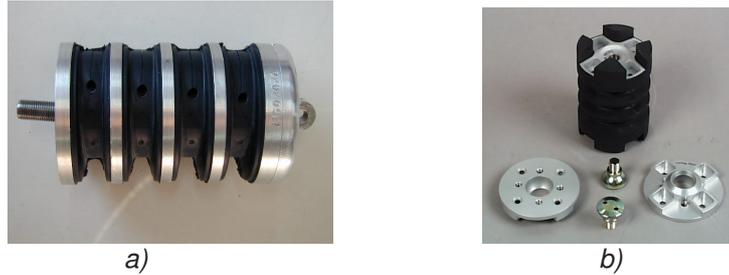


Fig. 3.19 Cuello de dummies: a) Hybrid III; b) EuroSID 2. [Dentonatd]

El cuello del **EuroSID 2** (Figura 3.19b) se compone de tres partes principales: plato de unión cabeza-cuello, plato de unión cuello-torso y sección central realizada en caucho y que une ambos platos. Estos platos están unidos a la sección central por medio de dos tornillos de cabeza esférica, y constituyen dos puntos de rotación.

Existen a su vez dos tipos de topes interpuestos entre los platos, con el fin de permitir los movimientos relativos cabeza-cuello y cuello-torso. Los topes de caucho de sección triangular y la parte central del cuello forman parte del mismo sistema.

Este diseño del cuello representa un sistema con dos pivotes y tres modos de deformación. Los dos pivotes están representados por los centros de los dos tornillos de cabeza esférica. Los tres modos de deformación son:

- flexión lateral simple (de la parte central del cuello);
- traslación y rotación (movimientos relativos de los platos superior e inferior);
- elongación de la parte central.

El juego existente entre los topes y su flexibilidad, proporciona también un movimiento de torsión, como es la rotación alrededor del eje vertical del cuello.

El cuello está unido a un soporte que a su vez se une al bloque que forma los hombros. El ángulo entre ambas caras del soporte es de 25 grados, pero como el bloque de los hombros está inclinado 5 grados hacia atrás, el ángulo resultante entre el cuello y el torso es de 20 grados.

El cuello del **BioRID II** (figura 3.20-detalle) está compuesto de siete segmentos interconectados entre sí con el fin de obtener una mejor biofidelidad con la columna cervical humana. Esto hace que presente la mejor respuesta biomecánica de todos los dummies anteriormente analizados, tanto en el movimiento hacia delante (flexión) como hacia atrás (extensión). Lo más importante del cuello de BioRID II es que, al estar dividido en segmentos, puede reproducir la forma de "S" observada en cuellos humanos durante ensayos de impacto trasero. Los músculos cervicales se aproximan por medio de dos cables que se unen a un mecanismo de muelle/amortiguador y se conectan a unos sensores, que miden la tensión durante el ensayo.

El movimiento del cuello de BioRID II ha sido validado sólo en impacto trasero, lo que limita la utilización de este tipo de dummy sólo a este tipo de impacto.

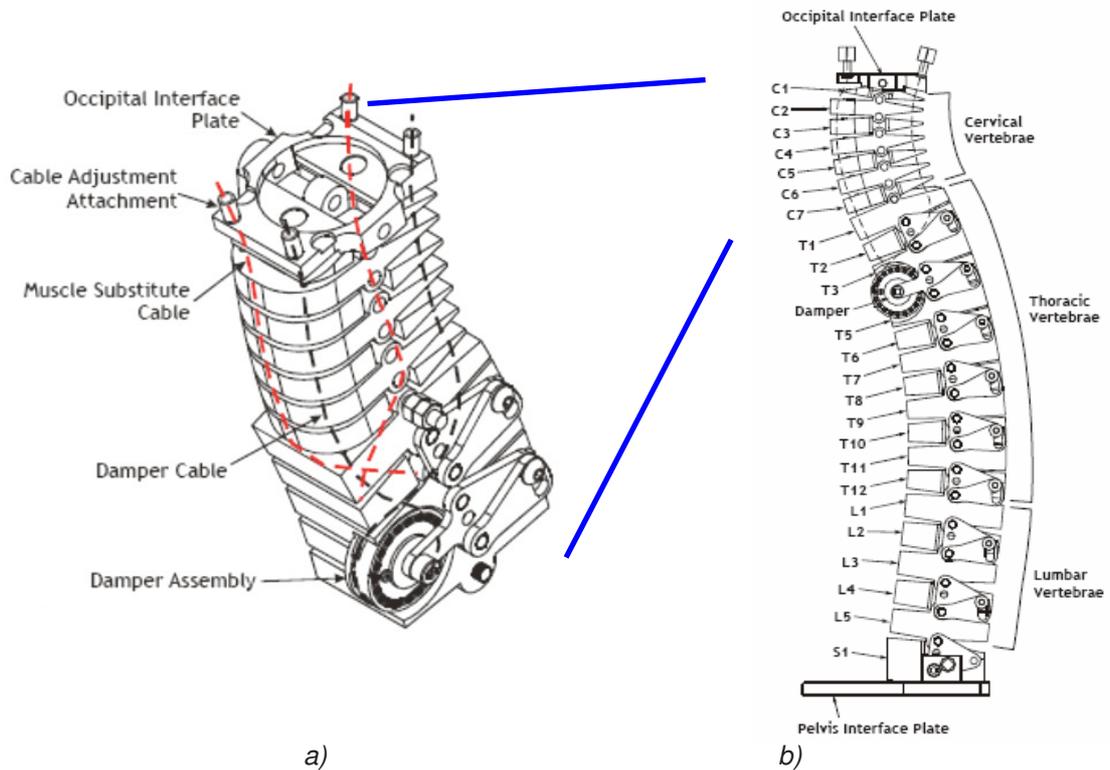


Fig. 3.20 Componentes del dummy BioRID II: a) cuello; b) espina vertebral. [Radenton]

Una comparación entre la instrumentación utilizada para cada tipo de dummy presentado anteriormente se presenta en la tabla 3.2.

Tabla 3.2

| Dummy             | Cabeza   | Cuello                      |                 |   |
|-------------------|--|-----------------------------|-----------------|---|
|                   |  | Superior                    | C4              | Inferior (T1)                                     |
| <b>Hybrid III</b> | - Acel.: x,y,z lineal<br>- 15 acelerómetros ang. (5x Accel: x,y,z) **<br>- 12 acelerómetros ang. + 3 angular rate* | Carga:<br>Fx,Fy,Fz,Mx,My,Mz |                 | Carga:<br>Fx,Fy,Fz,Mx,My,Mz                       |
| <b>BioRID</b>     | Acel.: x,y,z lineal +angular   | Carga:<br>Fx,Fy,Fz,Mx,My,Mz | Acc: x,z lineal | Acel: x,z lineal                                  |
| <b>EuroSID 2</b>  | Acel.: x,y,z lineal  | Carga:<br>Fx,Fy,Fz,Mx,My,Mz |                 | Acel: x,y,z lineal<br>Carga:<br>Fx,Fy,Fz,Mx,My,Mz |

según [Dentonatd]; \*\* según [Ftss].

Analizando los dummies actuales se ha llegado a la conclusión que es indispensable crear un nuevo maniquí capaz de ser utilizado en todos los tipos de ensayos. Crear un nuevo maniquí ha sido planteado a nivel internacional pero, así como declaraba Michael von Ratingen, miembro del Instituto de investigación neerlandés sobre los transportes TNO Automotive: “Es un trabajo hercúleo, que implica una intensa cooperación internacional, ya que hay que inventariar primero todos los datos disponibles que, con frecuencia están dispersos en diferentes países. Hacen falta unos cincuenta ensayos, simplemente para garantizar que el comportamiento del maniquí en el accidente sea similar al de un hombre. Y después se comprueba la sensibilidad y toda una serie de propiedades, que implican decenas de pruebas adicionales. Todo puede llegar a costar hasta 5 millones de euros”. [Vial 2003]

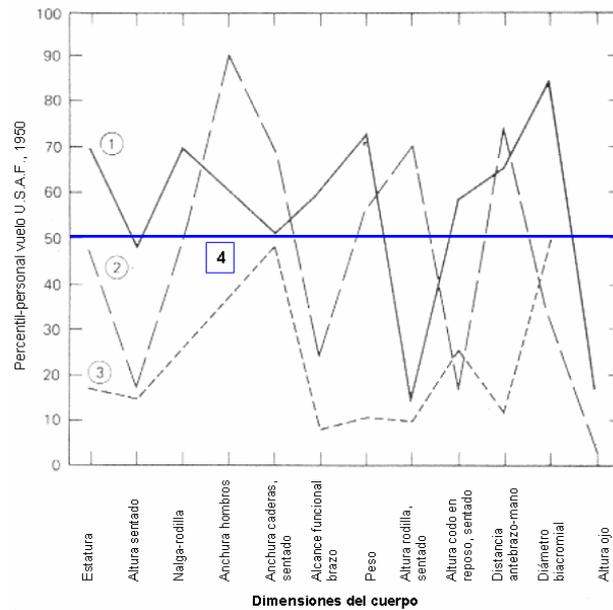


Fig. 3.21 Dimensiones corporales pertenecientes a tres individuos (curvas 1-3) y el dummy 50 % (curva 4). [Sobotta 1993] modificado

Las dimensiones del dummy 50 percentil representan las dimensiones del “hombre medio”, pero este tipo de hombre no existe (Figura 3.21). Según el ilustre investigador en antropología física, Dr. T.E. Hertzberg, “no hay nada semejante al hombre o mujer *medios*. Existen hombres cuyo peso, estatura o altura en posición sentada son medios, pero únicamente el 7% de la población tiene dos dimensiones medias, el 3% tiene tres y menos de 2% tiene cuatro. Por tanto, cabe rechazar la idea de un hombre que reúne las diez dimensiones medias. El concepto de *hombre medio* es fundamentalmente incorrecto.” [Panero 1987]

Además, al establecer los datos de una persona 50 percentil se tiene que tener en cuenta la existencia de variaciones anuales para múltiples parámetros antropométricos como la altura (Figura 3.22) o el peso, correspondientes a un determinado tipo de población.

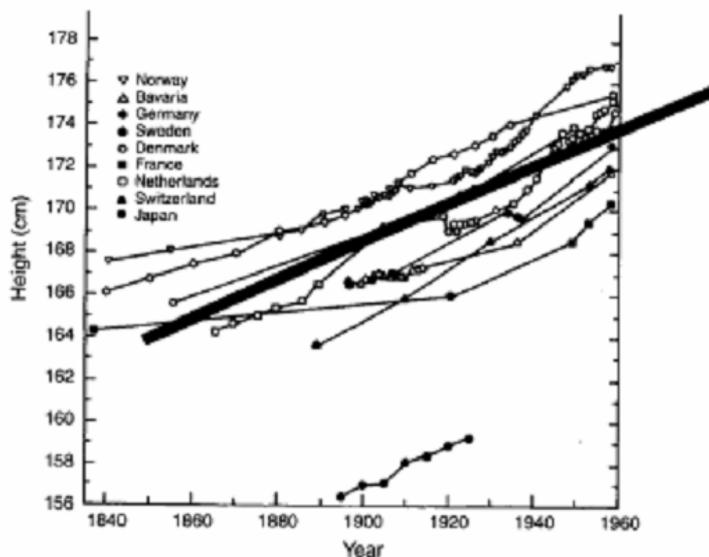


Fig. 3.22 Tendencia de crecimiento medio en altura de personas de varios países [Anthropometry 2008] citando a [NASA 78].

Si el dummy 50 percentil representaba hace más de 50 años al hombre medio norteamericano, en la actualidad este dummy, según lo argumentado anteriormente, no representa a nadie.

Analizando las víctimas de tráfico del año 2005 en España [Gomez 2007] encontraba que los hombres entre los 25 y 44 años representaban sólo el 30% de todas las víctimas. Incluso asumiendo una similitud entre la distribución de peso y altura entre las poblaciones americana y española, [Gomez 2007] encontraba que “este dummy sobre el cual se ha centrado el desarrollo de la mayoría de los sistemas de protección representan el 15% de las víctimas en España” lo que significa que: “en este desarrollo no se ha considerado al 85% de las víctimas de los accidentes de tráfico”.

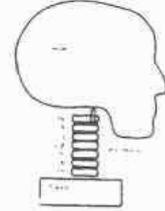
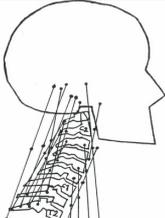
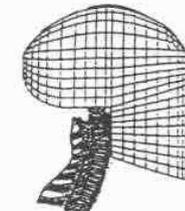
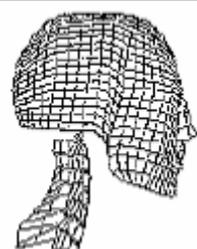
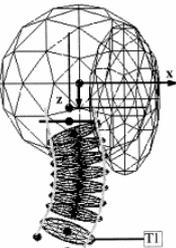
### **3.9 Modelos matemáticos para el análisis de la dinámica cervical**

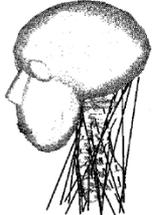
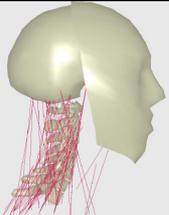
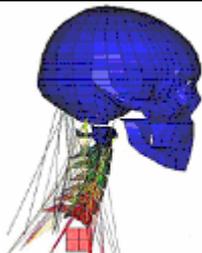
El avance de los ordenadores y los programas de análisis con elementos finitos o multicuerpos ofrecen una alternativa a los ensayos reales con seres humanos, debido a una buena repetibilidad con un coste y tiempo de simulación aceptables comparado con los ensayos reales de dummies. Esta alternativa es aun mayor si se tiene en cuenta que con estos programas se puede conseguir datos de algunas situaciones complejas que son imposibles de obtener por medio de los ensayos experimentales.

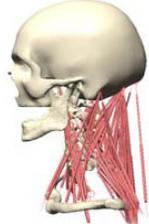
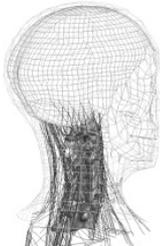
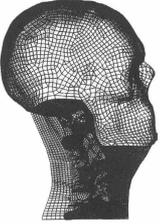
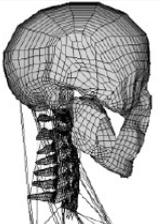
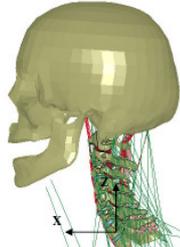
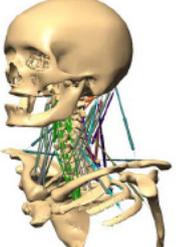
La continua preocupación en las últimas décadas acerca de las lesiones cervicales ha fomentado la creación de una serie de modelos de cabeza-cuello que se detallan en la tabla 3.3. La creación de la tabla 3.3 ha sido posible tras el análisis de varios estudios recopilatorios ([Prasad 2000], [Brolin 2002], [Horst 2002], [Bertrand 2005], [Panzer 2006], [Yang 2006], etc.) que analizan los modelos parciales y/o enteros de la espina vertebral humana de la región cervical y/o lumbar. En base a estos estudios se ha establecido que el primer modelo matemático de espina vertebral ha sido creado en el año 1950 para el análisis biomecánico en el caso de catapultación de los pilotos de aviones y que los primeros modelos de cuerpos humanos en elementos finitos tenían una formulación básica de la espina vertebral siendo centrados en el análisis de las zonas torácica y lumbar.

La mayoría de los modelos matemáticos de cabeza-cuello son de elementos finitos o multicuerpos que requieren software especializado (LS-Dyna, RADIOSS, PamCrash, Madymo, etc.) con licencias específicas y ordenadores o estaciones de cálculo potentes. Todos estos modelos (de cabeza-cuello) se diferencian entre ellos por la construcción geométrica, número de tejidos y órganos representados, puntos de inserción, parámetros y coeficientes introducidos, expresiones y funciones matemáticas utilizadas, características musculares, etc. Además, las restricciones del software en el cual se ha desarrollado el modelo y la validación del mismo son algo esencial a la hora de estudiar su comportamiento ante un determinado tipo de impacto. Es importante tener en cuenta el tipo de impacto y la velocidad a las cuales ha sido validado el modelo matemático antes de utilizar dicho modelo; para cualquier análisis en condiciones de impacto (velocidades, tipo de impacto, etc.) fuera del rango validado puede dar resultados incorrectos.

Tabla 3.3

| Autor - año  | Imagen  | Observaciones   |
|--|---|---|
| Belytschko 1978**<br><br>Williams y Belytschko 1983* |    | Tipo de impacto: frontal y lateral<br>22 pares de músculos, pasivos y activos   |
| [Merill 1984]  |    | Tipo de impacto: Frontal, trasero y lateral*<br>7 pares de músculos pasivos   |
| Tien y Huston 1987**                                 |    | Tipo de impacto: frontal  |
| [Deng 1987]<br>[Deng 2002]                           |   | LS-DYNA en 2002<br>- Tipo de impacto: frontal y lateral (trasero y lateral*)<br>- 13 pares (3pt) de músculos pasivos<br>- En el modelo del año 2002 se ha introducido activación muscular |
| Kleinberger 1993*<br>Stemper 2000***                 |  | DYNA-3D<br>Tipo de impacto: frontal (frontal, axial*)<br>Sin músculos   |
| [Dauvillers 1994]                                    |  | RADIOSS<br>Tipo de impacto: frontal, lateral<br>Sin músculos  |
| Jakobson 1994***<br>[Linder 2000]                    |  | MADYMO 2D<br>Tipo de impacto: trasero   |

|   |   |   |
|---|---|---|
| <p>Nitsche 1996 ****</p>  |    | <p>-PamCrash<br/>-Tipo de impacto: frontal, lateral, compresión axial<br/>-vértebras elásticas</p>  |
| <p>[Jager 1994]<br/>[Jager 1996]<br/>Horst 1997***<br/>Yamazaki 2000*</p>               |    | <p>MADYMO<br/>- Tipo de impacto: frontal, lateral<br/>-15 pares de músculos activos y pasivos<br/><br/>Utiliza el modelo de [Deng 1987]</p>               |
| <p>Camacho 1997*,***<br/><br/>Chancey 2003, 2005<br/>Van EE 1998***<br/>Van EE 2000</p> |    | <p>-LS-DYNA<br/>-Tipo de impacto: axial 3.2m/s<br/>-Músculos activos y pasivos</p>  |
| <p>Yang 1998*,****</p>  |   | <p>PamCrash<br/>-Tipo de impacto: trasero, frontal y axial (Axial, lateral según [Panzer 2006])<br/>-Músculos pasivos</p>                                 |
| <p>Bertholon 1999****</p>   |  | <p>-RADIOSS<br/>-Tipo de impacto: frontal, lateral, trasero, axial<br/>-Músculos pasivos</p>  |
| <p>Leijonhufvud y<br/>Halldin 2001*<br/>[Brolin 2002]<br/>Brolin 2005*</p>              |  | <p>- DYNA3D (en 2000); LS-DYNA (en 2002)<br/>-Tipo de impacto: frontal, lateral, axial<br/>-14 pares de músculos<br/>-Activación muscular en año 2005</p> |
| <p>[Horst 2002]</p>   |  | <p>MADYMO<br/>Tipo de impacto: frontal, lateral, trasero<br/>68 pares de músculos (segmentados) activos<br/>Utiliza el modelo de [Jager 1996]</p>         |

|                                     |   |  |
|-------------------------------------|---|--|
| <p>[Lopik 2004]<br/>[Esat 2007]</p> |    | <p>MSC.visualNastran 4D<br/>Tipo de impacto: frontal, lateral y trasero</p>  |
| <p>[Lee 2004]</p>                   |    | <p>Tipo de impacto: Frontal<br/>22 pares de músculos (segmentados) activos</p>   |
| <p>[Meyer 2004]</p>                 |    | <p>-RADIOSS<br/>-Tipo de impacto: frontal, lateral, oblicuo y trasero<br/>-Músculos volumétricos con elementos sólidos<br/>-Sin activación muscular</p>    |
| <p>[Teo 2004]<br/>[Zhang 2006]</p>  |   |  |
| <p>[Panzer 2006]</p>                |  | <p>-LS-DYNA<br/>-Tipo de impacto: frontal<br/>-Músculos activos y pasivos (segmentados);<br/>Utiliza el modelo de [Deng 1999]</p>                          |
| <p>[Yan 2006]</p>                   |  | <p>Visual Nastran 4D<br/>Análisis de la activación muscular. Se activa un determinado grupo de músculos y se analiza la respuesta dinámica resultante.</p> |

\*Citado por [Panzer 2006]; \*\*Citado por [Dauvillers 1994]; \*\*\*Citado por [Bertrand 2005]; \*\*\*\*Citado por [Horst 2002]; \*\*\*\*\*Citado por [Yang 2006];

En la tabla 3.3 por *Tipo de impacto* se ha notado el tipo de impacto con cual ha sido validado el modelo en causa.

Todos los músculos considerados *activos* para los modelos biodinámicos expuestos dentro de la tabla 3.3 son con una única activación muscular para todos los músculos, es decir: para el mismo modelo de simulación se ha utilizado para todos los

músculos el mismo tipo de curva y los mismos instantes de tiempo para la activación y desactivación muscular. Así como se va a ver en los siguientes capítulos, la activación muscular no es única para todos los músculos y tampoco tiene una forma continua.

Los modelos biomecánicos enteros de cabeza-cuello se pueden clasificar en tres categorías: de dos pares R, de multicuerpos y, de elementos finitos.

### A. Modelos de dos pares R

Estos tipos de modelos ([Bowman 1984], [Wismans 1986], [Bosio 1986], [Dauvilliers 1994], [Thunnissen 1995], etc.) se basan en los resultados obtenidos en base a ensayos con cadáveres y voluntarios. Por ejemplo, en [Wismans 1986] se ha analizado la similitud del movimiento relativo cabeza - cuello de los ensayos con voluntarios y ha observado que hay un patrón de movimiento circular que se puede aproximar con un modelo mecánico de dos pares R: un par en la unión cabeza-cuello y otro par en la unión cuello –tórax (figura 3.23a).

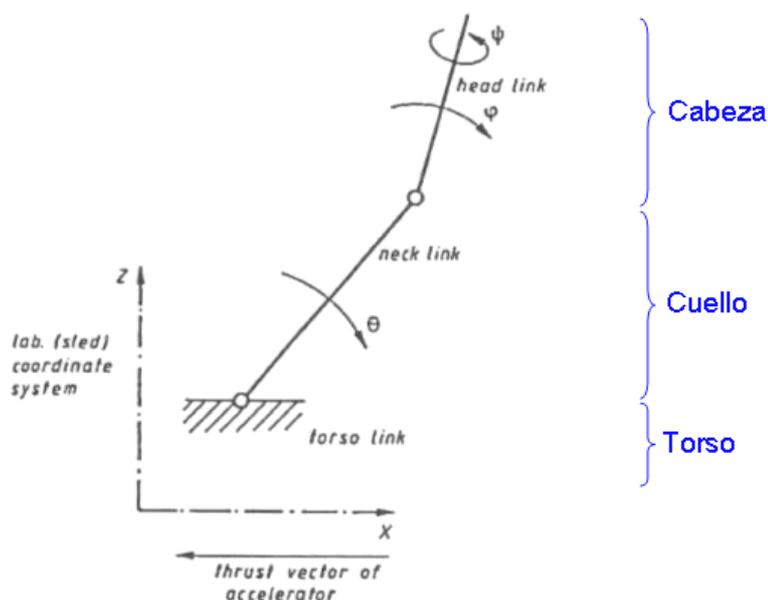


Fig. 3.23a Modelo de cuello con 2 pivotes según [Wismans 1986].

Siguiendo la misma línea, en [Dauvilliers 1994] se presenta la creación de un modelo biomecánico de cabeza-cuello donde se utiliza dos uniones esféricas entre las vértebras C2 y C1, y entre vértebra C1 y la cabeza, cuyos valores se presentan en la tabla 3.4.

Tabla 3.4

|                 |                     | Rigidez<br>[N.m/Rad] | Amortiguamiento<br>[N.m.s/Rad] |
|-----------------|---------------------|----------------------|--------------------------------|
| Unión C2-C1     | Alrededor del eje X | 20                   | 2.58                           |
|                 | Alrededor del eje Y | 400                  |                                |
|                 | Alrededor del eje Z | 2860                 |                                |
| Unión C1-Cabeza | Alrededor del eje X | no lineal            | 2                              |
|                 | Alrededor del eje Y | no lineal            | 0.573                          |
|                 | Alrededor del eje Z | no lineal            | 1                              |

## B. Modelos de multicuerpos

La continuación de los modelos de dos pares han sido los modelos de multicuerpos que han permitido introducir varios tipos de uniones y detalles anatómicos.

De los modelos biomecánicos de cabeza-cuello realizados con multicuerpos, lo más conocido en este momento es el modelo realizado por De Jager en el año 1996 [Jager 1996] utilizando el modelo de [Deng 1987]. Este modelo [Jager 1996] está bien detallado, incluyendo la geometría de las vértebras y la cabeza modelizados como cuerpos rígidos, los ligamentos y uniones como elementos tipo muelle-amortiguamiento no lineares, músculos activos, etc. Este modelo ha sido modificado por [Yamazaki 2000] (según [Panzer 2006]) y [Horst 2002] llegando a unos detalles y una complejidad comparable con la de los modelos de elementos finitos. En el modelo de [Horst 2002] se utiliza la técnica de segmentación de los músculos para mejorar la orientación de la fuerza muscular.

## C. Modelos de elementos finitos

De los modelos biomecánicos de cabeza-cuello realizados con elementos finitos, el más conocido en este momento es el modelo de [Deng 1999] modificado por [Panzer 2006]. Este modelo, de [Panzer 2006], es hasta ahora (según el conocimiento del autor) el modelo más completo de simulación de la región cuello-cabeza validado para el impacto frontal. En [Panzer 2006] se plantea la necesidad de activar los músculos flexores y extensores por separado y, utilizar para ellos unos valores de instante de activación y activación neuronal diferentes para el grupo en flexión frente al grupo de extensión. Para este fin el sugiere el uso de programas de multicuerpos. Este planteamiento de [Panzer 2006] siendo la base de este tesis.

Entre los modelos biomecánicos de simulación de seres humanos completos (ver [Yang 2006] y [Verver 2004]) destacan dos modelos: HUMOS y THUMS (figura 3.23).

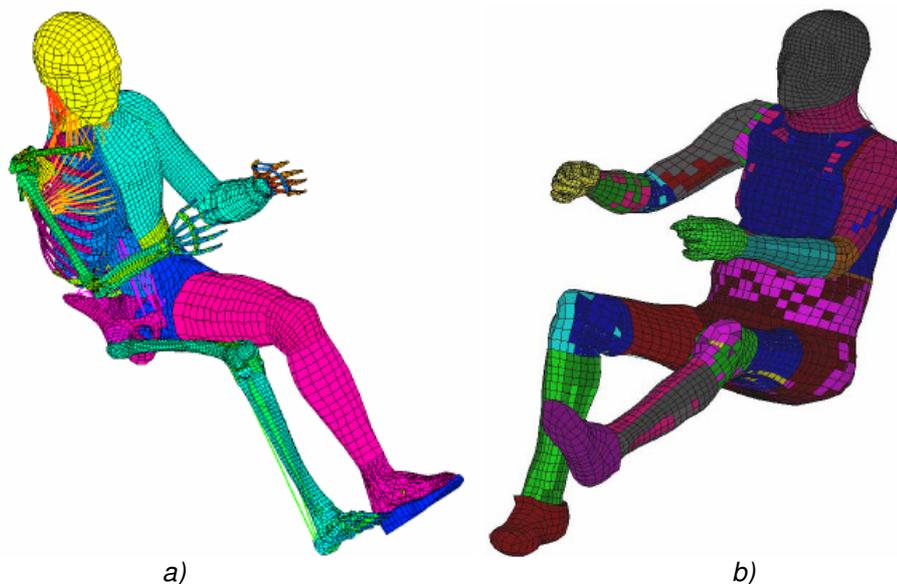


Fig. 3.23 Modelos biomecánicos del ser humano: a) THUMS [THUMS]; b) HUMOS [HUMOS].

- El HUMOS (Human Model for Safety) es un modelo de ser humano virtual desarrollado en dos etapas (1997-2000 y 2002-2005) y representa al 50 percentil

Europeo en dos posturas diferentes: sentado y de pie. En su desarrollo en la segunda fase han participado 15 organizaciones distintas pertenecientes a cuatro países: Francia, Suecia, Noruega y Alemania [Humos2]. A pesar de su complejidad (ver [Veziin 2005]), se ha observado, tras el análisis del autor de este proyecto, que este modelo presenta una serie de imperfecciones de creación (de geometría, uniones de partes, posición de elementos, etc.) y, lo más importante para el propósito de esta tesis: no tiene activación muscular.

- El *THUMS* (Total human model for safety) es un modelo de ser humano virtual desarrollado por Toyota Motor Corporation y Toyota Central R&D Labs. Inc, Toyota System Research Inc., y Toyota Motor Company y representa a un 50 percentil masculino americano en posición sentada [THUMS]. A nivel cervical presenta activación muscular única para todos los músculos (ver [Chawla 2005]). Según el conocimiento del autor, este modelo biomecánico de cuerpo humano entero es el modelo más avanzado de todos los modelos existentes en este momento a nivel internacional.

Como tendencias en este campo de modelos de simulación del cuerpo humano se debe señalar el proyecto de nivel internacional GHBMC (Global Human Body Models Consortium) [GHBMC].

GHBMC es un consorcio creado en año 2006 por nueve fabricantes de vehículos y dos proveedores (Chrysler LLC, Ford Motor Co., General Motors Corp., Honda R&D Co., Hyundai Motor Co., Nissan Motor Corp. Ltd., PSA Peugeot-Citroën, Renault s.a.s., Takata Corp., Toyota Motor Corp. y TRW Automotive) con el propósito de “consolidar las actividades individuales de la investigación y desarrollo de la modelización del cuerpo humano en un solo esfuerzo global para avanzar en tecnología de ensayos de *crash test*” [GHBMC]. GHBMC planea crear hasta el año 2011 unos seis modelos de seres humanos virtuales (tres masculinos y tres femeninos) que engloben tres tallas: pequeña, mediana y grande. El coste aproximado de este proyecto ha sido estimado en más de 18 millones de dólares. [Design News]

### 3.10 Métodos y mecanismos de protección contra las lesiones cervicales

Como respuesta al creciente número de lesiones cervicales, las compañías fabricantes de vehículos han decidido tomar medidas mitigadoras con el fin de reducir el riesgo de las lesiones cervicales (o el número de personas con lesiones cervicales). Entre las medidas de prevención se distinguen: la seguridad preventiva y los sistemas integrados de protección cervical.

La **seguridad preventiva**, afecta a todos aquellos aspectos que influyen en el conductor y que pueden evitar que llegue a producirse un accidente, incluyendo desde un diseño que asegure la ergonomía y la visibilidad o una correcta climatización, hasta unos asientos cómodos que sujeten correctamente el cuerpo. Aquí se incluyen los ajustes de la posición de varios equipamientos o dispositivos que protegen al ocupante en el caso de que se produzca el accidente (reposa-cabezas, asiento, etc.).

Los **sistemas integrados de protección cervical** son todos aquellos dispositivos o mecanismos que protegen o disminuyen el daño del ocupante cuando tiene lugar el accidente.

Actualmente cualquier vehículo que se lanza al mercado debe de superar una serie muy limitada de normativas y reglamentos técnicos de seguridad de estas normas. Para conseguir estos sistemas de protección se utiliza la optimización de la forma, material e implementación de mecanismos de transformación, con el fin de conseguir la absorción de energía del ocupante y disminuir de esta forma el riesgo de sufrir lesiones en caso de accidentes de vehículos. La mayoría de los sistemas de protección cervical están basados en modificaciones realizadas sobre los asientos de vehículos existentes ya en el mercado y no requieren productos enteramente nuevos lo que supone costes de producción relativamente bajos, pero con ahorros relativamente importantes en varias áreas (medico, aseguradora, social, etc.). La aplicación de estos sistemas se realiza en varias zonas del asiento: reposa-cabezas, mecanismo de inclinación del respaldo, respaldo y fijación del asiento con el suelo del vehículo con el fin de proteger a sus ocupantes absorbiendo la energía de los impactos y disminuyendo las fuerzas que se transmiten a los pasajeros. Estos vehículos tienen zonas de absorción diseñadas para comprimirse de una manera progresiva y controlada haciendo que los ocupantes puedan desacelerar más despacio en un impacto.

Los sistemas de protección contra las lesiones cervicales (sistemas anti-latigazo cervical) fueron introducidos en el año 1998 por la empresa Delphi Automotive Systems en la marca de vehículo Saab y por la empresa Autoliv en la marca de vehículo Volvo. [William 2001]

Una gran fuente de información es Internet, donde se ha llevado a cabo una búsqueda de mecanismos y dispositivos patentados relacionados con el fenómeno de latigazo cervical (se han utilizado los buscadores de patentes [Depatisnet] y [Espacenet]).

Se han utilizado palabras clave del tipo: whiplash; seat; seat belt; seat absorption; seat reclining (3634 patentes); seat load limiter; barra torsión (0); limitación carga (0); seat injury; etc. Así se han encontrado más de 100.000 patentes sólo con la palabra inglesa seat (asiento, en español). Debido al gran número de patentes existentes en el dominio de asientos, no se ha conseguido estudiar todas las patentes pero, de las patentes analizadas, las más importantes se pueden agrupar en tres áreas: Mecanismos de absorción de energía, Mecanismos de translación-rotación del asiento o del respaldo y Tipos de reposa-cabezas. Estas patentes tienen aplicaciones en diferentes zonas del asiento: mecanismo de inclinación del respaldo, reposa-cabeza, respaldo y fijación del asiento con el suelo del vehículo.

Tras el análisis de las patentes sobre descripciones de la forma, material y mecanismos de transformación se ha observado que es posible encontrar un método de absorción de energía producida en el accidente sobre el ocupante y disminuir el riesgo de sufrir lesiones en accidentes de tráfico. [Chiriac 2006b]

### **Mecanismos de absorción de energía**

Los vehículos modernos protegen a sus ocupantes absorbiendo la energía de los impactos y disminuyendo las fuerzas que se transmiten a los pasajeros. Por sí misma, la rigidez del asiento parece desempeñar un papel determinante en la transmisión de fuerzas del impacto al ocupante. En efecto, se puede pensar que un asiento más rígido no permitiría una absorción del movimiento de extensión del tronco

e implicaría una mayor aceleración lineal de éste. Por lo tanto, la fuerza diferencial actuando entre el tronco, que está apoyado en el asiento, y la cabeza, libre en el espacio, será mayor, lo que aumentaría el riesgo de lesión cervical. El efecto de la rigidez del asiento sobre las respuestas de las personas fue medido por [Haland 1996] y [Watanabe 2000]. Los resultados del estudio de [Haland 1996] ponen de manifiesto que un aumento de la rigidez del asiento aumenta la velocidad de los movimientos cervicales. Conviene también tener en cuenta que las fuerzas axiales que actúan sobre el raquis cervical aumentan con un aumento de la rigidez del asiento [Ono 1997]. [Watanabe 2000] pusieron de manifiesto que una disminución de la rigidez de la zona superior del asiento disminuye el índice NIC y el momento de la fuerza a nivel de cabeza en el movimiento de extensión en el ser humano. Por el contrario, ningún efecto sobre estas variables se observó por una modificación de la rigidez de la porción inferior del asiento. Así pues, el estudio de [Watanabe 2000] sugiere que la rigidez de la parte superior del asiento sea una variable importante para controlar y disminuir los factores de riesgo posiblemente asociados a las heridas cervicales.

Un ejemplo de la importancia de la rigidez del asiento es el modelo de coche Ford Focus que consiguió la máxima puntuación en dos evaluaciones independientes sobre la protección contra las lesiones cervicales, llevadas a cabo por Folksam y la International Insurance Whiplash Prevention Group (IIWPG). Los buenos resultados de este modelo tienen su base en un buen ajuste de la rigidez de la espuma del asiento junto con un colapso estructural en la parte inferior del asiento.

Para la protección cervical de los motoristas se han desarrollado algunos dispositivos ([Leatt-brace], [Alpinestar], [APCSystem], etc.) como: collarines especiales, chalecos y cascos con airbag (figura 3.24).

### **Sistemas activos de protección**

Los sistemas activos de protección funcionan como sistema suplementario al cinturón de seguridad. Como sistemas activos de protección se pueden enumerar: reposa-cabeza “activo”, airbag y respaldo “activo”.

Para el reposacabezas, en la literatura (entre cual destaca [MMV 2005]) se encuentran descripciones de formas, materiales y mecanismos, con el fin de absorber la energía de la cabeza del ocupante.

De momento los reposa-cabezas activos presentes en coches de marcas como Opel, Volvo, Saab (figura 3.24), BMW, Mercedes y otros, tienen sistemas mecánicos, pirotécnicos o magnéticos para acercarse a la cabeza del pasajero en caso de impacto.

Algunos sistemas como los de Johnson Controls, utilizan un sensor de accidente del vehículo. En un accidente, el sensor acciona un pequeño dispositivo pirotécnico que lanza un resorte para empujar el apoyo para la cabeza hacia delante en un intervalo de tiempo de menos de 50 milisegundos.

Otro método utilizado es el airbag del reposa-cabezas, que se introduce dentro del mismo y se activa en el momento del accidente, utilizando un mecanismo pirotécnico.

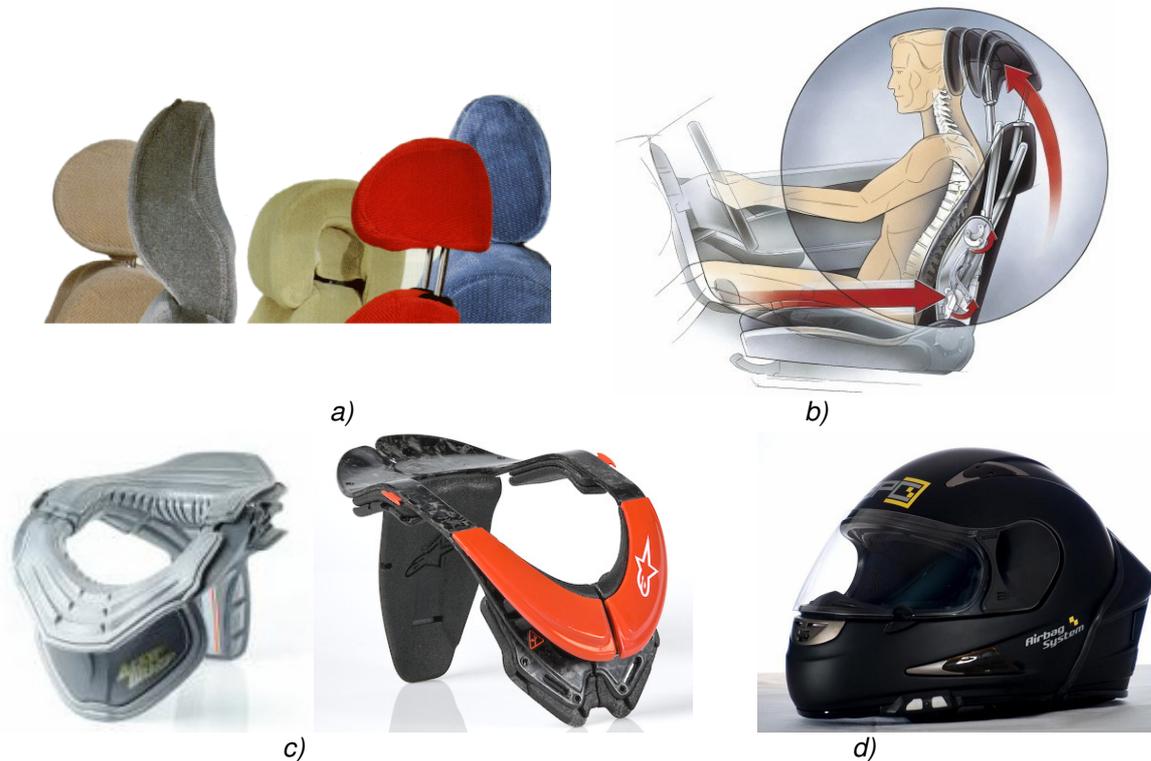


Fig. 3.24: Protectores cervicales: a) Tipos de geometrías de reposacabezas [Saftyforum]; b) reposacabezas con sistema activo [Saab]; c) protectores de cuello para motoristas [Leatt-brace], [Alpinestar]; d) casco para motoristas con airbag integrado [APCSystem].

Para los movimientos de translación y rotación del asiento o respaldo, en la literatura se encuentra descripciones de varios mecanismos mecánicos, hidráulicos o mixtos, que actúan bajo una fuerza determinada o una señal eléctrica. También se han encontrado descripciones de varios elementos que se deforman bajo una fuerza o momento de torsión, permitiendo un movimiento específico del asiento.

Uno de los más conocidos sistemas de respaldo *activo* es el sistema de protección de Volvo contra el latigazo cervical, conocido como WHIPS. Este sistema está diseñado para prevenir lesiones cervicales reduciendo el movimiento relativo de la cabeza y del torso de un ocupante en un accidente por alcance. Hay dos componentes importantes que forman los sistemas WHIPS (Figura 3.25). El primer componente es una bisagra del asiento que controla la fuerza del asiento contra el torso del ocupante de modo que el torso acelere más suave (el asiento y el torso del ocupante aceleran más lento que el coche). El otro componente importante es el reposa-cabezas activo, que se acciona para que entre en contacto con la cabeza antes de que se mueva el torso.

Así como se ha presentado en el [Chiriac 2006b], la combinación de la aceleración más lenta del torso y la existencia de un reposa-cabezas activo da lugar a una disminución de los valores de los Criterios de daño (NIC, Nkm, LNL, etc.) con respecto a los asientos y reposa-cabezas convencionales.

La bisagra especial utilizada en los sistemas WHIPS controla la fuerza aplicada a las caderas y la parte posterior del ocupante del asiento, doblándose de una manera controlada. Después de un accidente en el cual el sistema WHIPS se ha activado, el asiento queda desplazado de su posición original porque las bisagras se deforman, necesitando una sustitución ulterior.

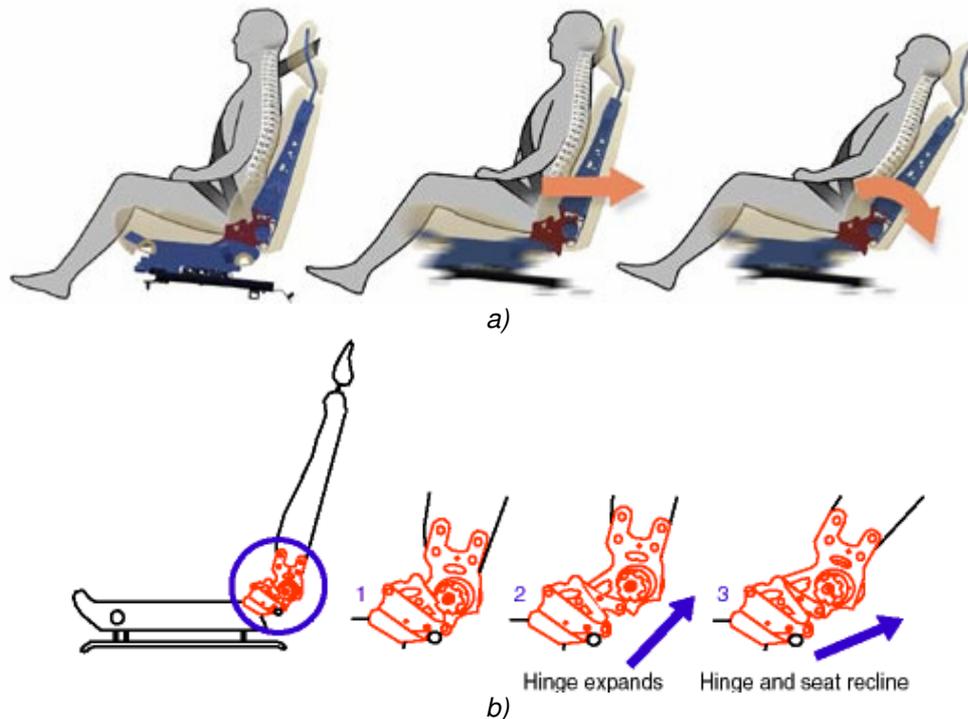


Fig. 3.25 Sistema de protección WHIPS: a) funcionamiento [Volvo]; b) detalle [William 2001].

En base a la información encontrada hasta ahora y el análisis presentado en [Chiriac 2006b] se puede decir que todavía no existe ningún coche dotado con un sistema (activo o no activo) de protección contra el latigazo cervical capaz de adaptarse a las características del ocupante para proporcionar la máxima protección cervical. Todos los coches con sistemas activos de protección están diseñados para proporcionar la máxima protección a una “persona media 50 percentil” en conformidad con las normas específicas existentes en el dominio de automoción.

Parece que para los fabricantes de coches superar unas pruebas con la mejor puntuación posible es una etapa de marketing que crea una buena imagen sobre el producto y aumenta su venta.

Sin descubrir el verdadero mecanismo que provoca estas lesiones, queda como única posibilidad, tomar medidas para una disminución de los factores que consideramos en este momento que causan los daños, disminución en función de unas relaciones de cálculo que tienen sus bases en varias teorías. Las medidas mitigadoras que se pueden tomar son posibles sólo desde el punto de vista del automóvil. Por ejemplo, para una teoría que tiene en cuenta sólo las fuerzas de “ramping up” se puede cambiar la forma del respaldo para disminuir este movimiento, para las aceleraciones horizontales se puede hacer que el reposacabezas y el respaldo se desplacen hacia el frente, etc. Un conocimiento mejor del mecanismo lesional ayudará a proteger mejor al ser humano en estos accidentes.

### 3.11 Análisis jurídico de las lesiones cervicales

Todas las formulaciones y metodologías que se utilizan en el campo de las valoraciones e indemnizaciones por los daños sufridos como consecuencia de un accidente de tráfico, son diferentes por cada país o región comunitaria.

Las leyes de la mayoría de los países occidentales, en especial anglosajones, tienen unos baremos de valoración de los daños y perjuicios causados a las personas

en accidentes de circulación basados en la tabla AMA (American Medical Association), elaborada por la Asociación Americana de Medicina. Las leyes Españolas a lo largo del tiempo han usado y siguen usando, así como se va a ver a continuación, un tipo de baremo diferente a la tabla AMA.

Las compensaciones económicas no son justas en todos los países. Por ejemplo, en una comparación por perfil étnico realizada en el año 2002 de "Road Accident Fund Comiscion" [Liz 2002], se observa diferencias significativas entre los demandantes y los indemnizados de latigazo cervical así como se puede ver en la figura 3.26.

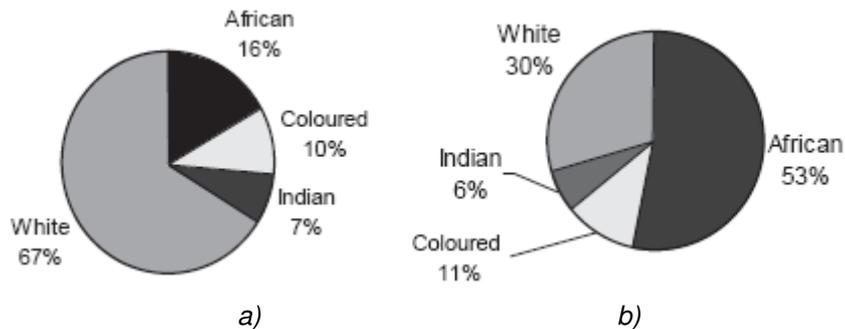


Fig.3.26 Perfil racial de lesionados de latigazo cervical: a) porcentaje de indemnizados; b) porcentaje de demandantes. [Liz 2002]

El costo por baja e indemnizaciones por el síndrome de latigazo cervical alcanza en Europa occidental la cifra de diez mil millones de euros al año [William 2001], [Press 2004] y más de 29 mil millones dólares al año en los EE.UU. Dentro de esto, sólo en Alemania, el tratamiento de lesiones cervicales cuesta mil millones de euros por año, según la asociación general de la industria de seguro alemana. [William 2001]

En una publicación de Gran Bretaña [Compensaciones] sobre las tarifas para varios tipos de lesiones, fraccionadas en 25 niveles con el valor máximo de 250.000£ (correspondiente por el nivel 25), para el caso de latigazo cervical las tarifas correspondientes tenían un valor mínimo de 1.000£ (para *lesión de latigazo cervical*, con duración del efecto de 6 - 13 semanas) y un valor máximo de 10.000£ (para *lesión de latigazo cervical* - seriamente inhabilitado o permanente).

Así como se ha presentado en los apartados anteriores, en España, existen más de 20.000 lesionados de latigazo cervical al año y suponen unos costes económicos alrededor de 88 millones de euros [Montero 2002]. Estos costes representan un 23 % de los costes de siniestro de daños corporales, siendo similares a las estadísticas internacionales.

Las indemnizaciones por lesiones en casos de lesiones cervicales son fijadas en España por la **Ley 34/2003**, de 4 de noviembre, en función de unas características típicas (gravedad lesional, días de incapacidad, ingreso neto anual, edad, etc.) y, suponen unos costes medios de aproximadamente 4.000 euros por persona.

En las cuantías de las indemnizaciones aplicadas según el *Sistema para valoración de los daños y perjuicios, causados a las personas en accidentes de circulación* [BOE 5902], la Incapacidad Temporal se establece en función de la estancia hospitalaria. Los días hospitalarios corresponden al intervalo entre la fecha de alta hospitalaria y la del ingreso, y los determina el mismo hospital. Es el parámetro cronológico menos cuestionado porque el latigazo cervical requiere hospitalización sólo en casos muy severos o si existen patologías sobreañadidas. Más conflictivo es, en muchos casos, la determinación de los días sin estancia hospitalaria porque en los

criterios para la valoración de los daños y perjuicios causados a las personas en accidentes de circulación se especifica que “en la determinación y concreción de las lesiones permanentes y las incapacidades temporales, así como en la sanidad del perjudicado, será preciso informe médico”. En el mundo laboral se considera incapacidad temporal (parcial) de trabajo cuando la persona supera el 33% de pérdida de la capacidad laboral, lo que significa que muy pocos lesionados van a obtener este calificativo.

Según datos proporcionados por el Instituto MAPFRE, [Press 2005a] los daños de latigazo cervical “suponen compensaciones que oscilan entre los 2.000 (para una lesión de mes y medio de duración) y los 10.000 euros (en el caso de que se prolongue durante medio año)”, “cantidades que pueden incrementar si ha habido hospitalización y si la lesión deja secuelas”. Otra fuente [Press 2005b], citando al abogado Manuel Tembory, publica que los daños de latigazo cervical suponen “el 60% de las peticiones de indemnización que se tramitan en Málaga”, pudiendo recibir el lesionado una compensación de “entre 3.000 y 24.000 euros por una dolencia difícil de demostrar”.

El estudio de [Joslin 2004] presenta que los pacientes que piden una indemnización tras un latigazo cervical, presentan una discapacidad mayor que los que tienen una fractura cervical o aquellos que tienen latigazo cervical y no están implicados en litigios. Una explicación puede ser que la compensación económica depende de la duración del periodo de convalecencia, el paciente está “siempre dispuesto a reclamar para obtener indemnizaciones” [Press 2001]. En España, se ha apreciado que entre 1995 y el año 2002, el número de pacientes a los que se les recomienda el tratamiento inmovilizador basado en collarín cervical ha aumentado respecto al número de pacientes que son sometidos a tratamiento de rehabilitación física en un centro médico, “posiblemente más motivado por factores extraclínicos que por auténticas necesidades terapéuticas”. [Garamendi 2003b]

Según [Press 2008a], [Press 2008b], un estudio realizado recientemente por fisioterapeutas, a un grupo de 200 pacientes con esguince cervical, se ha puesto de manifiesto que aquellas personas que llevaron collarín cervical necesitaron una media mayor de sesiones de fisioterapia (36) que aquellos que no lo llevaron (21). Tras estos resultados el *Colegio Profesional de Fisioterapeutas de la Comunidad de Madrid* ha comunicado que el collarín retrasa la recuperación de los pacientes que sufren problemas cervicales como consecuencia de accidentes de tráfico, provocando la rigidez del cuello y se aconseja tratamientos fisioterapéuticos en su lugar.

En un estudio reciente [Ruben 2007] se ha establecido que en función de “como el sujeto piensa, actúa y vive su experiencia de dolor puede ser determinante para su recuperación” y que “la intensidad del dolor después del accidente está relacionada tanto con la discapacidad de los pacientes como con su estado de ánimo”.

En el contexto europeo, en el año 2003 se ha finalizado un proyecto intitulado “Guide barème européen d'évaluation des atteintes à l'intégrité physique et psychique” y representa las bases de una guía baremo europea para la evaluación de las lesiones físicas y psíquicas. Este proyecto presenta, según [Garamendi 2004], “grandes similitudes en su estructuración y su fundamento científico con el sistema español pero, curiosamente, también algunas diferencias significativas que afectan a gran parte del baremo”. Del grupo de trabajo de este proyecto europeo, el 33% de los miembros (3 personas) eran de España y, según [Garamendi 2004], dos de ellos han sido miembros del grupo de trabajo de UNESPA que ha elaborado la tabla baremo española de la Ley 34/2003, lo que explica la gran similitud del baremo español con el baremo europeo. Esta guía estaba pendiente de revisión por parte del Parlamento

Europeo antes de su publicación oficial como recomendación comunitaria de obligado cumplimiento en los países de la Unión Europea.

## CAPÍTULO 4: DESARROLLO DEL MODELO

### 4.1 Introducción: Requisitos del modelo

Si se tienen en cuenta los factores que pueden influir sobre la presencia, la severidad o la duración de los síntomas en las víctimas de accidentes de tráfico (así como se ha presentado en el capítulo anterior), se puede considerar que una relación de cálculo para predecir la presencia de lesiones cervicales en un accidente de tráfico, tiene que estar dada en función de todos los factores que influyen en el accidente (figura 3.13 del capítulo 3) y que tiene la forma general descrita por la ecuación 4.1.

$$M = f(A, C, O) \quad (4.1)$$

donde :A = f (m1, m2, k1, Δv,...) representa las características del accidente;

C = f (α, x1, y1, k3, μ,...) representa las características del coche;

O = f (β, x2, y2, k4, σ,...) representa las características del ocupante.

Esto significa que se puede obtener una relación matemática en función de unos parámetros interrelacionados entre sí (desplazamientos, velocidades, aceleraciones, fuerzas, momentos, etc.) relativos a los tres factores enumerados anteriormente. Cualquiera que sea la relación de cálculo resultante, es necesario que cumpla una serie de requisitos como:

- hipótesis iniciales correctas;
- contener parámetros de entrada medibles en la realidad;
- desarrollo matemático lógico de los parámetros;
- la posibilidad de validar el modelo matemático resultante;
- tener aplicación práctica.

Debido a las particularidades de cada accidente y conociendo su poca repetibilidad, para analizar todos los parámetros relacionados con las características del mismo y del coche se necesita realizar un intenso y gran trabajo, por lo cual se analizará solamente la zona cervical partiendo de una serie de hipótesis iniciales capaces de reducir el volumen de trabajo. Se consideran conocidos los siguientes datos:

- el movimiento en el tiempo de la vértebra T1;
- las propiedades mecánicas de los tejidos finos (ligamentos, discos intervertebrales, músculos, etc.) y de las vértebras;
- el origen y la inserción de los tejidos finos;
- las características funcionales de cada parte componente del modelo.

Con todas estas condiciones iniciales expuestas anteriormente, resulta un modelo con un alto grado de complejidad, por lo cual se va a recurrir al programa numérico de cálculo MATLAB. Las ventajas de este programa se analizarán en un apartado posterior.

La metodología de este desarrollo se basa en las etapas presentadas en la figura 4.1.

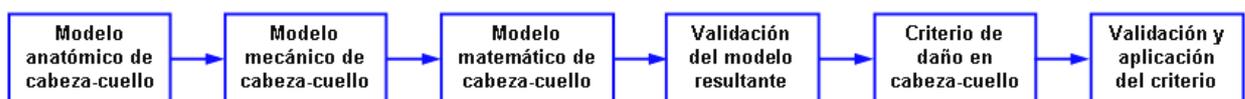


Fig. 4.1 Secuencia de etapas para el desarrollo y el fin de un modelo matemático de protección cervical

El sistema anatómico del cuello está constituido por cuerpos vertebrales, discos intervertebrales, ligamentos y músculos y puede ser representado, por analogía con un sistema mecánico utilizando sólidos rígidos conectados entre sí, por medio de muelles y amortiguadores.

Respetando la descripción anatómica del Capítulo 2 se obtienen dos modelos simplificados:

- 1) para la zona cervical inferior (C3-C7) la simplificación presentada en la figura 4.2a, con las siguientes notaciones: los ligamentos longitudinales anteriores (A), el disco intervertebral (B) los ligamentos longitudinales posteriores (C), los ligamentos capsulares (D), los ligamentos amarillos o ligamentos Flavum (E), los ligamentos interespinales (F), y los ligamentos supraespinales (G);
- 2) para el segmento cervical superior (C2-C1) en forma análoga al anterior se puede crear un modelo similar incluyendo: el ligamento longitudinal anterior (A), las membranas atlantooccipital anterior (Ma) y posterior (Mp), la membrana tectoria (Mt) o ligamento cruciforme, el ligamento apical (Ap), el ligamento alar (Al), el ligamento transversal (Tr), el ligamento cruceate vertical (Cv), los ligamentos amarillos o ligamentos Flavum (E), los ligamentos interespinales (F), los ligamentos supraespinales (G) y los ligamentos capsulares (Ca).

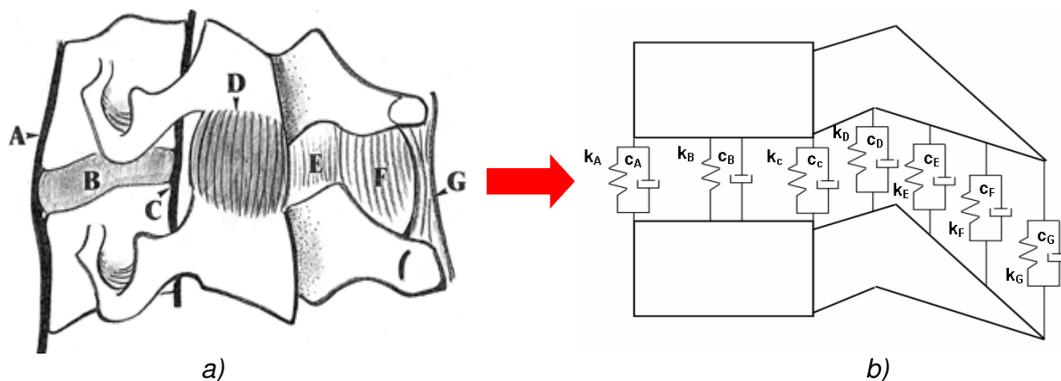


Fig. 4.2 Sistema de dos vértebras cervicales: a) sistema anatómico [Laporte 2000]; b) sistema mecánico equivalente.

En base a estos dos modelos simplificados, a continuación se presenta el desarrollo del modelo matemático de cabeza-cuello incluyendo: cabeza, vértebras, discos intervertebrales, ligamentos y músculos.

## 4.2 Modelización matemática

El primer paso para crear una herramienta para el análisis de la dinámica cervical es establecer un modelo matemático representativo teniendo en cuenta su utilización posterior.

Ya que se desprecian las deformaciones de las vértebras, por ser pequeñas y por no contemplar el cálculo de las tensiones, se considera que las vértebras son sólidos rígidos. A estas vértebras se les asigna unos sistemas de ejes que coinciden con los ejes principales de inercia, y cuyos orígenes son sus centros de gravedad y se trata de calcular las sucesivas posiciones de estos sistemas de ejes respecto de un sistema inercial (que se llamará global) y que coincide en nuestro caso con la Tierra, cuando se somete a la vértebra T1 al movimiento correspondiente al de un impacto

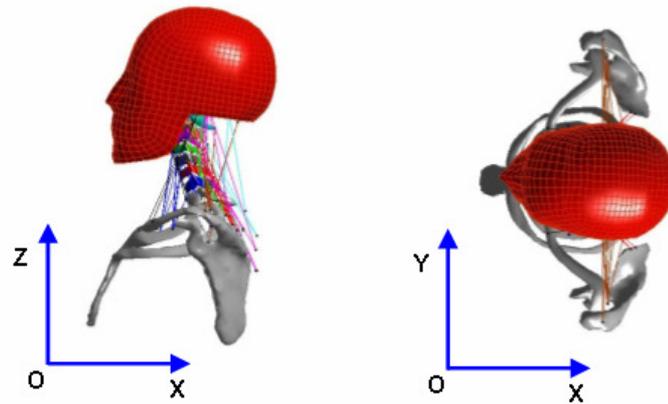


Fig. 4.3 Sistema de orientación empleada en actual modelo matemático.

Respecto a **la notación empleada** las letras minúsculas en negrita representan vectores o matrices columna y las letras mayúsculas en negrita, variables tensoriales o matriciales. El módulo de una variable vectorial se indica por la letra escrita sin negrita.

Como regla general, los superíndices en una variable indican “**de**” quien es la variable. Los subíndices en una variable indican “**respecto**” de quién se evalúa la variable. Por ejemplo si  $A_{i,i+1}$  representa al punto de  $i$  donde se inserta el ligamento A en los cuerpos vertebrales  $i,i+1$ , y  $0$  es el sistema de referencia global, entonces  $\{\mathbf{v}_3^{A_{i,i+1}}\}_0$  son las componentes, proyectadas sobre  $0$ , de la velocidad del punto del ligamento A perteneciente al cuerpo  $i$ , “respecto” del cuerpo vertebral 3.

Para el planteamiento de las ecuaciones dinámicas del sistema se ha utilizado el método de Newton-Euler. Por cada vértebra se plantean las tres ecuaciones de fuerza y las tres de momentos. Teniendo en cuenta que se incluye la cabeza en el modelo se obtendrán 48 ecuaciones diferenciales de 2º orden (La vértebra T1 no se incluye ya que su movimiento es un dato y no interesa, para el objeto de esta Tesis, el cálculo de las fuerzas que actúan sobre ella debido al impacto).

Como coordenadas generalizadas  $\mathbf{q}^i$ , por cada sólido, se han tomado las tres coordenadas de su centro de gravedad y los tres ángulos de Euler, respecto todos ellos del sistema global.

Como en función del vector de estado del sistema (posición y velocidad) el sistema de fuerzas es conocido, por ser función del vector de estado, se trata de la resolución del problema directo de dinámica, en donde dadas las fuerzas que actúan sobre el sistema, hay que calcular las aceleraciones de sus puntos.

Estas ecuaciones serán:

$$\begin{cases} \mathbf{a}_0^i = \frac{\mathbf{f}^i \text{ ext}}{m^i} \\ \dot{\boldsymbol{\omega}}_0^i = \mathbf{I}^{i-1} \cdot [\text{Mom}_G \mathbf{f}^i \text{ ext} - \boldsymbol{\omega}_0^i \times (\mathbf{I}^i \cdot \boldsymbol{\omega}_0^i)] \end{cases} \quad (4.2)$$

Para pasar de las variables ,  $\mathbf{a}_0^{Gi}$  y  $\dot{\mathbf{w}}_0^i$ , a las  $\ddot{\mathbf{q}}^i$  se utilizan las relaciones:  $\mathbf{v}^{Gi} = \mathbf{J}^{Gi} \cdot \dot{\mathbf{q}}^i$ ,  $\mathbf{w}^{Gi} = \mathbf{J}^i \cdot \dot{\mathbf{q}}^i$ , que se desarrollarán más adelante, y que, al derivarlas, se obtiene:

$$\mathbf{a}^{Gi} = \mathbf{J}^{Gi} \cdot \ddot{\mathbf{q}}^i + \dot{\mathbf{J}}^{Gi} \dot{\mathbf{q}}^i \quad \dot{\mathbf{w}}^i = \mathbf{J}^i \cdot \ddot{\mathbf{q}}^i + \dot{\mathbf{J}}^i \dot{\mathbf{q}}^i \quad (4.3)$$

Sustituyendo estas expresiones en (4.2), reordenando y ensamblando, se obtiene un sistema de 48 ecuaciones diferenciales de 2º orden que expresadas en forma compacta son de la forma:

$$\ddot{\mathbf{q}} = \mathbf{f}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, t) \quad (4.2)'$$

En esta Tesis se tratará de plantear y resolver este sistema de ecuaciones, conocido el vector de estado inicial: posiciones y velocidades.

Las ecuaciones (4.2) se proyectarán sobre el sistema global, 0. Los símbolos en estas ecuaciones son:

$i$  es el nº del cuerpo que se extiende desde la vértebra C7 a la cabeza;

$\mathbf{a}_0^{Gi}$  - aceleración del centro de masas de  $i$  respecto de 0;

$m^i$  - masa del cuerpo  $i$ ;

$\dot{\boldsymbol{\omega}}_0^i$  - aceleración angular del cuerpo  $i$  respecto 0;

$\mathbf{I}^i$  - tensor de inercia en el centro de gravedad del cuerpo rígido;

$\mathbf{f}^i \text{ ext}$  - fuerzas externas que actúan sobre el cuerpo  $i$

$$\mathbf{f}^i \text{ ext} = \mathbf{f}^i \text{ l} + \mathbf{f}^i \text{ m} + \mathbf{f}^i \text{ c} \quad (4.4)$$

$\mathbf{f}^i \text{ l}$  - fuerzas ejercidas por los ligamentos sobre el cuerpo  $i$ ;

$\mathbf{f}^i \text{ m}$  - fuerzas ejercidas por los músculos sobre el cuerpo  $i$ .

$\mathbf{f}^i \text{ c}$  - fuerzas ejercidas por los contactos sobre el cuerpo  $i$ .

$\text{Mom}_{Gi} \mathbf{f}^i \text{ ext}$  - momento generado por las fuerzas anteriores que actúan sobre el cuerpo  $i$  respecto del centro de masas de  $i$ .

$$\text{Mom}_{Gi} \mathbf{f}^i \text{ ext} = \text{Mom}_{Gi} \mathbf{f}^i \text{ l} + \text{Mom}_{Gi} \mathbf{f}^i \text{ m} + \text{Mom}_{Gi} \mathbf{f}^i \text{ c} \quad (4.5)$$

$\text{Mom}_{Gi} \mathbf{f}^i \text{ l}$  - momento generado por los ligamentos sobre el cuerpo  $i$  respecto del centro de masas de  $i$ .

$\text{Mom}_{Gi} \mathbf{f}^i \text{ m}$  - momento generado por los músculos sobre el cuerpo  $i$  respecto del centro de masas de  $i$ .

$\text{Mom}_{Gi} \mathbf{f}^i \text{ c}$  - momento generado por los contactos sobre el cuerpo  $i$  respecto del centro de masas de  $i$ .

Este sistema de ecuaciones (4.2)' se puede resolver numéricamente paso a paso, ya que conocido el vector de estado del sistema en el instante  $t_n$ , a partir de las ecuaciones (4.2)' se pueden conocer las aceleraciones y calcular aproximadamente el valor de estado para el siguiente instante  $t_{n+1}$ , repitiéndose el proceso hasta el instante

final. La formulación de los métodos de resolución numérica se expondrá más adelante.

A continuación se indicará el modelo de coordenadas generalizadas elegido. En la figura está representado el sólido  $i$  y el  $0$ , así como la cadena cinemática virtual que enlaza virtualmente ambos sólidos  $P^3R^3$  eligiéndose como coordenadas generalizadas, que determinan la posición de  $i$  respecto de  $0$ , las coordenadas articulares de la cadena.

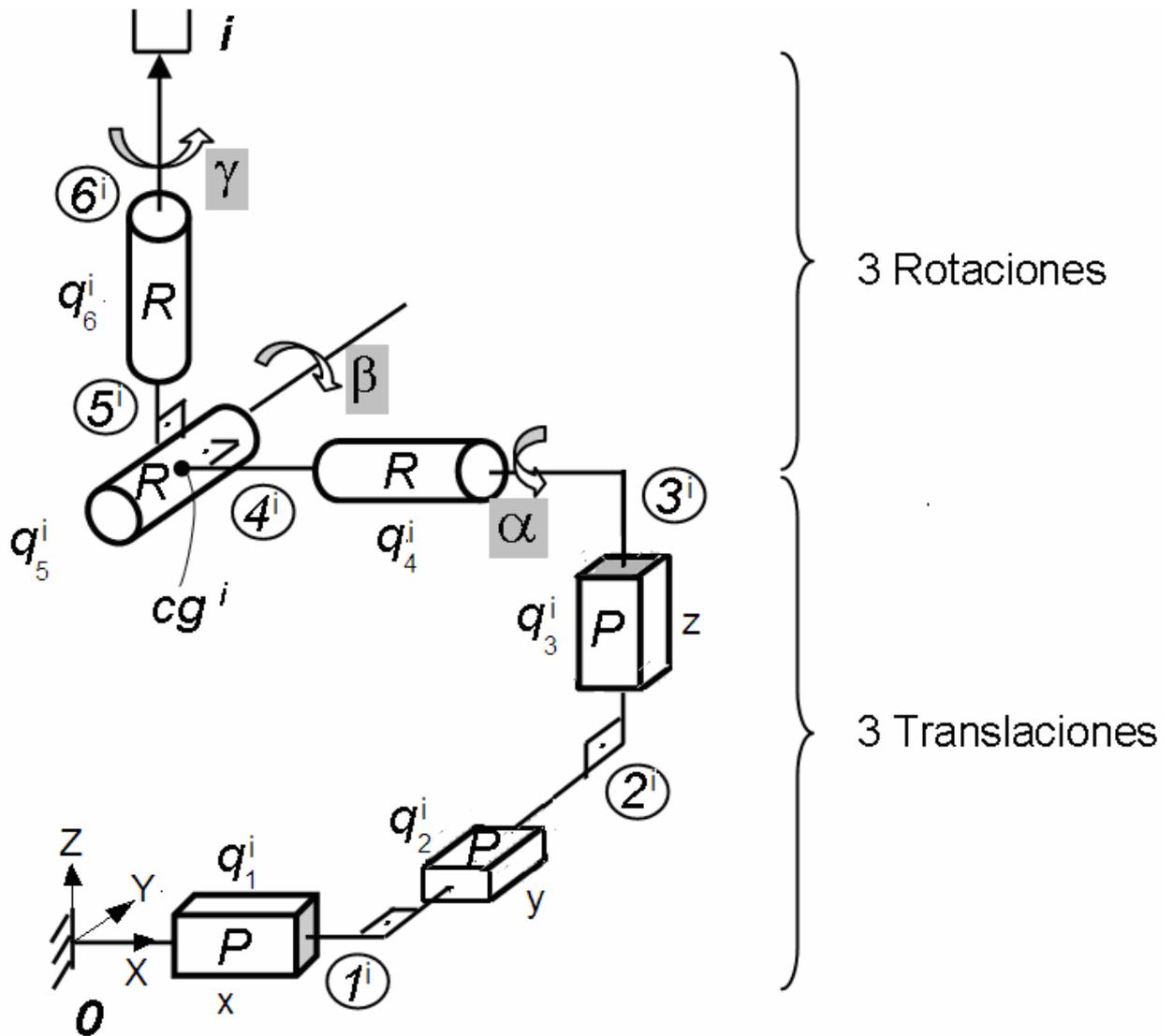


Fig. 4.4 Configuración de la cadena de movimientos del cuerpo  $i$ .

Se utilizarán las matrices de transformación homogéneas para relacionar las coordenadas de un punto del sistema  $i$  respecto del sistema  $0$ :  $\{r\ 1\}_0^T = T_0^i \{r\ 1\}_i^T$ , siendo:

$$T_0^i = \begin{bmatrix} B_0^i & O_0O_i \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.6a)$$

$$B_0^i = [i\ j\ k]_0 \quad (4.6b)$$

Para obtener la posición de  $i$  respecto de  $0$ , o lo que es lo mismo,  $\mathbf{T}_0^i$ , bastará obtener el valor de las matrices homogéneas de cada par, ya que:

$$\mathbf{T}_0^i = \mathbf{T}_0^{1'} \cdot \mathbf{T}_1^{2'} \cdot \mathbf{T}_2^{3'} \cdot \mathbf{T}_3^{4'} \cdot \mathbf{T}_4^{5'} \cdot \mathbf{T}_5^{6'} \quad , (6' \equiv i) \quad (4.7)$$

$$\text{Con } \mathbf{T}_0^{1'} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & q_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \mathbf{T}_1^{2'} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & q_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \mathbf{T}_2^{3'} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & q_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

$$\mathbf{B}_3^{4'} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & Cq_4 & -Sq_4 \\ 0 & Sq_4 & Cq_4 \end{bmatrix} \quad \mathbf{B}_4^{5'} = \begin{bmatrix} Cq_5 & 0 & Sq_5 \\ 0 & 1 & 0 \\ -Sq_5 & 0 & Cq_5 \end{bmatrix} \quad \mathbf{B}_5^{6'} = \begin{bmatrix} Cq_6 & -Sq_6 & 0 \\ Sq_6 & Cq_6 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

Los tres primeros elementos de las cuartas columnas de las matrices  $T$  de los pares  $R$  son  $0$ , ya que sus orígenes de coordenadas se han elegido en el punto de intersección de los tres ejes de rotación, coincidiendo también el sistema de coordenadas de  $6^i$  con el de  $i$ .

Por lo tanto conocidas las coordenadas articulares de  $i$  respecto de  $0$  se puede calcular su posición respecto de  $0$ .

Recíprocamente, conocida la posición de un sólido respecto de  $0$  se pueden calcular sus coordenadas generalizadas (En nuestro caso esta operación hay que realizarla en cada paso del programa de integración). En efecto, por estar la posición del origen de coordenadas de  $i$  ( $G^i$ ) desacoplada respecto de los tres últimos pares  $R$ , las coordenadas homogéneas de  $G^i$  respecto de  $0$ :  $\{q_1 \ q_2 \ q_3 \ 1\}^T$  coinciden con la 4ª columna de  $\mathbf{T}_0^i$  que es conocida. Para calcular las otras tres coordenadas correspondientes a los giros, basta calcular  $\mathbf{B}_3^{6'} = [\mathbf{B}_0^{3'}]^{-1} \cdot \mathbf{B}_0^{6'}$  y expresarla como el producto de las tres matrices cambio de base. Por inspección se pueden obtener las posibles soluciones:

$$\mathbf{B} = \begin{bmatrix} Cq_5 * Cq_6, & -Cq_5 * Sq_6, & Sq_5 \\ -Sq_4 * Sq_5 * Cq_6 + Cq_4 * Sq_6, & -Sq_4 * Sq_5 * Sq_6 + Cq_4 * Cq_6, & -Sq_4 * Cq_5 \\ Cq_4 * Sq_5 * Cq_6 + Sq_4 * Sq_6, & Cq_4 * Sq_5 * Sq_6 + Sq_4 * Cq_6, & Cq_4 * Cq_5 \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

$$q_5 = S^{-1}(\mathbf{B}(1,3)); \quad q_4 = -S^{-1}(\mathbf{B}(2,3)/C(q_5)); \quad q_6 = -S^{-1}(\mathbf{B}(1,2)/C(q_5)) \quad (4.11)$$

Una vez establecidas las relaciones entre las coordenadas generalizadas y la posición, se obtendrán las relaciones entre las variables cinemáticas y las velocidades y aceleraciones generalizadas según [\[Montoya 1997\]](#).

Para simplificar las ecuaciones y sin pérdida de generalidad se han elegido todos los sistemas de ejes paralelos y con el mismo origen en la posición de referencia ( $\mathbf{q}=\mathbf{0}$ ). Así la matriz de giro para orientar un sólido desde la posición de referencia a la actual, respecto del sistema  $0$ , coincide con la matriz cambio de base

del sistema de ejes del sólido respecto del mismo sistema. Se obtendrán a continuación las relaciones  $\mathbf{v}^{Gi} = \mathbf{J}^{Gi} \cdot \dot{\mathbf{q}}^i$ ,  $\mathbf{w}^{Gi} = \mathbf{J}^i \cdot \dot{\mathbf{q}}^i$ .

Sea  $\mathbf{a}^*$  un vector  $\in i$  en la posición de referencia y  $\mathbf{a}$  el vector actual en el movimiento de  $i$  respecto de  $0$ , siendo  $\Phi$  la matriz giro para orientar al sólido desde la posición de referencia hasta la actual  $\mathbf{a} = \Phi \cdot \mathbf{a}^* = \mathbf{B} \cdot \mathbf{a}^*$ . Derivando

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{a}} &= \dot{\mathbf{B}}_0^i \mathbf{a}^* = \mathbf{w}_0^i \mathbf{x} \mathbf{a} = \boldsymbol{\Omega}_0^i \cdot \mathbf{a} = \boldsymbol{\Omega}_0^i \cdot \mathbf{B}_0^i \mathbf{a}^* \rightarrow \boldsymbol{\Omega}_0^i = \dot{\mathbf{B}}_0^i \mathbf{B}_0^{iT} \rightarrow \mathbf{w}_0^i = \frac{1}{2} \boldsymbol{\Sigma} \dot{\mathbf{B}}_0^i \mathbf{B}_0^{iT} = \frac{1}{2} \boldsymbol{\Sigma} \frac{\partial \mathbf{B}_0^i}{\partial \mathbf{q}} \mathbf{B}_0^{iT} \cdot \dot{\mathbf{q}} = \\ &= \mathbf{J}^i \cdot \dot{\mathbf{q}}^i \rightarrow \mathbf{J}^i = \frac{1}{2} \boldsymbol{\Sigma} \frac{\partial \mathbf{B}_0^i}{\partial \mathbf{q}} \mathbf{B}_0^{iT} \cdot \dot{\mathbf{q}} \quad (\boldsymbol{\Sigma} \text{ es el símbolo de permutación}) \end{aligned}$$

En el caso de la selección de coordenadas generalizadas que se ha hecho en esta Tesis, el pseudojacobiano de orientación se puede obtener más fácilmente por las siguientes relaciones:

$$\mathbf{w}_0^i = \mathbf{w}_0^{1i} + \mathbf{w}_0^{2i} + \mathbf{w}_0^{3i} + \mathbf{w}_0^{4i} + \mathbf{w}_0^{5i} + \mathbf{w}_0^{6i} = [0 \ 0 \ 0 \ \mathbf{u}^{4i} \ \mathbf{u}^{5i} \ \mathbf{u}^{6i}] \cdot \{\dot{\mathbf{q}}^i\}^T \quad (4.12)$$

siendo  $\mathbf{u}$  el vector unitario de eje del par en la posición actual:  $\mathbf{u} = \mathbf{B} \cdot \mathbf{u}^*$

El valor del pseudocobiano de orientación será simplemente:  $\mathbf{J}^i = [0 \ 0 \ 0 \ \mathbf{u}^{4i} \ \mathbf{u}^{5i} \ \mathbf{u}^{6i}]$ .

#### 4.2.1. Modelización de ligamentos y discos intervertebrales

La columna cervical se puede considerar como una cadena cinemática formada por sólidos rígidos (vértebras cervicales) unidos entre sí mediante ligamentos y discos intervertebrales, definidos en un sistema de referencia global  $0$  para describir la localización de cada uno de los cuerpos vertebrales con respecto a dicho sistema de referencia (figura 4.5).

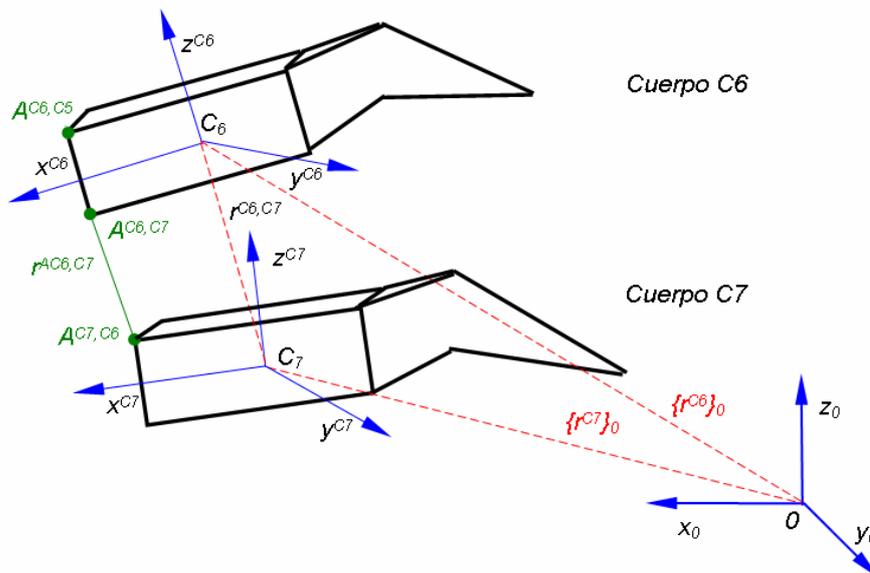


Fig. 4.5 Sistema tridimensional de dos vértebras.

Las fuerzas de los discos intervertebrales y los ligamentos, que actúan sobre cada vértebra del segmento cervical inferior, se presentan en la figura 4.6.

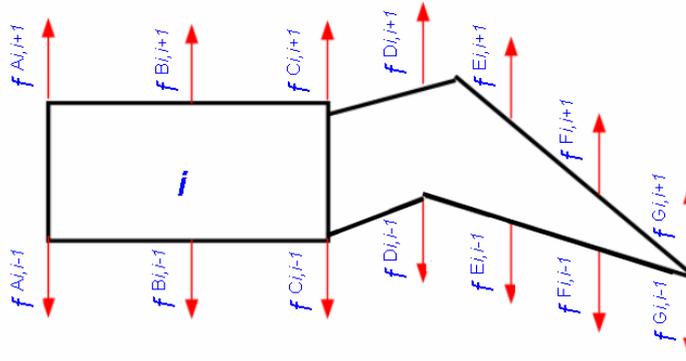


Fig. 4.6 Fuerzas resultantes a nivel cervical inferior (vértebras C7-C3).

### A. Expresiones de las fuerzas

La ecuación de fuerzas de los ligamentos tiene la forma descrita por la ecuación 4.13.

$$\mathbf{f}^i = \mathbf{f}^{i,i+1} - \mathbf{f}^{i,i-1} \quad (4.13)$$

Para la zona cervical inferior (C3-C7), la ecuación de fuerzas de los ligamentos se puede describir por las ecuaciones 4.14 - 4.15.

$$\mathbf{f}^{i,i+1} = \mathbf{f}^{A_{i,i+1}} + \mathbf{f}^{B_{i,i+1}} + \mathbf{f}^{C_{i,i+1}} + \mathbf{f}^{D_{i,i+1}} + \mathbf{f}^{E_{i,i+1}} + \mathbf{f}^{F_{i,i+1}} + \mathbf{f}^{G_{i,i+1}} \quad (4.14)$$

$$\mathbf{f}^{i,i-1} = -\mathbf{f}^{A_{i-1,i}} - \mathbf{f}^{B_{i-1,i}} - \mathbf{f}^{C_{i-1,i}} - \mathbf{f}^{D_{i-1,i}} - \mathbf{f}^{E_{i-1,i}} - \mathbf{f}^{F_{i-1,i}} - \mathbf{f}^{G_{i-1,i}} \quad (4.15)$$

Los ligamentos capsulares (D) y ligamentos Flavum (E) han sido modelizados por los dos lados: derecha e izquierda (ecuación 4.16)

$$\mathbf{f}^{D_{i,i+1}} = \mathbf{f}^{D_{dcha,i,i+1}} + \mathbf{f}^{D_{izq,i,i+1}}; \quad \mathbf{f}^{E_{i,i+1}} = \mathbf{f}^{E_{dcha,i,i+1}} + \mathbf{f}^{E_{izq,i,i+1}} \quad (4.16)$$

Se supondrán despreciables las masas de los ligamentos y de los músculos por lo que la fuerza se transmite en ellos resultando (ecuación 4.17).

$$\mathbf{f}^{P_{i,i+1}} = -\mathbf{f}^{P_{i+1,i}} \quad (4.17)$$

Análogamente, considerando despreciable la masa de los elementos intermedios entre las vértebras (discos intervertebrales y ligamentos) con respecto a la masa de la vértebra, serán despreciables los términos inerciales de los elementos intermedios y se obtiene la misma correspondencia (ecuación 4.17) de fuerzas para los discos intervertebrales.

De acuerdo con el desarrollo anterior (ecuaciones 4.13 - 4.17) se puede considerar la ecuación general de los ligamentos en la forma descrita por la ecuación 4.18.

$$\mathbf{f}^i = \sum_{j=A}^G (\mathbf{f}^{j,i+1} + \mathbf{f}^{j,i-1}) \quad (4.18)$$

Ya que  $\mathbf{r}^{A_{i,i+1}} = \{r_x^{A_{i,i+1}}, r_y^{A_{i,i+1}}, r_z^{A_{i,i+1}}\}^T$  es la posición del punto  $A_{i,i+1}$  (punto del ligamento A e i que une i e i+1), el incremento de la longitud del ligamento para cualquier instante de tiempo  $t_n$  será

$$\delta^{A_{i,i+1}}(t_n) = \left( \|\mathbf{l}^{A_{i,i+1}}(t_n)\| - \|\mathbf{l}^{A_{i,i+1}}(t_0)\| \right) \cdot \mathbf{u} \quad (4.19)$$

donde:

$\mathbf{u}$  - vector unitario en la dirección actual del ligamento;

$l^{Ai,i+1}$  - vector de A que une los cuerpos  $i, i+1$ . Se calcula con la siguiente ecuación:

$$l^{Ai,i+1} = r^{Ai+1,i} - r^{Ai,i+1} \quad (4.20)$$

Para determinar las fuerzas correspondientes a los ligamentos se considera tanto la componente elástica como el amortiguamiento ( $k \neq 0$  y  $c \neq 0$ ), según la ecuación 4.21.

$$f^{i,i+1} = \begin{cases} \sum_{j=A}^G (k^{ji} \cdot \delta^{ji,i+1} + c^{ji} \cdot \dot{\delta}^{ji,i+1}) & , \delta^{ji,i+1} > 0, \quad \dot{\delta}^{ji,i+1} > 0 \\ \sum_{j=A}^G (k^{ji} \cdot \delta^{ji,i+1}) & , \delta^{ji,i+1} \geq 0, \quad \dot{\delta}^{ji,i+1} \leq 0 \\ 0 & , \delta^{ji,i+1} < 0 \end{cases} \quad (4.21)$$

siendo 
$$\dot{\delta}^{ji,i+1} = \dot{\delta}^{ji+1} - \dot{\delta}^{ji} \quad (4.22)$$

La descarga se ha considerado sin amortiguamiento en conformidad con las recomendaciones encontradas en la literatura ([Horst 2002], entre otros).

La fuerza es nula cuando el ligamento debe trabajar en compresión.

Sustituyendo las fuerzas de la ecuación 4.21 (para  $\delta^{ji,i+1} > 0$  y  $\dot{\delta}^{ji,i+1} > 0$ ) en la ecuación 4.13 se obtiene la ecuación correspondiente a las fuerzas exteriores ejercida por ligamentos expresada según la siguiente ecuación:

$$f^i = \sum_{j=A}^G [k^{ji} \cdot (\delta^{ji,i+1} + \delta^{ji-1,i}) + c^{ji} \cdot (\dot{\delta}^{ji,i+1} + \dot{\delta}^{ji-1,i})] \quad (4.23)$$

donde:  $i=C3...C7$

De forma análoga se calcularán las fuerzas en los discos intervertebrales.

$$f^{Bi,i+1} = \{k_x^{Bi,i+1} \cdot \delta_x^{Bi,i+1}, k_y^{Bi,i+1} \cdot \delta_y^{Bi,i+1}, k_z^{Bi,i+1} \cdot \delta_z^{Bi,i+1}\}^T + c^B \cdot (\dot{\delta}^{Bi,i+1} \cdot \mathbf{u}) \quad (4.24)$$

donde:

$\mathbf{u}$  - vector unitario; dirección entre los centros de gravedad del disco y de la vértebra correspondiente;

$\dot{\delta}^{Bi,i+1}$  - incremento de velocidad;

$\delta^{Bi,i+1}$  - incremento de longitud (se calcula con la ecuación 4.25)

$$\delta^{Bi,i+1} = |l^{Bi,i+1}(t_n) - l^{Bi,i+1}(t_0)| \quad (4.25)$$

$l^{Bi,i+1}$  - longitud del disco intervertebral medido entre los centros de gravedad de los cuerpos  $i$  e  $i+1$  (su módulo se calcula con la ecuación 4.26).

$$l^{Bi,i+1} = |r^{CGi+1} - r^{CGi}| \quad (4.26)$$

$k^{Bi,i+1}$  - vector de rigidez correspondiente a la dirección de desplazamiento (se calcula con la ecuación 4.27). Los valores de estos vectores se eligen en función del sentido de desplazamiento relativo entre vértebras, de tal manera que en una dirección sólo corresponda un coeficiente de rigidez (ecuaciones 4.28a,b).

$$k^{Bi,i+1} = \begin{bmatrix} k_x^{Bi,i+1} \\ k_y^{Bi,i+1} \\ k_z^{Bi,i+1} \end{bmatrix} \quad (4.27)$$

$$k_x^{Bi,i+1} = \begin{cases} k_{x+}^{Bi,i+1} & , \{q_x^{Bi,i+1}\}_i \geq 0 \\ k_{x-}^{Bi,i+1} & , \{q_x^{Bi,i+1}\}_i < 0 \end{cases} \quad (4.28a); \quad k_z^{Bi,i-1} = \begin{cases} k_{z+}^{Bi,i-1} & , (\delta_z^{Bi,i-1})_i \geq 0 \\ k_{z-}^{Bi,i-1} & , (q_z^{Bi,i-1})_i < 0 \end{cases} \quad (4.28b)$$

Los coeficientes de rigidez utilizados en las ecuaciones 4.28a,b son: los módulos elásticos a cortante en el sentido positivo ( $k_{x+}^{Bi,i-1}$ ) o negativo ( $k_{x-}^{Bi,i-1}$ ) del eje x; los módulos elásticos a cortante en el sentido positivo ( $k_{z+}^{Bi,i-1}$ ) o negativo ( $k_{z-}^{Bi,i-1}$ ) del eje z.

## B. Ecuaciones de los momentos

Las ecuaciones de los momentos se obtienen aplicando las ecuaciones 4.2.

En el cálculo del tensor de inercia (ecuación 4.29), los ejes principales de inercia coinciden con los ejes del sistema local del cuerpo vertebral,

$$[I^i]_j = \begin{bmatrix} I_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix} \quad (4.29)$$

donde:  $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$  y  $I_{zz}$  son los momentos de inercia respecto de los ejes.

En las ecuaciones generales, al proyectar los vectores y tensores sobre 0  $[I^i]$  se necesita transformar las componentes del tensor de inercia del sistema local al sistema global según la ecuación 4.30, donde los ángulos de la matriz  $\mathbf{B}$  se determinan con respecto a la posición de referencia.

$$[I^i(t_n)]_0 = \mathbf{B}_0^i(t_n) \cdot [I^i(t_0)]_i \cdot \mathbf{B}_i^0(t_n) \quad (4.30)$$

Los momentos de las fuerzas de los ligamentos y de los músculos, se toman respecto de los centros de masas según la siguiente ecuación:

$$\text{Mom} \mathbf{f}^{Pi,i-1} = \sum_{i=T}^{C1} \sum_{P=1}^n (\mathbf{b}^{Pi,i-1} \times \mathbf{f}^{Pi,i-1}) \quad (4.31)$$

donde:

$\mathbf{f}^{Pi,i-1}$  - fuerza correspondiente al elemento  $P$  del cuerpo rígido  $i$  que ejerce fuerza sobre el cuerpo rígido  $i-1$  (se calcula con la ecuación 4.32);

$$\{\mathbf{f}^{Pi,i-1}\}_0 = [f_x^{Pi,i-1} \quad f_y^{Pi,i-1} \quad f_z^{Pi,i-1}]_0^T \quad (4.32)$$

$\mathbf{b}^{Pi,i-1}$  - brazo del momento torsor (se calcula con la ecuación 4.33).

$$\{\mathbf{b}^{Pi,i-1}\}_0 = \{\mathbf{r}^{Pi,i-1}\}_0 - \{\mathbf{r}^{CGi}\}_0 \quad (4.33)$$

El momento para el disco intervertebral que ejerce el cuerpo rígido  $i$  sobre el cuerpo  $i-1$  se calcula con la siguiente ecuación:

$$\{\text{Mom} \mathbf{f}^{Bi,i-1}\}_0 = \mathbf{B}_0^{i-1} \cdot \mathbf{k}_\phi^{Bi,i-1} \cdot \{\mathbf{q}_\phi^{i-1,i}\} + c_\phi^{Bi,i-1} \cdot \{\boldsymbol{\omega}_{i-1}^i\} \quad (4.34)$$

donde:

$c_\phi^{Bi,i-1}$  - coeficiente de amortiguamiento angular;

$\mathbf{q}_\phi^{i-1,i}$  - vector de incremento angular;

$\mathbf{k}_{\varphi}^{Bi,i-1}$  - vector que toma los valores de las constantes de rigidez en función de la dirección del desplazamiento angular relativo entre las vértebras (se calcula con la ecuación 4.35a);

$$\mathbf{k}_{\varphi}^{Bi,i-1} = \begin{bmatrix} k_{\varphi x}^{Bi,i-1} \\ k_{\varphi y}^{Bi,i-1} \\ k_{\varphi z}^{Bi,i-1} \end{bmatrix} \quad (4.35a); \quad \mathbf{k}_{\varphi y}^{Bi,i-1} = \begin{cases} k_{\varphi y+}^{Bi,i-1} & , \{q_y^{Bi,i-1}\}_0 \geq 0 \\ k_{\varphi y-}^{Bi,i-1} & , \{q_y^{Bi,i-1}\}_0 < 0 \end{cases} \quad (4.35b)$$

Considerando despreciable la masa de los elementos intermedios entre las vértebras (discos intervertebrales y ligamentos) con respecto a la masa de la vértebra, se desprecia el término inercial de los elementos intermedios y se obtiene la siguiente correspondencia:

$$\text{Momf}^{Pi,i-1} = -\text{Momf}^{Pi-1,i} \quad (4.36)$$

Escribiendo las fuerzas y momentos externos para cada uno de los cuerpos del modelo y sustituyéndolas en la ecuación 4.2 se obtienen las 8x6 ecuaciones dinámicas, correspondientes a los 8 cuerpos del modelo (7 vértebras y la cabeza).

#### 4.2.2. Modelización de los músculos

Para determinar la fuerza muscular se va a utilizar el modelo matemático músculo-tendón de Hill (figura 4.8), que consta de tres tipos de elementos: elementos contráctiles (CE), elementos elásticos en paralelo (PEE), y elementos elásticos en serie (SEE).

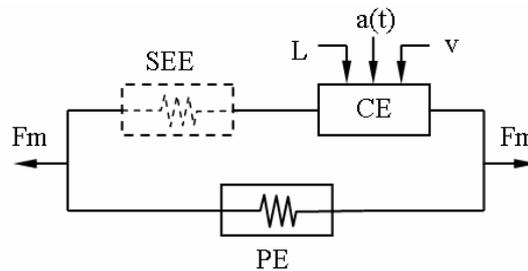


Fig. 4.8 Representación mecánica de un músculo tipo Hill según [Panzer 2006].

Dado que la fuerza elástica del tendón muscular es muy pequeña no siempre se tiene en cuenta la influencia del elemento elástico en serie, con lo cual la ecuación final de la fuerza muscular (figura 4.8) depende de los elementos contráctiles y los elementos elásticos en paralelo:

$$\mathbf{f}^i_m = \sum_{j=1}^n (\mathbf{f}_{CE}^{Pi} + \mathbf{f}_{PE}^{Pi}) \quad (4.37)$$

La **fuerza pasiva** ( $f_{PE}$ ) se determina multiplicando la sección del músculo con la tensión pasiva del músculo utilizando la ecuación de cálculo descrita por [Goldsmith 1984] y modificada de [Jager 1996]:

$$\mathbf{f}_{PE}^{Pi} = \begin{cases} \sum_{P=1}^n (\sigma^{Pi,j} \cdot pcsa^{Pi,j}) & |I_{cur}^{Pi,j} / I_{ref}^{Pi,j}| > 1 \\ 0 & |I_{cur}^{Pi,j} / I_{ref}^{Pi,j}| \leq 1 \end{cases} \quad (4.38)$$

donde:

$\sigma^{Pi,j}$  - tensión que el músculo  $P$ , que conecta los cuerpos  $j$  e  $i$ , ejerce sobre la vértebra  $i$ . Siendo  $j=f(i)$ . Se calcula con la ecuación 4.42.

$l_{cur}$  - longitud del músculo en el instante de tiempo considerado;

$l_{ref}$  - longitud de referencia o longitud óptima para el músculo considerado;

$pcsa$  - área de sección muscular (del inglés "physiological cross sectional area").

Con  $P$  se ha notado a los grupos de músculos conectados a la vértebra  $i$ .

$$\sigma^{Pi,j} = \frac{k \cdot \varepsilon^{Pi,j}}{1 - \frac{\varepsilon^{Pi,j}}{asym}} \quad (4.39)$$

donde:  $k$  - rigidez pasiva del músculo;

$asym$  - tensión asintótica;

$\varepsilon$  - deformación unitaria del músculo (se calcula con la ecuación 4.40).

$$\varepsilon^{Pi,j} = \frac{l_{cur}^{Pi,j} - l_{ref}^{Pi,j}}{l_{ref}^{Pi,j}} \quad (4.40)$$

En [Jager 1995] se considera  $l_{ref}$  como longitud óptima multiplicando la longitud del músculo con el valor 1.05, en cambio, en [Panzer 2006] se considera  $l_{ref}$  como longitud del músculo libre, retirado del cuerpo.

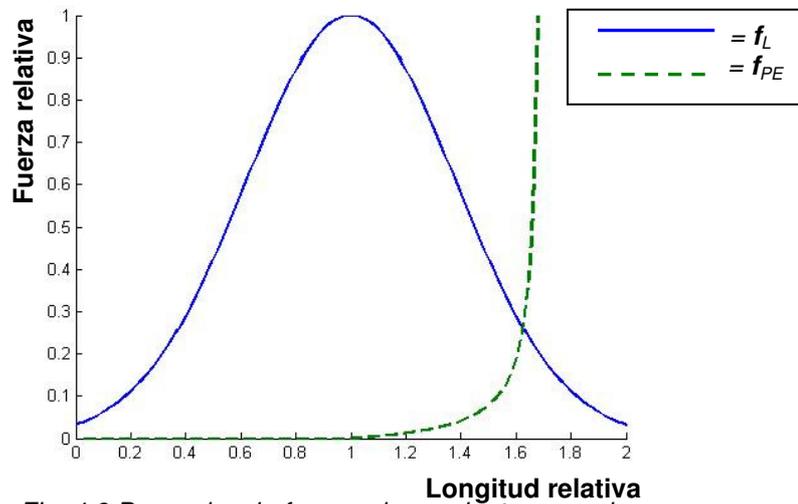


Fig. 4.9 Dependencia fuerza-alargamiento muscular.

Así como se especifica en [Kobayashi 2003] lo más complicado en modelizar el cuello es la reproducción de la actividad muscular durante el impacto.

La **fuerza activa** se calcula con la ecuación 4.41.

$$f_{CE}^{Pi} = a(t) \cdot f_{max}^{Pi} \cdot f_v^{Pi} \cdot f_L^{Pi} \quad (4.41)$$

donde:

$a(t)$  - activación muscular;

$f_v$  - relación fuerza-velocidad;

$f_L$  - relación fuerza-longitud;

$v$  - velocidad del músculo;

$L$  - longitud del músculo;

$f_{max}$  - fuerza muscular correspondiente a la máxima activación isométrica (se calcula con la ecuación 4.42).

$$f_{max}^{Pi} = \sigma_{max} \cdot pcsa^{Pi} \quad (4.42)$$

donde:  $\sigma_{max}$  - es la tensión isométrica máxima;

En la realidad, esta fuerza máxima varía en función de una serie de parámetros como: altura, peso, edad, género, etc., que en este modelo se tendrá en cuenta por

medio de un *parámetro de escalado* anotado en la ecuación 4.43 con  $\vartheta$  que será considerado unitario para la validación del modelo.

$$f_{\max}^{Pi} = \vartheta \cdot f_{\max}^{Pi} \quad (4.43)$$

La ecuación fuerza-longitud ( $f_L^i$ ) se define en función de la variación de longitud muscular, según la ecuación 4.44 y tiene la forma según la grafica de la figura 4.9.

$$f_L^{Pi} = e^{-\left(\frac{|l^{Pi} - l_0|}{Sk}\right)^2} \quad (4.44)$$

donde:

Sk - es un coeficiente que determina la forma de la curva. Tiene valores entre 0.3 y 0.5 según [Winter 1988].

$l^{Pi}$  - es la longitud del músculo  $P$  que se conecta al cuerpo  $i$  (se calcula con la ecuación 4.45);

$$l^{Pi} = \frac{l_{cur}^{Pi}}{l_{ref}^{Pi}} \quad (4.45)$$

La ecuación fuerza-velocidad ( $f_v^i$ ) se define en función de la variación de la velocidad del músculo, según la ecuación 4.46.

$$f_v^{Pi} = \begin{cases} 0 & , v^{Pi} \leq -1 \\ (1 + v^{Pi}) / (1 - v^{Pi} / CE_{sh}) & , -1 < v^{Pi} \leq 0 \\ (1 + v^{Pi} \cdot CE_{ml} / CE_{shl}) / (1 + v^{Pi} \cdot CE_{ml}) & , v^{Pi} > 0 \end{cases} \quad (4.46)$$

donde:

$v_{cur}$  - velocidad de acortamiento muscular (se calcula con la ecuación 4.47);

$$\{v^i\}_0 = \frac{v^i_{cur}}{v^i_{max}} \quad (4.47)$$

$v_{max}$  - velocidad máxima de acortamiento muscular;

$CE_{sh}$  - coeficiente curva fuerza-velocidad (acortamiento);

$CE_{shl}$  - coeficiente curva fuerza-velocidad (alargamiento);

$CE_{ml}$  - coeficiente fuerza relativa máxima (alargamiento)

La forma de la curva fuerza-velocidad (figura 4.10) está dada por los parámetros  $CE_{sh}$  y  $CE_{shl}$ , donde  $CE_{ml}$  define la fuerza máxima que puede ser generada del músculo durante alargamiento.

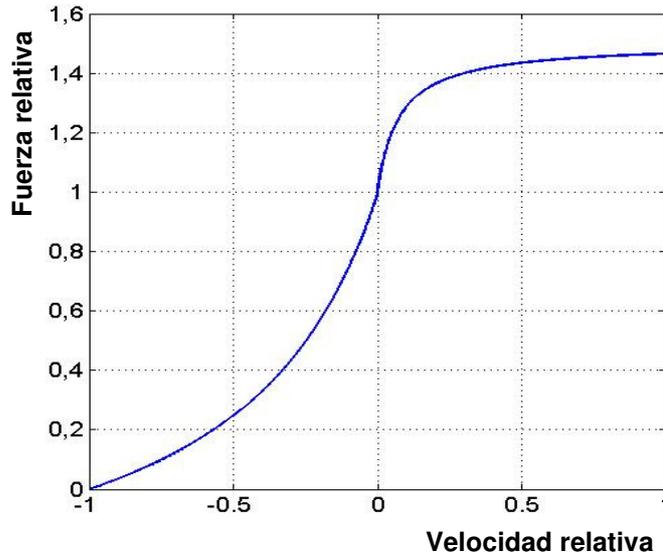


Fig. 4.10 Dependencia fuerza-velocidad muscular.

Tabla 4.1

| Parámetros        | [Lee 2004] | [Jager 1996] | [Panzer 2006] | Intervalos<br>[Panzer 2006] | Actual modelo |
|-------------------|------------|--------------|---------------|-----------------------------|---------------|
| CE <sub>sh</sub>  | 0.2        | 0.5          | 0.55          | 0.1-1                       | 0.5           |
| CE <sub>shl</sub> | 0.081      | 0.05         | 0.1065        |                             | 0.05          |
| CE <sub>ml</sub>  | 1.4        | 1.5          | 1.3           | 1.1-2                       | 1.5           |
| V <sub>max</sub>  | 6          | 5            | 5             |                             | 5             |

La activación muscular ha conocido en los últimos años un gran interés científico a nivel internacional siendo la clave para poder validar la dinámica de los modelos humanos de simulación con la de seres humanos vivos.

La activación muscular es nula en caso de cadáveres  $a(t)=0$ , es baja en los casos de activación pasiva  $a(t)=0.05-0.1$  y puede llegar al máximo para  $a(t)= 1-0.1$ .

Para determinar la activación muscular, [Zajac 89] propone una ecuación diferencial de primer orden cuya formulación se describe en la siguiente ecuación:

$$\frac{da(t)}{dt} + \left[ \frac{1}{\tau_{rise}} [\beta + [1 - \beta] \cdot u(t)] \right] \cdot a(t) = \frac{1}{\tau_{rise}} \cdot u(t) \quad (4.48)$$

donde:

$\tau_{rise}$  y  $\beta$  - constantes de tiempo de subida y bajada de la curva de activación muscular

en el tramo de activación ( $\tau_{rise}$ ) y desactivación ( $\beta$ ).

$u(t)$  - señal neuronal que determina la activación muscular y tiene el valor 0 cuando se trata de cadáveres y entre 0.01 y 1 cuando se trata de seres vivos.

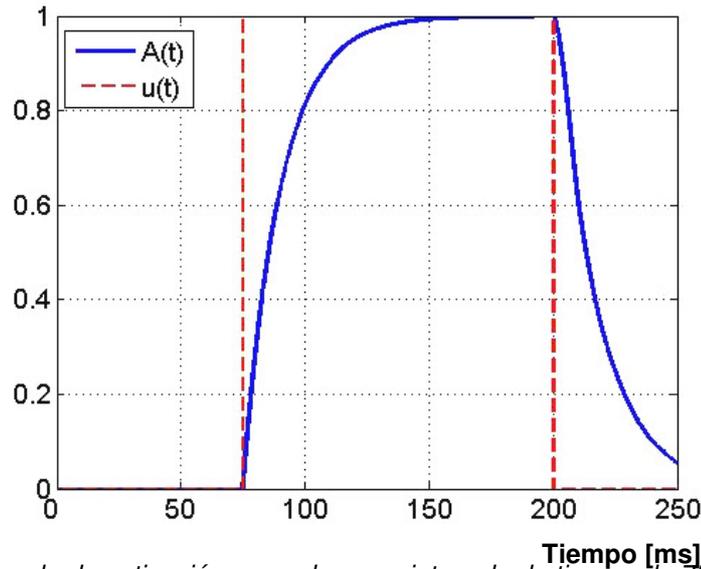


Fig. 4.11 Ejemplo de activación muscular para intervalo de tiempo de 75ms y 200ms.

En figura 4.11 se presenta un ejemplo de activación muscular entre 75ms y 200ms con el coeficiente de activación  $\tau_{rise}=0.045$  y un coeficiente para desactivación  $\beta=0.5$ . El coeficiente de activación  $\tau_{rise}$  puede tomar valores entre 5 y 20 milisegundos según [Panzer 2006].

Otra formulación para la activación muscular empleada en los modelos matemáticos ([Jager 1996], [Horst 2002], [Panzer 2006], etc.) es descrita por las siguientes ecuaciones:

$$\frac{dE}{dt} = \frac{u \cdot E}{T_e} \quad (4.49); \quad \frac{dA}{dt} = \frac{E - A}{T_a} \quad (4.50)$$

donde:

$E$ - excitación neuronal;

$T_a, T_e$  – constantes de tiempo;

$u$  – entrada neuronal normalizada con valores entre 0 y 1;

$A$  – activación muscular (debería ser idéntica con  $a(t)$  de la relación 4.51).

La aplicación de la ecuación 4.48 o de las ecuaciones 4.49-4.50 da el mismo tipo de curva de activación muscular y ninguna de las dos formulaciones tiene en cuenta la variación neuronal según la posición de los cuerpos vertebrales frente a la cabeza o de la acción antagonista de los músculos. Estos aspectos se van a analizar con más detalle en los capítulos siguientes.

El momento generado por cada músculo se obtiene de la fuerza muscular y la distancia del punto de inserción hasta el centro de masas del sólido considerado.

### 4.3 Desarrollo del modelo

Debido a su uso generalizado para el análisis numérico y la resolución de sistemas ecuaciones, se utilizará el software MATLAB v7.0.1.24704 (R14) con Service Pack 1 como herramienta para desarrollar el programa de simulación dinámica para cuello-cabeza, en base del modelo matemático expuesto anteriormente.

Matlab es capaz de resolver sistemas de ecuaciones diferenciales siempre que permitan expresarse en la forma  $F(x_1, x_2, \dots, x_n) = 0$ , ya que las técnicas de resolución se basan en la minimización de la expresión anterior, también denominada función de optimización, mediante técnicas numéricas iterativas. Para lograrlo, es necesario generar un archivo de código Matlab, o archivo ".m" (*m-file*), en el que se defina la función  $F$  que relaciona las variables involucradas correspondientes al sistema de ecuaciones diferenciales que se pretende resolver. En este caso, la función  $F$  no es más que otra forma de expresar las ecuaciones dinámicas expuestas en el apartado 4.2 (modelización matemática).

Sin embargo en esta Tesis se ha preferido programar la resolución de las ecuaciones diferenciales para hacer el código más abierto.

Por otro lado, Matlab ofrece una serie de opciones que permiten controlar los gráficos de resultados y la función de optimización empleada. Para los gráficos de resultados se puede establecer el número de ventanas, el contenido, tipo de gráfico, luminosidad, color y grosor de líneas, escala, orientación de imagen, etc.

Al finalizar la programación del código en Matlab, existe una opción ("mcc") que ofrece al usuario la posibilidad de crear a partir del código de Matlab un programa independiente. El programa resultante tras la compilación es más rápido y no requiere una licencia de MATLAB para su ejecución.

Más información acerca del software MATLAB se puede encontrar en [\[Matlab\]](#).

#### 4.3.1 Requisitos del programa

Como requisitos iniciales, este modelo debe proporcionar a partir de una serie de parámetros de entrada, múltiples parámetros de salida según el análisis a realizar deseado.

Los parámetros de entrada son:

- parámetros geométricos de las vértebras y la cabeza (posición de los nodos y elementos);
- curvas para imponer la posición la vértebra T1 en los instantes de tiempo considerados;
- matriz de correspondencia para identificar aquellos puntos de la geometría que serán puntos de origen e inserción de los ligamentos y músculos;
- parámetros del modelo biomecánico:
  - o coeficientes de amortiguamiento y de rigidez
  - o masas y momentos de inercia para los cuerpos considerados;
  - o área de los músculos considerados;
  - o coeficientes musculares (tensión máxima, asíntota de deformación, etc.);
  - o parámetros de contacto;
- selección del método de resolución numérica.

Los parámetros de salida son todos aquellos parámetros que se desee analizar y el modelo pueda proporcionar: desplazamientos, velocidades, aceleraciones, fuerzas y momentos.

Para poder llevar a cabo esta tarea es necesario seguir una serie de etapas:

- Primero, se genera, de acuerdo a la descripción anatómica presentada en el capítulo 2, la geometría de las vértebras y de la cabeza utilizando el software Altair HyperWorks, especializado en la creación y manipulación de modelos geométricos para su posterior utilización en resolución numérica. El resultado es una nube de puntos que contiene todos los puntos de

geometría del modelo necesario, tanto para el cálculo como para la visualización gráfica. Cada punto está provisto de una etiqueta identificadora conocida como "ID" estando definido en coordenadas globales.

- Una vez obtenida la geometría, se establecen los grupos de nodos pertenecientes a cada vértebra y se seleccionan los puntos que se van a asignar para el desarrollo de los ligamentos, músculos, discos, etc. en conformidad con la descripción anatómica-funcional de cada elemento según la descripción de cada uno (ver descripción en el capítulo 2).
- Una vez definidos los elementos constituyentes del modelo (ligamentos, músculos, etc.) se establecen las características biomecánicas de cada uno por separado. Se establecen de este modo los coeficientes y los intervalos específicos para cada uno según los datos publicados en la literatura especializada.
- Una vez que se ha pasado la etapa anterior se puede comenzar a escribir el código fuente para el sistema de ecuaciones matemáticas desarrolladas anteriormente.
- Al finalizar la creación del código del programa se comienza a depurar el programa y hacer las pruebas lógicas para asegurar que el código este libre de errores de programación.
- Una vez que se acaba con la etapa de depuración se pasa a la validación del modelo resultante. Para alcanzar la validación del programa se necesita ajustar una serie de variables y parámetros de entrada dentro de los límites encontrados en la literatura especializada, de tal manera que el modelo final quede validado. Este aspecto se detalla en el capítulo 5.

Estos aspectos se reflejan en la flujograma del programa resultante en el anexo 4.1.

A continuación se presentan algunas etapas y aspectos más importantes del desarrollo del programa.

### **4.3.2 Creación del modelo: propiedades físicas**

En este apartado se presenta el modo de desarrollo y las propiedades físicas de la espina cervical utilizada en actual modelo matemático de cabeza-cuello. Para este desarrollo se ha tenido en cuenta las características del 50 percentil masculino para poder coincidir con los modelos de validación utilizados ulteriormente. Estas características se han clasificado en tres categorías: geométricas, inerciales y propiedades biomecánicas de los materiales.

#### **4.3.2.1 Características geométricas**

La creación del modelo geométrico es el primer paso en el desarrollo del modelo matemático de cabeza-cuello. Esto supone la creación de una geometría correspondiente para cada cuerpo incluido en el modelo matemático y posicionarlos a todos de una forma correcta.

La geometría de las vértebras se ha obtenido según la descripción anatómica detallada en libros de anatomía (ver capítulo 2) y artículos especializados ([Hyung 2005], [Panjabi 1991a], [Panjabi 1991b], [Vasavada 2007], [Gilad 1985], [Przybylski 1998], [Yolanda 2006], [VHP 1986], etc.), utilizando el software Altair HyperWorks

8.0sr1 [Altair]. Para su desarrollo se han utilizado elementos de tipo “shell” definidos por 3 o 4 puntos en el espacio con unas dimensiones mínimas en conformidad con los requerimientos del programa. La geometría de la cabeza ha sido adaptada de acuerdo a una geometría preexistente de cabeza estándar del dummy “Hybrid III 50<sup>th</sup> percentile male”.

A continuación se presentan las dimensiones, la posición y las características de los elementos del modelo.

### A. Vértebras

Las principales dimensiones geométricas de las vértebras, utilizadas en actual modelo se presentan en la figura 4.12, donde se han hecho las siguientes notaciones:

- AV - anchura de vértebra; Se ha considerado que la dimensión de la anchura de vértebra es la dimensión máxima medida entre los extremos de las apófisis transversas de la vértebra.
- HC - altura del cuerpo vertebral; Se ha considerado que la dimensión de la altura del cuerpo vertebral es la dimensión medida entre las caras superior e inferior del cuerpo vertebral en su parte central.
- LDi y LDs - longitud del cuerpo vertebral en la parte inferior y superior; Se ha considerado que la longitud del cuerpo vertebral en la parte inferior es la dimensión máxima medida entre los extremos del cuerpo anterior y posterior, en el plano sagital de la vértebra.
- LV - longitud total de la vértebra; Se ha considerado que la longitud total de la vértebra es la dimensión máxima medida entre la parte anterior del cuerpo vertebral y la extremidad de la apófisis espinosa de la vértebra.

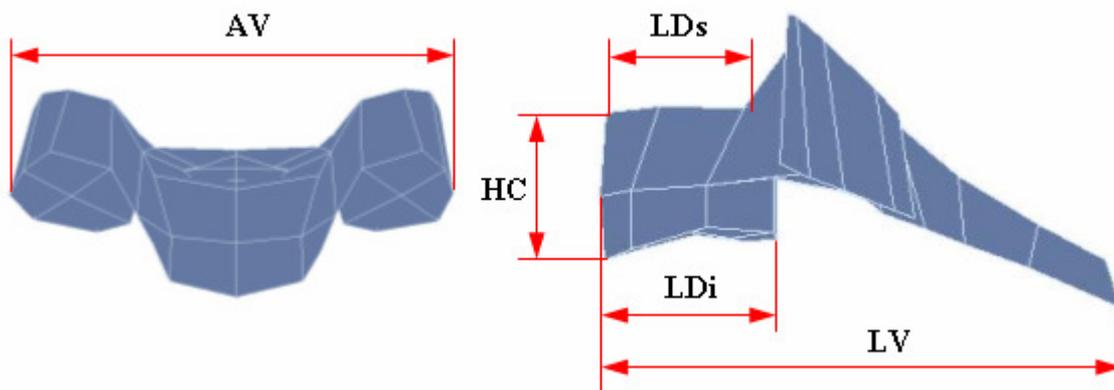


Fig. 4.12 Elementos geométricos medidas en las vértebras.

Las dimensiones para estos parámetros geométricos varían en cada estudio, variaciones que se deben en general a las características de las muestras utilizadas (edad [Taylor 1975], género [Vasavada 2007], raza, año del estudio, etc.) y el método aplicado (puntos de medida, orientación de los planos de medida, etc.). Por ejemplo, en el estudio de [Vasavada 2007] se presentan una serie de diferencias dimensionales por género observándose que el género femenino presenta unos valores geométricos de las vértebras inferiores que las del género masculino. En el estudio de [Bertrand 2005] se presenta una comparación dimensional de las vértebras según tres tipos de percentil humano: 5 percentil femenino, 50 y 95 percentil masculino.

Si se tiene en cuenta el análisis de la geometría vertebral según el perfil racial, realizado por [Tan 2004] entre la raza caucásica (según los resultados publicados por Panjabi) y los chinos Singaporeans se observa que todos los valores medidos en los sujetos Chinos son menores que los valores de los Caucasianos.

En el estudio de [Panjabi 1991] se presenta una comparación con los datos obtenidos de otros investigadores donde se observa que los valores de la altura del cuerpo vertebral medidos de [Panjabi 1991] son inferiores a las medidas encontradas de otros investigadores. En un estudio español realizado por [Yolanda 2006] sobre 43 espinas cervicales de cadáveres, se presenta que todas las variables lineales de anchura, altura y profundidad del cuerpo vertebral aumentan de la vértebra C3 hasta la vértebra C7, siendo estos datos diferentes a los resultados presentados de [Panjabi 1991].

En la tabla 4.2 se presenta la comparación entre las dimensiones geométricas utilizadas en actual modelo y las dimensiones según los datos publicados de otros autores.

Tabla 4.2

| Autor  | Posición  | C7                            | C6       | C5       | C4       | C3       | C2       |
|--|-----------|-------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| <b>Longitud de la vértebra [mm]</b>                                |           |                               |          |          |          |          |          |
| [Gilad 1985]   |           | 62.3                          | 56.2     | 48.9     | 45.5     | 45.2     | 51.3     |
| Actual modelo  |           | 56.4                          | 51.4     | 48.6     | 45.4     | 45.8     | 50.3     |
| <b>Longitud del cuerpo vertebral (profundidad del cuerpo) [mm]</b> |           |                               |          |          |          |          |          |
| [Gilad 1985]   | Superior  | 16.4±1.4                      | 16.0±1.7 | 15.5±1.7 | 15.5±1.7 | 14.8±1.5 | 12.6±2.1 |
|  | Inferior  | 16.3±1.4                      | 16.6±1.4 | 16.1±1.5 | 15.8±1.5 | 15.6±1.5 | 15.3±1.6 |
| [Panjabi 1991]   | Superior  | 18.1±0.6                      | 16.4±0.5 | 15.2±0.3 | 15.3±0.7 | 15.0±0.5 | -        |
|  | Inferior  | 21.8±0.6                      | 18.5±0.5 | 17.5±0.5 | 17.2±0.6 | 15.8±0.4 | -        |
| [Yolanda 2006]   | Superior  | 19.4±3.1                      | 19.1±3.1 | 18.1±4.6 | 16.6±2.5 | 15.8±1.8 | -        |
| Actual modelo  | Superior  | 15.9                          | 16.5     | 14.5     | 15.2     | 16.3     | 12.6     |
|  | Inferior  | 15.5                          | 16.9     | 16.3     | 15.1     | 16.8     | 16.9     |
| <b>Altura del cuerpo vertebral [mm]</b>                            |           |                               |          |          |          |          |          |
| [Gilad 1985]   | Anterior  | 14.6±1.4                      | 13.0±1.3 | 12.7±1.3 | 13.4±1.3 | 14.1±1.3 | 16.6±2.5 |
|  | Posterior | 14.9±1.4                      | 13.9±1.6 | 13.8±1.4 | 13.9±1.2 | 14.5±1.4 | 19.0±3.2 |
| [Panjabi 1991]   | Anterior  | *se calcula de modo indirecto |          |          |          |          |          |
|  | Posterior | 12.8±0.4                      | 10.9±0.2 | 11.4±0.3 | 11.4±0.4 | 11.6±0.3 | -        |
| [Yolanda 2006]   | Anterior  | 14.4±1.8                      | 12.2±1.5 | 12.1±1.5 | 13.0±1.8 | 13.1±1.7 | -        |
| Actual modelo  | Anterior  | 13.7                          | 13.0     | 13.4     | 13.1     | 13.6     | 18.7     |
|  | Posterior | 14.1                          | 13.5     | 13.7     | 13.5     | 13.9     | 15.1     |
| <b>Anchura de la vértebra [mm]</b>                                 |           |                               |          |          |          |          |          |
| [Panjabi 1991]   |           | 66.6±1.1                      | 49.5±2.1 | 46.4±2.9 | 48.5±2.1 | 50.3±1.6 | 52.6±2.0 |
| [Yolanda 2006]   |           | 64.3±7.5                      | 57.0±4.9 | 54.9±4.7 | 53.0±4.1 | 51.7±4   | -        |
| Actual modelo  |           | 65.5                          | 53.6     | 47.9     | 48.1     | 49.4     | 51.9     |

## B. Ligamentos y discos intervertebrales

El posicionamiento de los ligamentos, discos intervertebrales y las articulaciones sinoviales se hace según las descripciones de la literatura especializada. Para cada elemento se establece un punto de inserción y otro de origen de modo que cada ligamento es representado por medio de un elemento 1D. Los valores de la longitud de estos elementos, medidos por varios autores utilizando ensayos con cadáveres son variables debido en especial a los especímenes utilizados y al método de medida (planos de referencia, puntos de medida, etc.). La altura de los discos intervertebrales del actual modelo según su localización se presenta, por comparación con otros autores, en la tabla 4.3.

Tabla 4.3

| Autor             | Posición  | C7/T1 | C6/C7 | C5/C6 | C4/C5 | C3/C4 | C2/C3 |
|-------------------|-----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| [Gilad 1986]      | Anterior  | 4.7   | 5.2   | 5.4   | 5.5   | 5.3   | 4.8   |
|                   | Posterior | 3.5   | 3.3   | 3.0   | 3.0   | 3.3   | 3.4   |
| [Przybylski 1998] | Anterior  | -     | 4.9   | 4.6   | 5.2   | 5.3   | 5.2   |
|                   | Posterior | -     | 4.3   | 3.9   | 3.7   | 3.4   | 3.4   |
| Actual modelo     | Anterior  | 4.9   | 5.4   | 5.5   | 5.0   | 5.0   | 5.1   |
|                   | Posterior | 4.5   | 4.1   | 3.7   | 3.5   | 3.4   | 3.4   |

Los ligamentos esquematizados de este modelo tienen la longitud variable según la zona analizada con una disposición según la presentada en la figura 4.13.

Los ligamentos capsulares tienen una longitud constante para todos los niveles cervicales siendo orientados bajo un ángulo de aproximadamente 45 grados en el plano transversal. [Panjabi 1991]

Los ligamentos anterior y posterior tienen longitudes de 7-31 milímetros según la zona cervical considerada siendo mayor en la zona cervical superior (C2-C1).

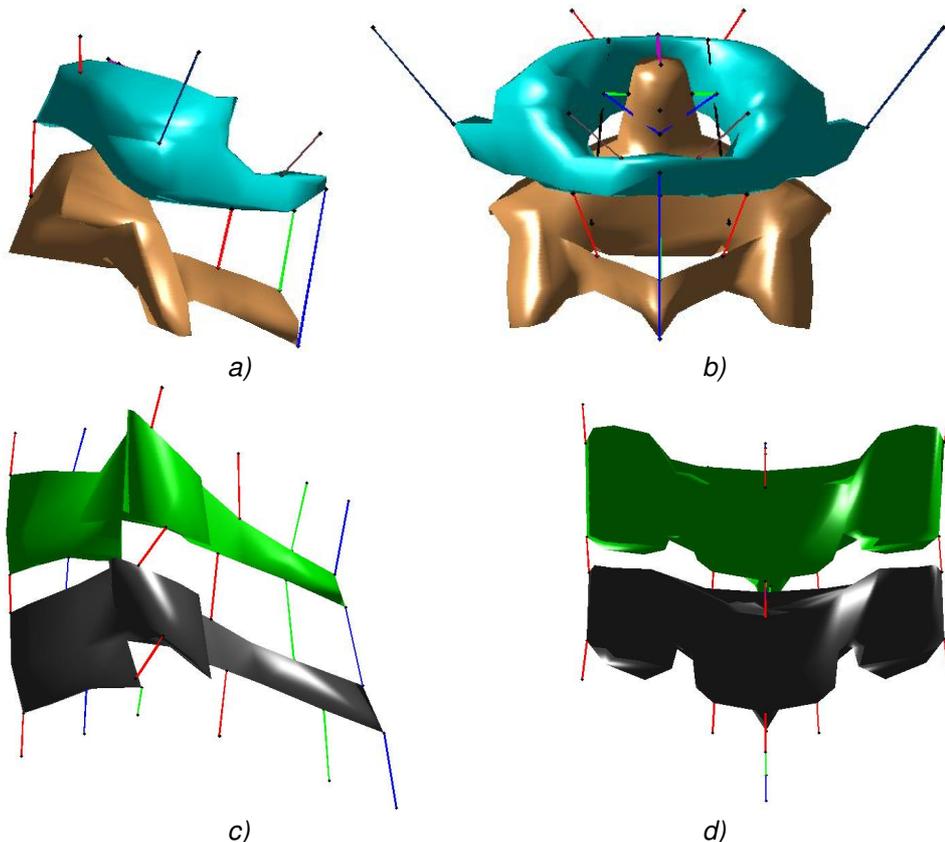


Fig. 4.13 Ligamentos cervicales: a,b) cervical superior C2-OC; c,d) cervical inferior.

### C. Músculos

La descripción y orientación de los músculos cervicales del presente proyecto se basan en la descripción anatómica de los libros de anatomía y artículos especializados ([Deng 1987a], [Deng 1987b], [VHP 1986], [Panzer 2006], [Jager 1996], [Horst 2002], etc.). Estos músculos se representan gráficamente con elementos lineales tipo 1D, considerándose el origen del músculo el cuerpo posicionado a nivel inferior y, la inserción, el cuerpo posicionado a un nivel superior que el anterior cuerpo

(tabla 4.4). En este modelo se han implementado 75 pares de músculos (170 segmentos musculares) que representan a 16 grupos de músculos.

Tabla 4.4

| Nombre del segmento muscular     | Origen | Inserción | Sección PCSA [ $m^{2*10^{-4}}$ ] |                   |                    |
|----------------------------------|--------|-----------|----------------------------------|-------------------|--------------------|
|                                  |        |           | Modelo actual                    | Según [Myer 2004] | Según [Deng 1987b] |
| Longus colli (superior)          | C5     | C1        | 0.342                            |                   |                    |
| Longus colli (superior)          | C4     | C1        | 0.342                            |                   |                    |
| Longus colli (superior)          | C3     | C1        | 0.342                            |                   |                    |
| Longus colli (inferior)          | T1     | C5        | 0.342                            |                   |                    |
| Longus colli (inferior)          | T2     | C6        | 0.342                            |                   |                    |
| Longus colli (vertical)          | C7     | C4        | 0.342                            |                   |                    |
| Longus colli (vertical)          | C6     | C3        | 0.342                            |                   |                    |
| Longus colli (vertical)          | C5     | C2        | 0.342                            |                   |                    |
| <b>Total Longus colli</b>        |        |           | <b>2.74*</b>                     | -                 | <b>2.0</b>         |
| Longus capitis                   | C3     | OC        | 0.342                            |                   |                    |
| Longus capitis                   | C4     | OC        | 0.342                            |                   |                    |
| Longus capitis                   | C5     | OC        | 0.342                            |                   |                    |
| Longus capitis                   | C6     | OC        | 0.342                            |                   |                    |
| <b>Total Longus capitis</b>      |        |           | <b>1.37</b>                      | <b>1.37</b>       | <b>2.0</b>         |
| Scalenus anterior                | Co1    | C6        | 0.47                             |                   |                    |
| Scalenus anterior                | Co1    | C5        | 0.47                             |                   |                    |
| Scalenus anterior                | Co1    | C4        | 0.47                             |                   |                    |
| Scalenus anterior                | Co1    | C3        | 0.47                             |                   |                    |
| <b>Total Scalenus anterior</b>   |        |           | <b>1.88</b>                      | <b>1.88</b>       | <b>1.656</b>       |
| Scalenus medio                   | Co1    | C7        | 0.226                            |                   |                    |
| Scalenus medio                   | Co1    | C6        | 0.226                            |                   |                    |
| Scalenus medio                   | Co1    | C5        | 0.226                            |                   |                    |
| Scalenus medio                   | Co1    | C4        | 0.226                            |                   |                    |
| Scalenus medio                   | Co1    | C3        | 0.226                            |                   |                    |
| Scalenus medio                   | Co1    | C2        | 0.226                            |                   |                    |
| <b>Total Scalenus medio</b>      |        |           | <b>1.36</b>                      | <b>1.36</b>       | <b>0.436</b>       |
| Scalenus posterior               | Co2    | C7        | 0.35                             |                   |                    |
| Scalenus posterior               | Co2    | C6        | 0.35                             |                   |                    |
| Scalenus posterior               | Co2    | C5        | 0.35                             |                   |                    |
| <b>Total Scalenus posterior</b>  |        |           | <b>1.05</b>                      | <b>1.05</b>       | <b>1.36</b>        |
| Sternocleidomastoid              | Cl     | OC        | 0.245                            |                   |                    |
| Sternocleidomastoid              | Est    | OC        | 0.245                            |                   |                    |
| <b>Total Sternocleidomastoid</b> |        |           | <b>4.92</b>                      | <b>4.92</b>       | <b>3.586</b>       |
| Trapezius                        | Cl     | C1        | 0.471                            |                   |                    |
| Trapezius                        | Cl     | C2        | 0.471                            |                   |                    |
| Trapezius                        | Cl     | C3        | 0.471                            |                   |                    |
| Trapezius                        | Cl     | C4        | 0.471                            |                   |                    |
| Trapezius                        | Cl     | OC        | 0.471                            |                   |                    |
| Trapezius                        | Es     | C5        | 0.471                            |                   |                    |
| Trapezius                        | Es     | C6        | 0.471                            |                   |                    |
| Trapezius                        | Es     | C7        | 0.471                            |                   |                    |
| <b>Total Trapezius</b>           |        |           | <b>3.77</b>                      | <b>3.77</b>       | <b>3.5</b>         |
| Splenius capitis                 | C7     | OC        | 1.545                            |                   |                    |
| Splenius capitis                 | T2     | OC        | 1.545                            |                   |                    |
| <b>Total Splenius capitis</b>    |        |           | <b>3.09</b>                      | <b>3.09</b>       | <b>2.244</b>       |
| Splenius cervicis                | T3     | C1        | 0.715                            |                   |                    |
| Splenius cervicis                | T3     | C2        | 0.715                            |                   |                    |
| <b>Total Splenius cervicis</b>   |        |           | <b>1.43</b>                      | <b>1.43</b>       | <b>0.847</b>       |
| Semisplenius capitis             | C4     | OC        | 0.92                             |                   |                    |
| Semisplenius capitis             | C5     | OC        | 0.92                             |                   |                    |

|  |    |    |                       |             |                          |
|--|----|----|-----------------------|-------------|--------------------------|
| Semisplenius capitis                       | C6 | OC | 0.92                  |             |                          |
| Semisplenius capitis                       | C7 | OC | 0.92                  |             |                          |
| Semisplenius capitis                       | T3 | OC | 0.92                  |             |                          |
| Semisplenius capitis                       | T5 | OC | 0.92                  |             |                          |
| <b>Total Semisplenius capitis</b>          |    |    | <b>5.52</b>           | <b>5.52</b> | <b>1.5<sup>^</sup></b>   |
| Semisplenius cervicis                      | T1 | C2 | 0.51                  |             |                          |
| Semisplenius cervicis                      | T2 | C3 | 0.51                  |             |                          |
| Semisplenius cervicis                      | T3 | C4 | 0.51                  |             |                          |
| Semisplenius cervicis                      | T4 | C5 | 0.51                  |             |                          |
| Semisplenius cervicis                      | T5 | C6 | 0.51                  |             |                          |
| Semisplenius cervicis                      | T6 | C7 | 0.51                  |             |                          |
| <b>Total Semisplenius cervicis</b>         |    |    | <b>3.06</b>           | <b>3.06</b> | <b>0.718<sup>^</sup></b> |
| Longissimus capitis                        | C3 | OC | 0.196                 |             |                          |
| Longissimus capitis                        | C4 | OC | 0.196                 |             |                          |
| Longissimus capitis                        | C5 | OC | 0.196                 |             |                          |
| Longissimus capitis                        | C6 | OC | 0.196                 |             |                          |
| Longissimus capitis                        | C7 | OC | 0.196                 |             |                          |
| <b>Total Longissimus capitis</b>           |    |    | <b>0.98</b>           | <b>0.98</b> | <b>0.8</b>               |
| Longissimus cervicis                       | T1 | C2 | 0.298                 |             |                          |
| Longissimus cervicis                       | T2 | C3 | 0.298                 |             |                          |
| Longissimus cervicis                       | T3 | C4 | 0.298                 |             |                          |
| Longissimus cervicis                       | T3 | C6 | 0.298                 |             |                          |
| Longissimus cervicis                       | T4 | C5 | 0.298                 |             |                          |
| <b>Total Longissimus cervicis</b>          |    |    | <b>1.49</b>           | <b>1.49</b> | <b>0.8</b>               |
| Levator scapulae                           | Es | C1 | 0.78                  |             |                          |
| Levator scapulae                           | Es | C2 | 0.78                  |             |                          |
| Levator scapulae                           | Es | C3 | 0.78                  |             |                          |
| Levator scapulae                           | Es | C4 | 0.78                  |             |                          |
| <b>Total Levator scapulae</b>              |    |    | <b>3.12</b>           | <b>3.12</b> |                          |
| <b>Rectus capitis (posterior superior)</b> | C1 | OC | 0.88                  |             |                          |
| <b>Rectus capitis (posterior inferior)</b> | C2 | C1 | 1.95                  |             |                          |
| <b>Rectus capitis mayor</b>                | C2 | OC | 1.68                  |             |                          |
| <b>Rectus capitis menor</b>                | C1 | OC | 0.92                  |             |                          |
| <b>Rectus capitis anterior</b>             | C1 | OC | 1.3                   |             |                          |
| <b>Rectus capitis lateral</b>              | C1 | OC | 1.3                   |             |                          |
| Multifidus                                 | C4 | C2 | 2.3-4.5 <sup>**</sup> |             |                          |
| <b>Lumped Hyoids</b>                       | T1 | OC | 2.35                  | 2.35        |                          |

\*elegido como 2 veces que la sección del longus capitis

<sup>^</sup>se le puede sumar 0.8 correspondiente al músculo spinalis tratado por separado

<sup>\*\*</sup> el músculo Multifidus es reconocido de algunos autores pero no existen suficientes datos sobre el (no esta metido en modelo)

Creando los músculos con sólo dos puntos, uno de origen y otro de inserción se obtiene una orientación de la fuerza muscular en función de la posición de estos dos puntos que es diferente a la realidad. Por esto, la orientación de la fuerza muscular es un problema delicado para todos los modelos matemáticos dado que la orientación muscular puede modificar de forma significativa la cinemática del cuello. Para ejemplificar, en figura 4.14 se presentan dos casos distintos de esquematización del brazo de un ser humano sujetando un peso.

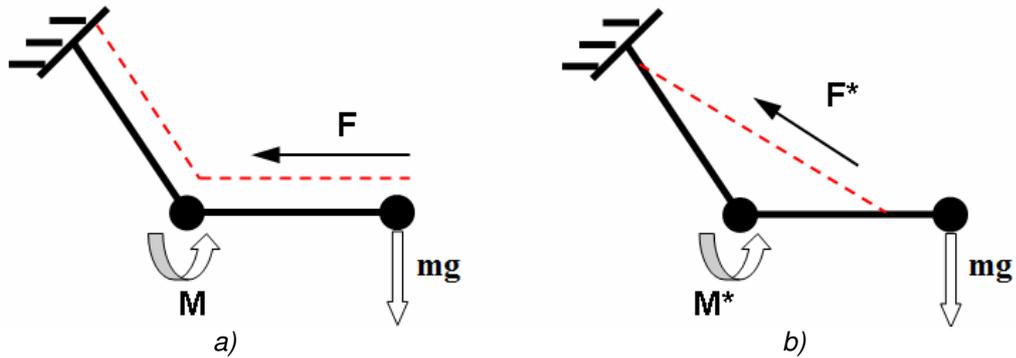


Fig. 4.14 Ejemplos de posicionamiento de músculos.

Por otra parte, si se considera el caso de tres cuerpos rígidos (1, 2 y 3 de la figura 4.15) y un músculo con la inserción en A y origen en C, si se impone un movimiento horizontal al cuerpo rígido intermedio 2, se observa que el músculo atraviesa este cuerpo intermedio sin tener ninguna influencia sobre el sistema de fuerzas de los dos cuerpos adyacentes. En realidad una vértebra no atraviesa el músculo salvo que esté roto. Por esto se impone modificar la creación del músculo de la forma inicial de dos puntos para tener en cuenta la influencia de los cuerpos internos y de esta forma impidiendo al músculo atravesar los cuerpos vertebrales intermedios, dando al mismo tiempo una orientación de la fuerza muscular más realista.

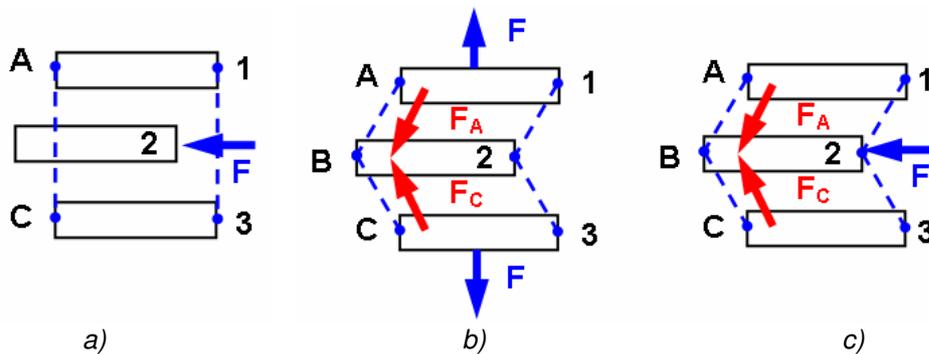


Fig. 4.15 Situaciones de unión muscular.

Para el actual modelo se utilizan tanto la esquematización de la figura 4.15b (para los músculos cortos) como la esquematización de las figuras 4.15b,c.

La modificación la forma de los músculos, segmentándolos y uniéndolos a las vértebras obteniendo de esta manera la forma anatómica de los músculos reales se ha hecho suponiendo un rozamiento nulo en el punto B, por lo que la tensión se mantiene constante. Según este principio, la tensión total del músculo se calcula en base a la longitud total (del músculo) y actúa sobre todas las vértebras a las cuales está conectado pero con la orientación del segmento local.

En la figura 4.16 se presenta la diferencia entre el músculo en la variante "clásica" y en la variante segmentado para dos de los grupos musculares modificados.

En la figura 4.16c,d, con línea verde interrumpida se ha representado el músculo de un solo segmento y con la línea roja continua se ha representado el músculo modificado de varios segmentos.

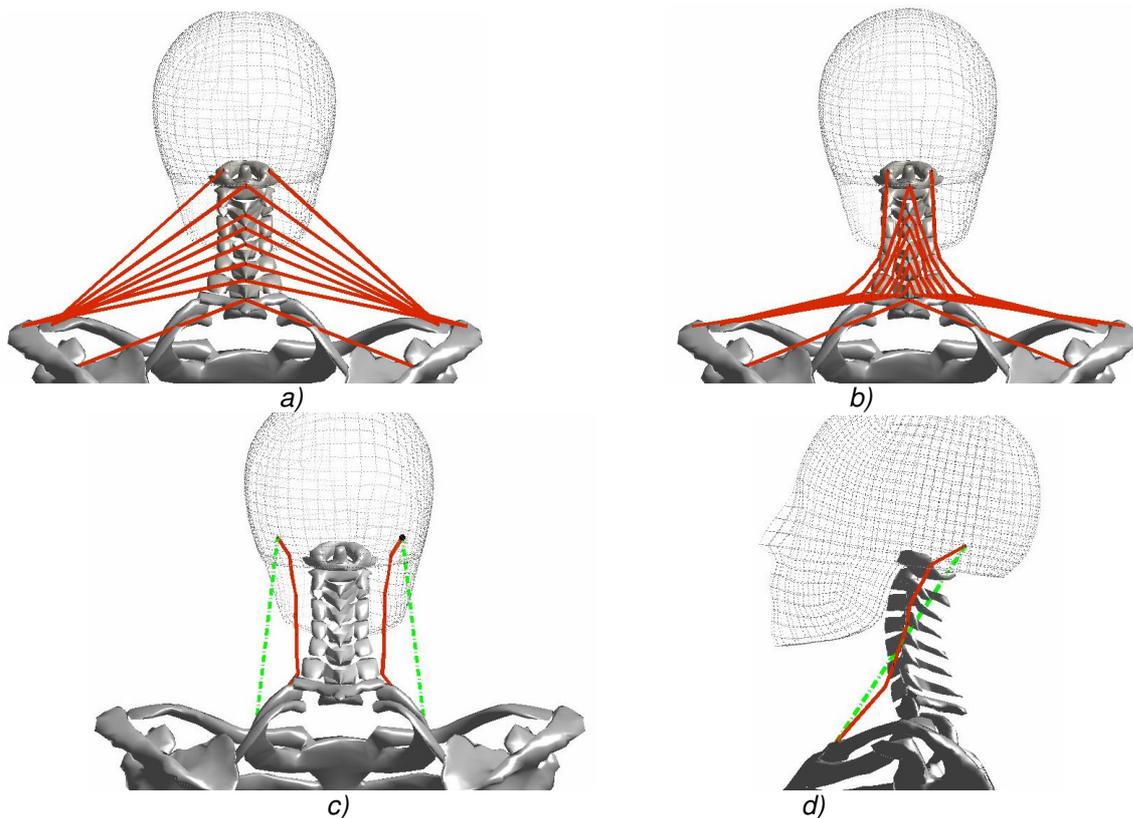


Fig. 4.16 Modelo muscular: a) trapecio clásico; b) trapecio con segmentación; c) esternocleidomastoideo - vista posterior; d) esternocleidomastoideo - vista lateral.

En la tabla 4.5 se presenta la acción de cada uno de los grupos musculares incluidos en el modelo de cabeza-cuello así como se presenta en la literatura especializada. Se considera *acción unilateral* la acción sobre el cuello que realiza el músculo de un solo lado (izquierdo o derecho); y la *acción bilateral* la acción sobre el cuello que realiza los músculos del mismo tipo accionados al mismo tiempo en ambos lados (izquierdo y derecho).

Tabla 4.5

| Nombre del segmento muscular        | Acción muscular (Unilateral/ Bilateral) |
|-------------------------------------|---|
| Longus colli (superior)             | Rotación/Flexión                        |
| Longus colli (inferior)             | Rotación/Flexión                        |
| Longus colli (vertical)             | Rotación/Flexión                        |
| Longus capitis                      | Flexión                                 |
| Scalenus anterior                   | Inclinación*/Flexión                    |
| Scalenus medio                      | Inclinación*/Flexión                    |
| Scalenus posterior                  | Inclinación*/Flexión                    |
| Sternocleidomastoid                 | Inclinación*/ Rotación /Flexión         |
| Trapezius                           | Extensión                               |
| Splenius capitis                    | Rotación/ Extensión                     |
| Splenius cervicis                   | Rotación/ Extensión                     |
| Semisplenius capitis                | Rotación/ Extensión                     |
| Semisplenius cervicis               | Rotación/ Extensión                     |
| Longissimus capitis                 | Inclinación*/Extensión                  |
| Longissimus cervicis                | Inclinación*/Extensión                  |
| Levator scapulae                    | Inclinación lateral                     |
| Rectus capitis (posterior superior) | Inclinación*/Extensión                  |
| Rectus capitis (posterior inferior) | Rotación                                |

|                         |                         |
|-------------------------|-------------------------|
| Rectus capitis mayor    | Rotación /Extensión     |
| Rectus capitis menor    | Extensión               |
| Rectus capitis anterior | Flexión                 |
| Rectus capitis lateral  | Inclinación lateral     |
| Multifidus**            | Rotación/ Estabilizador |
| Lumped Hyoids           | Masticador              |

\* Inclinación lateral; \*\* no esta metido en este modelo

En la figura del anexo 4.2 se presentan los músculos en la forma inicial utilizados en el modelo de simulación.

### 4.3.2.2 Características inerciales

Las características inerciales incluyen las características de los centros de gravedad, masas y momentos de inercia de las vértebras y de la cabeza.

En la tabla 4.6 se presenta la posición de los centros de gravedad de las vértebras y cabeza en el instante inicial con respecto a la posición de la vértebra T1.

Tabla 4.6

| Dirección | T1 | C7    | C6    | C5     | C4     | C3     | C2    | C1    | OC     |
|-----------|----|-------|-------|--------|--------|--------|-------|-------|--------|
| X         | 0  | 0     | 0     | -0.002 | -0.004 | -0.002 | 0.005 | 0.005 | -0.010 |
| Y         | 0  | 0     | 0     | 0      | 0      | 0      | 0     | 0     | 0      |
| Z         | 0  | 0.018 | 0.035 | 0.052  | 0.068  | 0.084  | 0.101 | 0.116 | 0.179  |

La comparación entre el peso y los momentos de inercia de las vértebras según los autores [Deng 1987b] y [Jager 1996] se presenta en la tabla 4.7, donde se pueden observar grandes diferencias entre los valores encontrados de los dos autores.

Tabla 4.7

| Parametro                                  | Autor        | Vértebras |       |       |       |       |       |       |
|--|--------------|-----------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
|  |              | C7        | C6    | C5    | C4    | C3    | C2    | C1    |
| Peso [kg]                                  | [Deng 1987b] | 0.4       | 0.226 | 0.269 | 0.205 | 0.156 | 0.156 | 0.156 |
|  | [Jager 1996] | 0.22      | 0.24  | 0.23  | 0.23  | 0.24  | 0.25  | 0.22  |
| Ixx [10 <sup>-4</sup> Kg*m <sup>2</sup> ]  | [Deng 1987b] | 21.0      | 2.0   | 6.0   | 1.5   | 3.3   | 3.3   | 3.3   |
|  | [Jager 1996] | 2.2       | 2.4   | 2.3   | 2.3   | 2.4   | 2.5   | 2.2   |
| Iyy [10 <sup>-4</sup> Kg *m <sup>2</sup> ] | [Deng 1987b] | 6.0       | 5.3   | 4.8   | 3.7   | 2.6   | 2.6   | 2.6   |
|  | [Jager 1996] | 2.2       | 2.4   | 2.3   | 2.3   | 2.4   | 2.5   | 2.2   |
| Izz [10 <sup>-4</sup> Kg *m <sup>2</sup> ] | [Deng 1987b] | 26.0      | 9.7   | 14.0  | 5.7   | 4.3   | 4.3   | 4.3   |
|  | [Jager 1996] | 4.3       | 4.7   | 4.4   | 4.4   | 4.6   | 4.8   | 4.2   |

El actual modelo incluye la opción de elegir los parámetros de masa y momentos de inercia de cualquiera de los dos autores o modificar cada parámetro según la necesidad de la investigación.

En la tabla 4.8 se presenta una comparación de los valores de masa y momentos de inercia de la cabeza presentados por varios autores, observándose una gran diferencia para los valores de los momentos de inercia que se debe en general al método de cálculo empleado.

Tabla 4.8

| Autor          | Peso [kg] | Momentos de inercia [10 <sup>-4</sup> Kg *m <sup>2</sup> ] |     |     |     |
|----------------|-----------|--|-----|-----|-----|
|                |           | Ixx  | Iyy | Izz | Ixz |
| [Wismans 1986] | 4,78      | 580  | 293 | 149 | -   |
| [Deng 1987b]   | 3.5       | 516  | 353 | 516 | -   |
| [Jager 1996]   | 4.69      | 236  | 181 | 173 | 71  |

Debido a la incertidumbre de los valores de los parámetros de inercia, se ha considerado que el error por no transformar los valores de inercia en el instante inicial (ver ecuación 4.27) no era apreciable.

El posicionamiento de los centros de gravedad de cada vértebra coincide con la descripción de [Jager 1996], estando dispuestos en la mitad de la altura de la parte posterior del cuerpo vertebral. Siempre el centro de gravedad de las vértebras coincide con el origen del sistema de ejes local de la vértebra.

Para el posicionamiento del centro de gravedad de la cabeza en el actual modelo (figura 4.17) se ha considerado las distancias  $X^{CG} = 30.7\text{mm}$  y  $Z^{CG} = 63\text{mm}$  con respecto al centro de gravedad de la vértebra C1, según publica [Jager 1996].

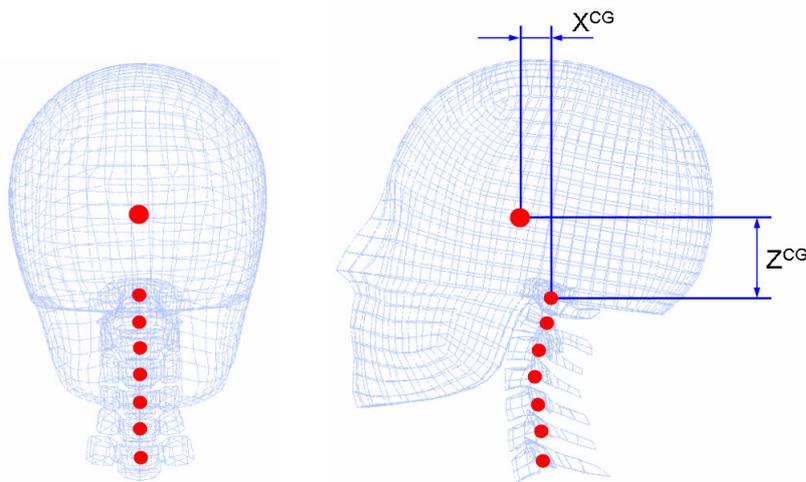


Fig. 4.17 Posición de los centros de gravedad (vista frontal y lateral).

Según [Thunnissen 1995], el posicionamiento de cóndilo occipital (utilizado en la validación del modelo) es 0.02m en la dirección del eje X positivo, y 0.05m en la dirección del eje Z negativo.

### 4.3.2.3 Características biomecánicas

Las características biomecánicas de los tejidos blandos se presentan bajo forma de ecuaciones matemáticas que varían de forma y coeficientes en función de algunos parámetros: método empleado en la toma de datos (métodos invasivos o no invasivos), la precisión de los dispositivos, la velocidad de ensayo, la edad de los sujetos, etc.

La inexistencia de una base común acerca de los métodos de ensayo mecánico empleados para obtener las propiedades biomecánicas de los tejidos blandos hace que los valores obtenidos estén comprendidos en corredores o intervalos, con valores mínimos y máximos de deformación y rotura correspondientes a la velocidad del ensayo.

A continuación se van a analizar las propiedades de los tejidos blandos incluidos en el actual modelo: discos intervertebrales, de los ligamentos, de las articulaciones sinoviales y de los músculos (figura 4.18).

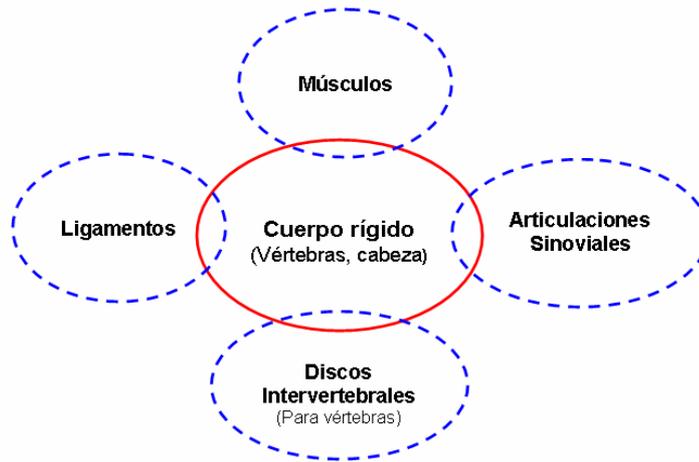


Fig. 4.18 Elementos conexiónados con un cuerpo rígido.

### A. Discos intervertebrales

Debido a las condiciones experimentales empleadas por cada investigador (aplicación de carga, magnitud de la carga, velocidad de ensayo, método matemático empleado, etc.), en la comparación entre los resultados experimentales se encuentran valores con un alto rango de dispersión para los mismos parámetros. Algunos autores entre cuales [Jager 1996], [Lee 2004], [Panzer 2006], presentan las diferencias existentes entre los valores de rigidez que se pueden encontrar en literatura.

Las características de rigidez de los discos intervertebrales del actual modelo matemático se han tomado en base al modelo SIMon publicado en [Lee 2004] y esquematizado en la figura 4.19 con los tres tipos de constantes elásticas:

- $K_N = 1/25 * K_E$ ;
- $K_E$  la rigidez según [Moroney 1988] y presentado en la tabla 4.9;
- $K_F = 5 * K_E$  para translación y  $K_F = 2 * K_E$  para rotación.

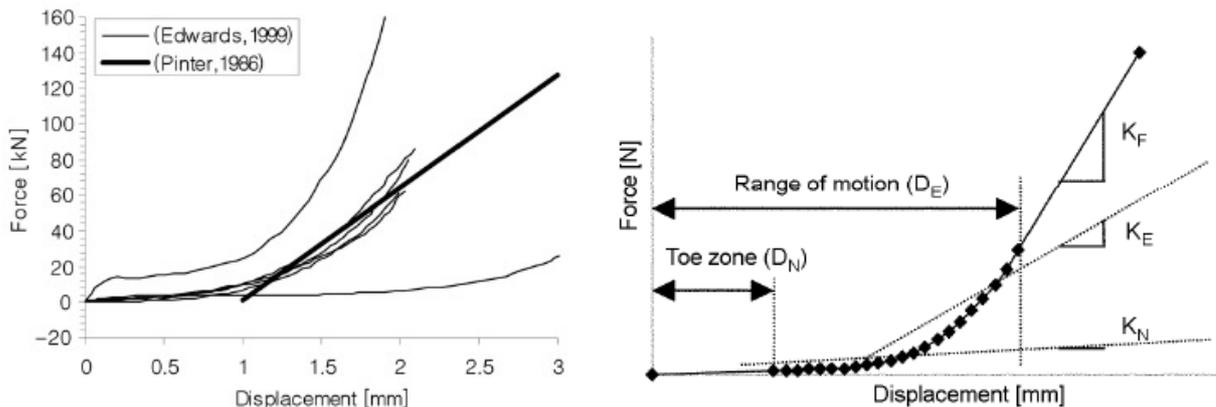


Fig. 4.19 Características fuerza-desplazamiento de los discos intervertebrales [Lee2004].

Los valores de rigidez para el tramo elástico ( $k_E$ ) del disco intervertebral se han adoptado en conformidad con los resultados experimentales publicados de [Moroney 1988], según la tabla 4.9.

Tabla 4.9

| Tipo de esfuerzo    | Rigidez |           | Intervalo |           |
|---------------------|---------|-----------|-----------|-----------|
| Compresión          | 492     | [N/mm]    | 57-2060   | [N/mm]    |
| Cortadura anterior  | 62      |           | 12-317    |           |
| Cortadura posterior | 50      |           | 13-169    |           |
| Cortadura lateral   | 73      |           | 17-267    |           |
| Flexión             | 0.21    | [Nm/grad] | 0.05-0.65 | [Nm/grad] |
| Extensión           | 0.32    |           | 0.06-0.78 |           |
| Inclinación lateral | 0.33    |           | 0.09-0.91 |           |
| Torsión             | 0.42    |           | 0.23-0.93 |           |

### B. Ligamentos

Una curva típica de deformación de ligamentos (figura 4.20) se compone de tres zonas: neutra, elástica y de rotura.

- Zona neutra es la zona donde las deformaciones son grandes con pequeñas fuerzas.
- La zona elástica se caracteriza por el incremento significativo de la fuerza, teniendo un tramo casi lineal por lo cual en la literatura se suele dar el nombre de zona lineal.
- La zona de rotura es el tramo en el que el ligamento se rompe. Para la rigidez de la zona neutra, algunos autores la aproximan de forma lineal con uno, dos o mas tramos lineales pero en actual modelo se ha tenido en cuenta solo un tramo lineal dentro de la zona neutra.

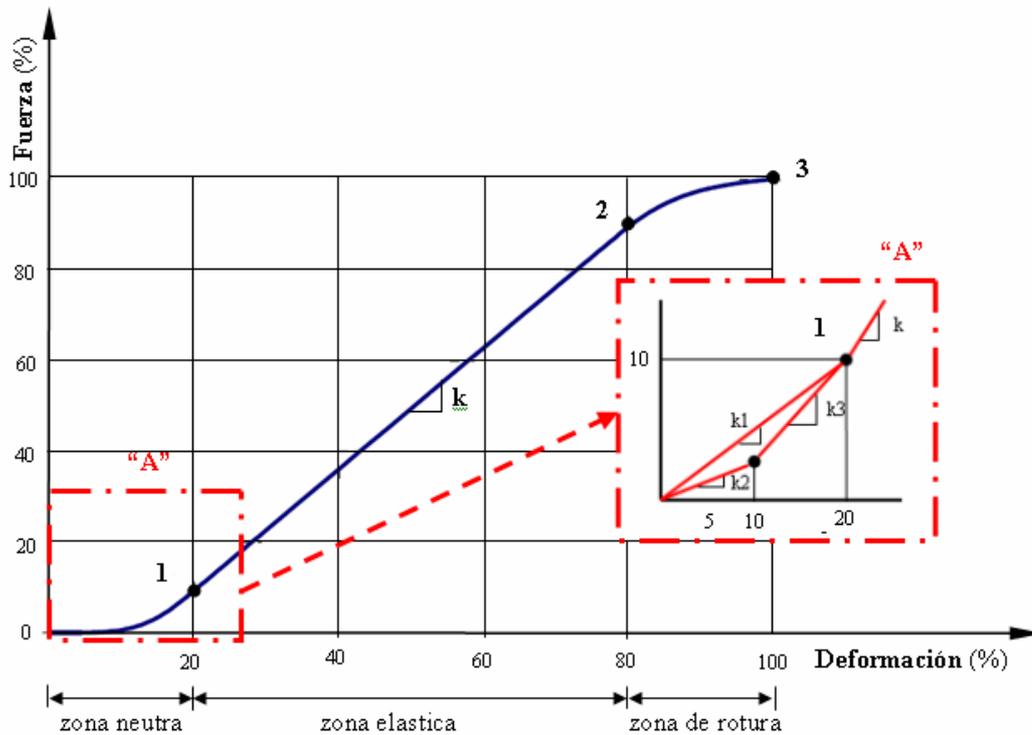


Fig. 4.20 Característica fuerza-deformación de los ligamentos.

Según el estudio de [Chazal 1985], [Panzer 2006] presenta la variación de las primeras 2 regiones de la curva fuerza-desplazamiento de los ligamentos (Tabla 4.10).

Tabla 4.10

| Ligamento    | Zona neutra        |             | Zona elástica      |            |
|--------------|--------------------|-------------|--------------------|------------|
|              | Desplazamiento [%] | Fuerza [%]  | Desplazamiento [%] | Fuerza [%] |
| ALL          | 21.1               | 10.8        | 77.2               | 85.9       |
| PLL          | 25                 | 9.8         | 77.3               | 77.9       |
| LF           | 28.6               | 20.9        | 76.2               | 89.3       |
| ISL          | 30.8               | 20.1        | 74.4               | 90.9       |
| <b>Media</b> | <b>26.4</b>        | <b>15.4</b> | <b>76.3</b>        | <b>86</b>  |
| CL*          | 28                 | 16          | 78                 | 88         |

\* datos provenientes de [Myklebust 1988] según la tesis de [Jager 1996] pp.67

En función del método de cálculo empleado, en los modelos de simulación de cuello humano que se encuentran en la literatura se observan valores de rigidez distintos por cada modelo debido a distintos modos de cálculo empleado. En algunos estudios como [Jager 1993] y [Lee 2004] se presentan ejemplos de métodos de cálculo empleados por algunos investigadores para determinar la rigidez de los ligamentos:

- 1) rigidez como cociente entre la carga y el punto de máximo desplazamiento (pendiente 1 en la figura 4.21);
- 2) rigidez como cociente de la carga –desplazamiento sin tener en cuenta la zona neutra (pendiente 2 en la figura 4.21);
- 3) rigidez como tangente de la curva en la parte mas lineal (pendiente 3 en la figura 4.21);
- 4) rigidez resultante de un análisis de regresión lineal (pendiente 4 en la figura 4.21);
- 5) etc.

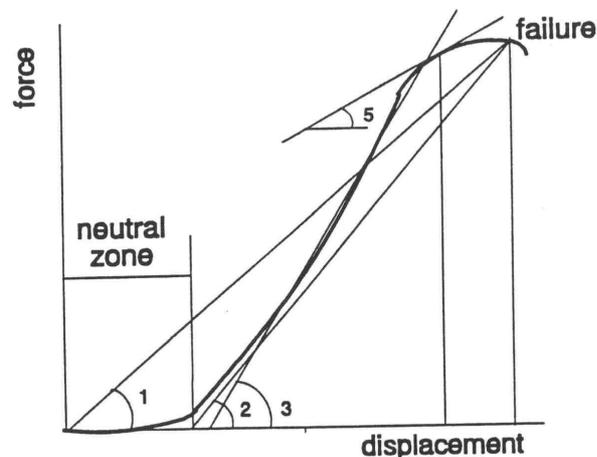


Fig.4.21 Curva típica de fuerza-desplazamiento para ligamentos [Jager 1993].

En el actual modelo se parte de la hipótesis de que el cuerpo está en equilibrio inicial, y que existe una activación muscular pasiva que anula el desplazamiento de la zona neutra. Esta hipótesis corresponde a la pendiente número 3 de la figura 4.21.

Valores de fuerza desplazamiento según [Meyer 2004] se presentan en la tabla 4.11.

Tabla 4.11

| Ligamento | Dr [mm] | Fr [N] | Kn [N/mm] | Ke [N/mm]    | Kr [N/mm] |
|-----------|---------|--------|-----------|--------------|-----------|
| ALL       | 5,8     | 92     | 8,33      | <b>23,33</b> | 7,50      |
| PLL       | 3,5     | 72     | 8,89      | <b>30,00</b> | 10,00     |
| CL        | 10      | 120    | 6,67      | <b>17,06</b> | 6,82      |
| LF        | 6,5     | 120    | 13,89     | <b>27,67</b> | 7,06      |
| ISL       | 6,3     | 38     | 2,94      | <b>9,09</b>  | 2,31      |

Se utilizan los valores correspondientes a la fuerza y distancia máxima de rotura según [Myklebust 1988].

Tabla 4.12

| Zona vertebral     | Tipo de ligamento |            |            |           |            |            |            |            |                             |           |
|--------------------|-------------------|------------|------------|-----------|------------|------------|------------|------------|-----------------------------|-----------|
|                    | Anterior          |            | Posterior  |           | Capsular   |            | Flavum     |            | Interespinal y Supraespinal |           |
|                    | d[mm]             | F[N]       | d[mm]      | F[N]      | d[mm]      | F[N]       | d[mm]      | F[N]       | d[mm]                       | F[N]      |
| C7-T1              | 7.6               | 97         | 6.4        | 95        | 6.8        | 264        | 9.9        | 221        | 8.7                         | 45        |
| C6-C7              | 13.7              | 176        | 5.0        | 102       | 10         | 277        | 7.7        | 160        | 9.2                         | 31        |
| C5-C6              | 5.0               | 89         | 4.8        | 85        | 8.7        | 144        | 8.0        | 89         | 5.5                         | 33        |
| C4-C5              | 4.8               | 47         | 3.4        | 47        | 9.1        | 170        | 12.8       | 56         | 6.9                         | 26        |
| C3-C4              | 4.2               | 47         | 7.4        | 82        | 8.8        | 240        | 3.7        | 75         | 6.6                         | 33        |
| C2-C3              | 8.7               | 207        | 9.6        | 84        | 8.9        | 211        | 5.8        | 87         | 7.0                         | 37        |
| <b>Media C2-T1</b> | <b>7.3</b>        | <b>110</b> | <b>6.1</b> | <b>82</b> | <b>8.7</b> | <b>217</b> | <b>7.9</b> | <b>114</b> | <b>7.3</b>                  | <b>34</b> |
| C1-C2              | 12.3              | 263        | -          | -         | 11.4       | 315        | 8.7        | 111        | -                           | -         |
| OC-C1              | 18.9              | 232        | -          | -         | 11.4       | 315        | 18.1       | 83         | -                           | -         |

Utilizando los valores de rigidez publicados por [Myklebust 1988] y aplicando los límites zonas así como se indica en [Chazal 1985], se obtienen los valores de rigidez para los ligamentos de la parte cervical inferior (T1-C1) correspondientes a las 3 zonas: neutra, elástica y, de rotura. Los datos resultados de este análisis se presentan en el anexo 4.3.

En la tabla 4.13 se presentan los valores de fuerza-desplazamiento de los ligamentos de la parte cervical superior según los datos publicados por [Myklebust 1988].

Tabla 4.13

| Ligamento | Dr [mm] | Fr [N] | Kn [N/mm] | Ke [N/mm] | Kr [N/mm] |
|-----------|---------|--------|-----------|-----------|-----------|
| MT        | 11,9    | 76     | 3,19      | 7,75      | 3,19      |
| Ap        | 11,5    | 214    | 9,3       | 22,59     | 9,3       |
| Al        | 14,1    | 357    | 12,65     | 30,74     | 12,65     |
| Cv        | 25,2    | 436    | 8,65      | 21        | 8,65      |
| Ma        |         |        |           | 16.9*     |           |
| Mp        |         |        |           | 5.7*      |           |
| Tr        |         |        |           | 300*      |           |

\* añadidos por el usuario

Para los valores de rigidez de la zona cervical superior que no se encuentran en los resultados de [Myklebust 1988], se utilizarán los valores publicados de [Yogonandan 2001].

Según lo expuesto anteriormente para definir la curva de los ligamentos se utilizarán tres tramos según los datos proporcionados de [Chazal 1985] en la tabla 4.10. En la figura 4.22 se presenta la diferencia entre una curva de un ligamento real (media aproximada) resultante tras aplicar el método de [Chazal 1985] y la curva de tres tramos utilizada en el actual modelo.

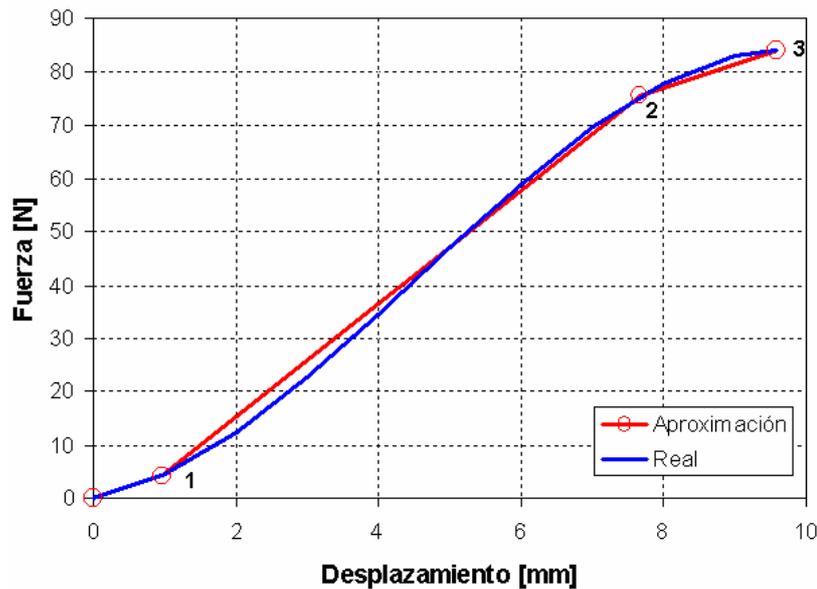


Fig. 4.22 Aproximación de comportamiento fuerza-desplazamiento de un ligamento.

La rigidez de los ligamentos varía con la velocidad del ensayo. Por ejemplo, en [Panjabi 1998] se presenta la variación de la curva fuerza-desplazamiento de los ligamentos Alar y Transverso a dos velocidades de ensayo: 0.1 mm/s y 920 mm/s. Se observa que aumentando la velocidad de ensayo aumenta la fuerza de rotura y disminuye la elongación del ligamento, aumentando de esta forma el constante de rigidez del ligamento.

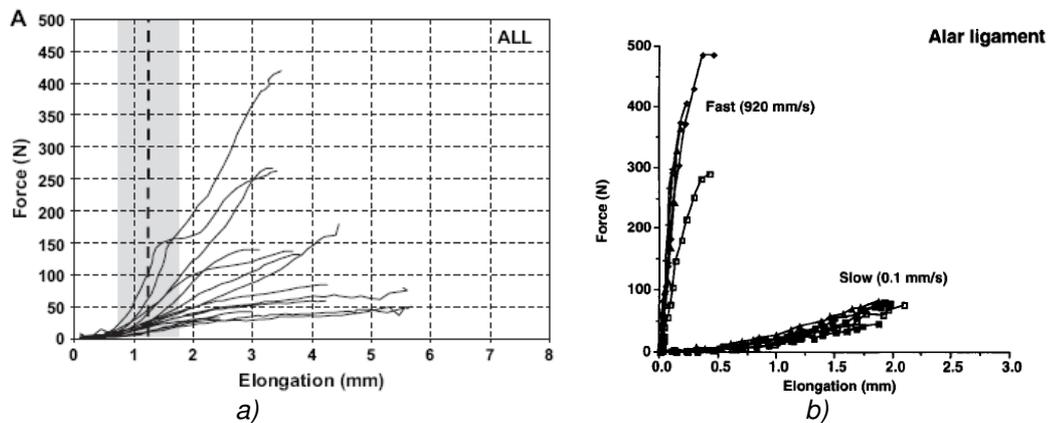


Fig. 4.23 Características fuerza-desplazamiento: a) del ligamento anterior [Ivancic 2007]; b) del ligamento alar [Panjabi 1998].

En [Panzer 2006] citando a [Yogonandan 1989] se presenta la dependencia entre coeficiente de rigidez y la velocidad de ensayo.

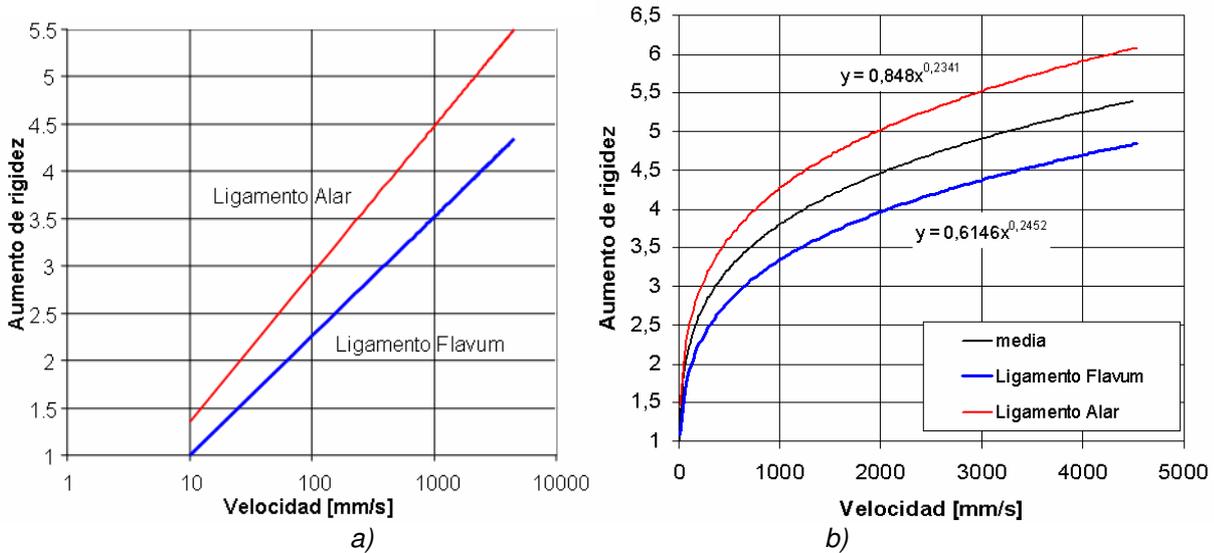


Fig. 4.24 Aumento de la rigidez en función de la velocidad: a) escala logarítmica, según [Yoganandan 1989]; b) escala potencial (correspondiente a la escala logarítmica).

La ecuación de dependencia de la rigidez de los ligamentos (Alar y Flavum) respecto a la velocidad es de tipo potencial con la siguiente formulación matemática:

- para el ligamento Alar:  $k_{dinamic} = k_{estatic} \cdot (0.848 \cdot v^{0.2341})$ ; (4.51)

- para el ligamento Flavum:  $k_{dinamic} = k_{estatic} \cdot (0.6146 \cdot v^{0.2452})$ . (4.52)

En el modelo actual se utilizará para todos los ligamentos una sola ecuación correspondiente a la media de los dos ligamentos analizados anteriormente según la siguiente ecuación:

$$f(v) = 0.76411 \cdot v(t)^{0.23229} \quad (4.53)$$

Para calcular la fuerza dinámica generada por los ligamentos, [Panzer 2006] utiliza la siguiente ecuación:

$$f_{dinamic}^{Ai,i+1} = f_{estatic}^{Ai,i+1} \cdot \left( 1 + h \cdot \left( \frac{d}{dt} \{ I^{Ai,i+1} \}_0 \right) \right) \quad (4.54)$$

donde con  $h$  representa el incremento de tiempo.

En actual modelo se utiliza la fuerza dinámica en función de la fuerza estática según la siguiente ecuación:

$$f_{dinamic}^{Ai,i+1} = f_{estatic}^{Ai,i+1} \cdot f(v) \quad (4.55)$$

En el caso real, cuando un ligamento llega a alcanzar la fuerza máxima de rotura específica, el ligamento deja de funcionar pero, en el actual modelo los ligamentos que sobrepasan la fuerza máxima se han dejado funcionales manteniendo el valor de la fuerza máxima para alargamientos superiores a la distancia de rotura.

Tras la lectura de varios artículos que describen varios modelos de cabeza-cuello se ha observado que los valores de rigidez para los ligamentos no se han tomado tal cual se obtienen experimentalmente, sino que se han aumentado varias veces: [Lee 2004] aumenta 5 veces los valores de rigidez para ligamentos anterior y posterior y, 2.5 veces para el resto de los ligamentos.

Dado que no existen valores obtenidos experimentalmente para los coeficientes de amortiguación de los ligamentos se adoptan valores utilizados en otros modelos de cabeza-cuello:

- 150 Nm/s según [Lee 2004]

- 300 Nm/s según [Jager 1996]
- 900 Nm/s según [Meyer 2004]
- 2000 Nm/s según [Dauvilliers 1994]

Para los coeficientes de amortiguamiento de los discos intervertebrales se encuentran valores en la literatura de 300 Nm/s según [Lee 2004] y 1000 según [Jager 1996].

### C. Articulaciones sinoviales

En [Jager 1996] y luego en [Kecskemethy 2000] se presenta la modelización matemática para las uniones facetarias en forma descrita por la ecuación 4.56.

$$f_c = c \cdot \dot{\delta} + \begin{cases} 2 \cdot 10^9 \cdot \delta^2 & , 0 \leq \delta \leq 3 \cdot 10^{-4} \\ 180 + 1.2 \cdot 10^6 \cdot (\delta - 3 \cdot 10^{-4}) & , \delta > 3 \cdot 10^{-4} \end{cases} \quad (4.56)$$

donde:

$\delta$  - la penetración;

$\dot{\delta}$  - velocidad de penetración;

c - coeficiente de amortiguamiento.

Por razones de inestabilidad que crea esta formulación en el actual modelo matemático, se ha sustituido la formulación 4.58 por la formulación de la ecuación 4.57.

$$\{f_c^{i,i+1}\}_0 = \begin{cases} k \cdot \{\delta_{\text{contacto}}^{i,i+1}\}_0 + c \cdot \{\dot{\delta}_{\text{contacto}}^{i,i+1}\}_0 & , \delta < 0 \\ 0 & , \delta > 0 \end{cases} \quad (4.57)$$

donde:

$\delta_{\text{contacto}}^{i,i+1}$  - incremento de la distancia entre las dos superficies que definen la articulación sinovial. Este incremento se calcula en la dirección normal al plano definido por la superficie de la faceta inferior que se encuentra en contacto.

k - coeficiente que representa a la vez la rigidez del líquido sinovial y la rigidez del contacto entre las dos facetas articulares:  $k=10^8$  [N/m]; Se considera que el modelo parte de la posición de equilibrio y la distancia entre las dos facetas articulares es despreciable.

$\dot{\delta}_{\text{contacto}}^{i,i+1}$  - velocidad de desplazamiento relativo de las dos superficies en contacto;

c - coeficiente de amortiguamiento tomado de acuerdo con las sugerencias de [Lee 2004]:  $c=150$  Nm/s.

### D. Músculos

La fuerza muscular no puede ser medida de forma directa por lo cual se estima utilizando la geometría muscular y estudios electrofisiológicos del sistema neuromuscular (electromiografía). La precisión de la fuerza estimada depende de la precisión de la descripción anatómica del músculo.

Los parámetros geométricos que influyen el valor de la fuerza muscular son: la longitud muscular y longitud del tendón, la área muscular y la disposición de las fibras musculares.

Cada persona tiene sus propias características anatómicas, sensoriales y motoras lo que implica una diversidad de respuestas neuro-musculares dentro de un cierto rango.

El tiempo de reflejo muscular es considerado como el tiempo que transcurre desde que la cabeza comienza a acelerar hasta que el músculo aumenta su actividad. Según [Deng 1987a] este intervalo de tiempo está comprendido entre 56-92

milisegundos para los músculos flexores y 54-87 milisegundos para los músculos extensores. A partir del momento que el músculo comienza a activarse se tarda unos 60-75 milisegundos en alcanzar la activación máxima del músculo después se sigue con una activación muscular parcial, pasiva y continua de los músculos llamada “tono muscular” o “tensión muscular residual” que tiene el papel de mantener la cabeza en la posición normal de equilibrio.

En los modelos de simulación creados hasta ahora se considera que las constantes elásticas de los músculos son iguales pero en realidad hay variaciones tanto dentro de los grupos musculares como para el mismo músculo en función de las personas en que se miden. Las propiedades biomecánicas de los músculos varían significativamente según el estado en cual se encuentra el sujeto analizado: “en vivo” o “en vitro”. Se ha constatado que en los sujetos “en vitro” la rigidez de los músculos aumenta en el intervalo inmediato de 3 a 30 horas tras la muerte. [Panzer 2006]

En la tabla 4.14 se presenta unas características elásticas de los músculos publicados de [Merrill 1984].

Tabla 4.14

| Músculo               | SCM  | TR  | SEC | SPC  | SP  | SM  | SA  |
|-----------------------|------|-----|-----|------|-----|-----|-----|
| Rigidez [ $Nm^{-1}$ ] | 17.9 | 9.5 | 3.6 | 12.2 | 6.8 | 7.5 | 8.3 |

SCM-sternocleidomastoideo; TR-trapecio; SEC-semispinalis capitis; SPC-splenius capitis; SP-scalenus posterior; SM-scalenus medio; SA-scalenus anterior.

La media de la constante muscular de los valores presentados en la tabla 4.14 es 9.4 diferente al valor 7 utilizado en la mayoría de los modelos de simulación. En actual modelo matemático se utiliza el valor de elasticidad de los músculos igual que en la mayoría de los modelos de simulación, quedando para un trabajo futuro la implementación de la variación de rigidez para los músculos incluidos en el modelo.

### 4.3.3 Contactos

En realidad, las vértebras no son rígidas así como se ha considerado en el actual modelo pero no se pueden penetrar salvo si hay fractura. Los discos intervertebrales, los ligamentos y los músculos tienen un volumen que influye a los elementos adyacentes de un modo que en el actual modelo matemático no se ha tenido en cuenta.

Como en el actual modelo se ha considerado las vértebras rígidas se le ha añadido un modelo de contacto que se activa en el momento que las vértebras se acercan entre sí a una distancia  $l_c$  establecida por el usuarios frente a la distancia en posición neutral (figura 4.25).

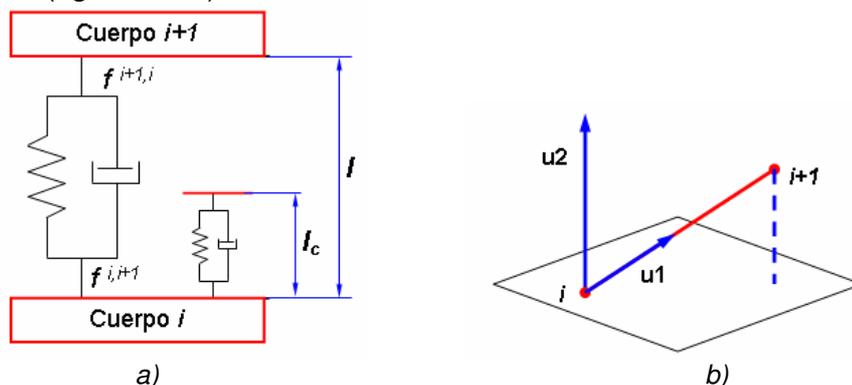


Fig. 4.25 Modelización del contacto entre dos cuerpos.

Con esta formulación de contacto se obtiene el efecto de la compresión de los ligamentos y se previene la penetración de las vértebras.

La formulación matemática del contacto entre dos puntos  $i$  e  $i+1$  esta descrita por la ecuación 4.60. Con esta formulación se consigue que la fuerza del elemento  $i,i+1$  tenga la orientación dada por el vector unitario  $u1$  si la distancia entre el punto  $i+1$  y el plano de contacto es superior a la distancia prescrita para el contacto ( $l>l_c$ ). En el momento que la distancia de contacto es inferior a la distancia prescrita ( $l<l_c$ ) se activa la fuerza de contacto con la orientación dada del vector unitario  $u2$  y se suma a la fuerza del elemento  $i,i+1$ . Esta fuerza suplementaria orientada normal al plano de contacto impide la penetración de los cuerpos.

$$f^{i,i+1} = \begin{cases} f^{i,i+1} + f_{\text{contacto}}^{i,i+1} & , l < l_c \\ f^{i,i+1} & , l > l_c \end{cases} \quad (4.58)$$

donde, la expresión matemática para la fuerza de contacto  $f_{\text{contacto}}^{i,i+1}$  esta dada por la ecuación 4.59 en el caso en el que  $\delta > 0$ .

La disposición de las superficies de contacto en la geometría de las vértebras se presenta en la figura 4.26.

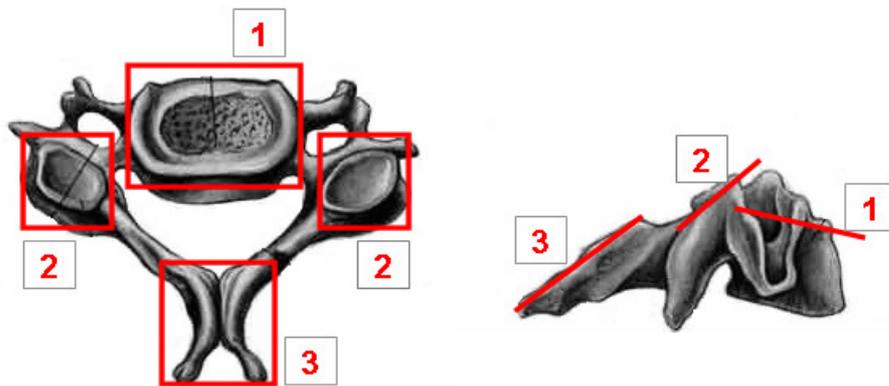


Fig. 4.26 Superficies de contacto entre vértebras (desde vértebra T1 hasta vértebra C2).

#### 4.3.4 Límites de rotación entre vértebras

En la literatura hay publicaciones que presentan límites de rotación entre vértebras en base a ensayos con cadáveres o voluntarios, valores que deberían ser respetadas en todas las simulaciones numéricas en la etapa de validación del modelo matemático. Estos valores pueden variar en un intervalo muy grande, variaciones que se deben en general a las diferencias de condiciones de ensayos y las características de los sujetos ensayados.

En la tabla 4.15 se presentan los valores angulares máximos de las comparativas realizadas por [Panzer 2006] y [Horst 2002] según los datos publicados de varios investigadores.

Tabla 4.15

| Segmento considerado | T1-C7 | C7-C6 | C6-C5 | C5-C4 | C4-C3 | C3-C2 | C2-C1 | C1-OC |
|----------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Flexión/extensión    | 9.1   | 12.7  | 16.6  | 13.3  | 14.4  | 12.5  | 24.4  | 29.2  |
| Rotación axial       | 4.2   | 9.8   | 11    | 15.5  | 12.2  | 11.1  | 77.8  | 14.4  |
| Lateral              | 9.4   | 9.8   | 10    | 13    | 10.8  | 11.6  | 20.9  | 11    |

En la figura 4.27 se presentan las direcciones de movimiento de flexión, extensión y flexión lateral considerados en la tabla 4.15.

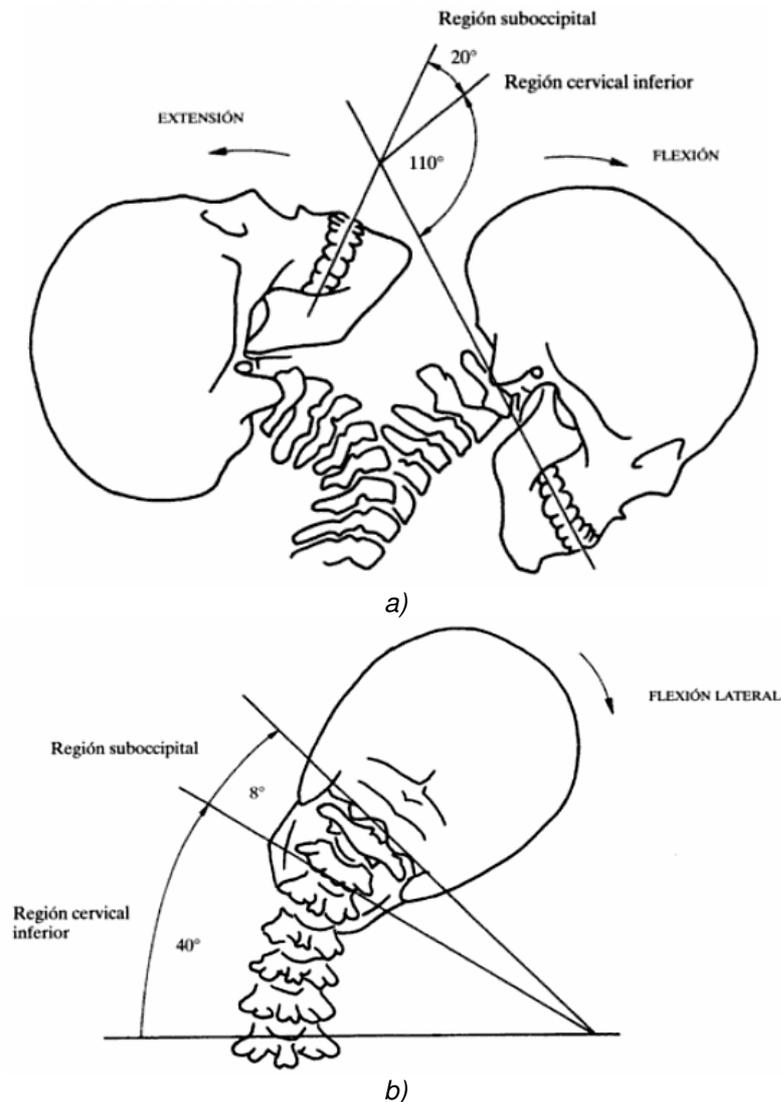


Fig. 4.27 Amplitud de movimientos: a) flexión-extensión; b) lateral. [Palastanga 2000]

Se ha observado que los ángulos obtenidos con la ecuación 4.11, al ser calculados por la aplicación de la función arc seno, en el momento que deberían superar el intervalo  $[-\pi/2, \pi/2]$  se mantienen en el mismo intervalo  $[-\pi/2, \pi/2]$  que constituye un error y se debe corregir. Para su corrección se determina el error angular (ecuación 4.59) y se aplica una corrección (ecuación 4.60). Se ha observado que el error angular que aparece debido al redondeo numérico es inferior al valor de  $10^{-7}$ .

$$\xi = \text{norma}(\mathbf{B}^* - \mathbf{B}) \quad (4.59)$$

donde:

$\mathbf{B}^*$  - es la matriz giro determinada a partir del tensor hemisimétrico asociado a la velocidad angular;

$\mathbf{B}$  - es la matriz giro determinada por los ángulos obtenidos con la matriz  $\mathbf{B}^*$ .

$$\beta = \pm\pi - \beta; \quad \alpha = \pm\pi - \alpha; \quad \gamma = \pm\pi - \gamma \quad (4.60)$$

Para determinar el signo que se debe aplicar en la corrección angular de la ecuación 4.55, se debe analizar la posición B(1,1) y B(3,3) que ofrece información acerca del cuadrante en cual se encuentra el ángulo (figura 4.28b) estableciéndose de este modo si el ángulo es agudo( $\alpha_1$ ) u obtuso( $\alpha_2$ ).

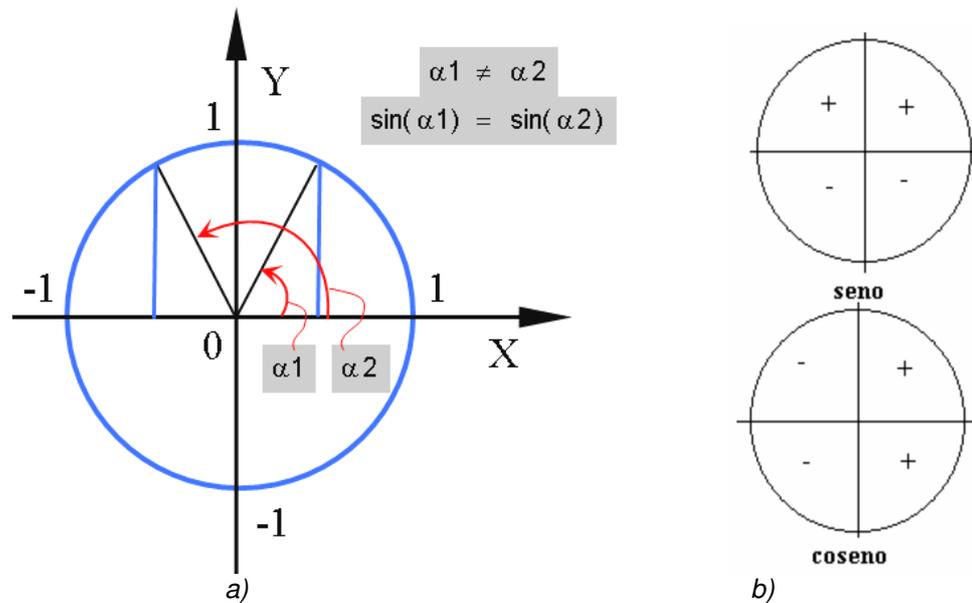


Fig. 4.28 Problemas en resolución numérica: a) función seno; b) signos.

Otro aspecto importante en la simulación del actual modelo matemático con Matlab es el momento que algún ángulo se acerca de 90 grados. Debido al redondeo numérico aplicado por MATLAB, cuando el ángulo pasa por 90 grados se obtiene un pequeño error numérico haciendo que algunos elementos de la matriz B superen el valor unitario generando de esta manera ángulos con números complejos. Para solucionar este problema en el momento de que el ángulo pase por el valor de 90 grados se aplicaría una corrección de ángulo.

#### 4.3.5 Métodos de resolución numérica

Para resolver numéricamente problemas de ecuaciones diferenciales ordinarias con condiciones iniciales de tipo  $d\mathbf{r}/dt = \mathbf{f}(t, \mathbf{r})$  se recurre a los métodos de resolución específicos. Estos métodos tienen la forma general de la ecuación 4.61.

$$\mathbf{r}_{i+1} = \mathbf{r}_i + \boldsymbol{\varphi} \cdot \Delta t \quad (4.61)$$

donde:  $\boldsymbol{\varphi}$  es la vector pendiente estimado extrapolado desde un valor anterior  $\mathbf{r}_i$  a un nuevo valor  $\mathbf{r}_{i+1}$  en una distancia  $\Delta t$ .

En el programa se implementan tres métodos de resolución numérica que podrán ser utilizados según la necesidad del usuario. Estos métodos son: Heun con predictor-corrector, Heun con un solo corrector (RK2) y Runge Kutta de orden 4 (RK4). Estos métodos son fácilmente programables en MATLAB para realizar las iteraciones necesarias.

La elección del método de resolución numérica se hace en función del tiempo de cálculo y el error admitido. A continuación se presentan las descripciones de los tres métodos introducidos en el programa.

##### A. El método de Heun con predictor-corrector

También es conocido como el método de Euler mejorado dado que se utiliza una pendiente del inicio del intervalo  $\mathbf{r}_i = \mathbf{f}(t_i, \mathbf{r}_i)$  del método de Euler para extrapolar inicialmente a  $\mathbf{r}_{i+1}^*$  según la ecuación 4.62.

$$\mathbf{r}_{i+1}^{\bullet} = \mathbf{r}_i + \Delta t \cdot \mathbf{f}(t_i, \mathbf{r}_i) \quad (4.62)$$

donde  $t_i$  es el instante de tiempo  $i$  e  $\Delta t$  el incremento de tiempo elegido.

En el método de Heun el vector pendiente calculado en la estimación previa ( $\mathbf{r}_{i+1}^{\bullet}$ ) no es para la respuesta final, sino para una predicción intermedia. Esta ecuación es llamada *ecuación predictora* o simplemente *predictor*. Mejora una estimación de  $\mathbf{r}_{i+1}$  que permite el cálculo de una estimación de la pendiente al final del intervalo.

Esta vector pendiente promedio se utiliza para extrapolar linealmente desde  $\mathbf{r}_i$  hasta  $\mathbf{r}_{i+1}$  usando el método de Euler según ecuación 4.63.

$$\mathbf{r}_{i+1} = \mathbf{r}_i + \frac{\Delta t}{2} \cdot [\mathbf{f}(t_i, \mathbf{r}_i) + \mathbf{f}(t_i + \Delta t, \mathbf{r}_{i+1}^{\bullet})], \quad i \geq 0 \quad (4.63)$$

Esta ecuación es conocida como *ecuación corrector* por lo cual este método es conocido como un procedimiento *predictor – corrector*.

Se puede conseguir una mejor precisión en el resultado si se hace varios procesos correctores. Esto se consigue tomando  $\mathbf{r}_{i+1}$  y reemplazándolo por  $\mathbf{r}_{i+1}^{\bullet}$  en la ecuación y así encontrar un nuevo  $\mathbf{r}_{i+1}$ , y se repite el proceso hasta donde se desee.

### B. El método de Heun con un solo corrector (RK2)

Este método forma parte de la familia de métodos de Runge-Kutta de segundo orden siendo, de hecho, la técnica de Heun sin iteración. Para calcular el nuevo valor  $\mathbf{r}_{i+1}$  (ecuación 4.64) se determina a partir del valor anterior  $\mathbf{r}_i$  y dos vectores pendientes al inicio y al fin del intervalo.

$$\mathbf{r}_{i+1} = \mathbf{r}_i + \frac{\Delta t}{2} \cdot (\mathbf{k}_1 + \mathbf{k}_2), \quad i \geq 0 \quad (4.64)$$

donde:

$\mathbf{k}_1 = \mathbf{f}(t_i, \mathbf{r}_i)$  - vector pendiente al inicio del intervalo;

$\mathbf{k}_2 = \mathbf{f}(t_i + \Delta t, \mathbf{r}_i + \mathbf{k}_1 \cdot \Delta t)$  -vector pendiente al final del intervalo;

### C. El método de Runge-Kutta de orden 4 (RK4)

El método de Runge-Kutta de cuarto orden proporciona un menor margen de error con respecto a la solución real del problema.

Hay un número elevado de versiones del método de Runge-Kutta de cuarto orden pero el más utilizado es el método clásico (ecuación 4.65) en el cual se elige un tamaño de paso  $\Delta t$  y un número máximo de iteraciones  $n$ .

$$\mathbf{r}_{i+1} = \mathbf{r}_i + \frac{\Delta t}{6} \cdot (\mathbf{k}_1 + 2 \cdot (\mathbf{k}_2 + \mathbf{k}_3) + \mathbf{k}_4), \quad i \geq 0 \quad (4.65)$$

donde las  $k_1$ - $k_4$  son las pendientes a base de cual se determina el nuevo valor.

$$\mathbf{k}_1 = \mathbf{f}(t_i, \mathbf{r}_i) \quad (4.65a)$$

$$\mathbf{k}_2 = \mathbf{f}(t_i + \frac{\Delta t}{2}, \mathbf{r}_i + \frac{\mathbf{k}_1}{2}) \quad (4.65b)$$

$$\mathbf{k}_3 = \mathbf{f}(t_i + \frac{\Delta t}{2}, \mathbf{r}_i + \frac{\mathbf{k}_2}{2}) \quad (4.65c)$$

$$\mathbf{k}_4 = \mathbf{f}(t_i + \Delta t, \mathbf{r}_i + \mathbf{k}_3) \quad (4.65d)$$

Siendo un sistema de ecuaciones de segundo orden, los vectores  $k$  serán de  $6 \times 1$  representando las aceleraciones lineales, velocidades lineales y aceleraciones angulares que se utilizan para determinar las velocidades lineales, posiciones y velocidades angulares.

En la figura 4.29 se presenta el error relativo porcentual de los métodos de Runge-Kutta, desde el primer hasta el quinto orden.

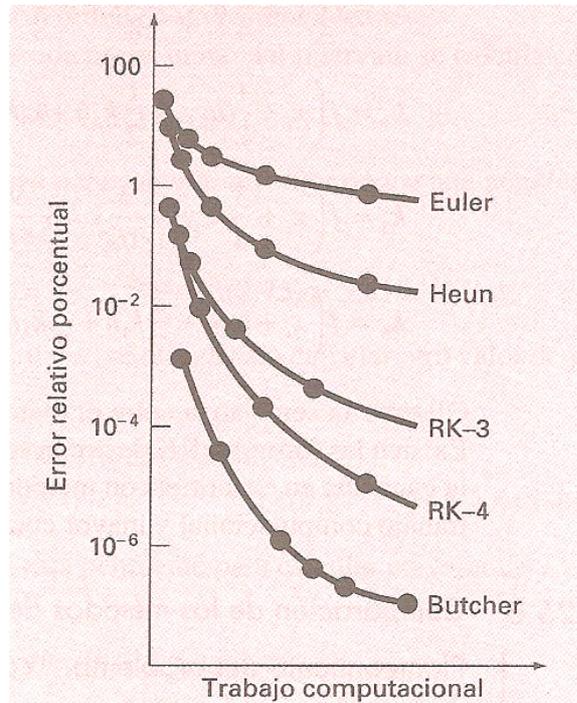


Fig. 4.29 Comparación del error relativo porcentual de los métodos de Runge-Kutta. [Chapra 2003]

En la figura 4.30 se presenta una comparación de la solución verdadera con soluciones numéricas entre tres métodos Runge-Kutta de segundo orden y el método de Euler.

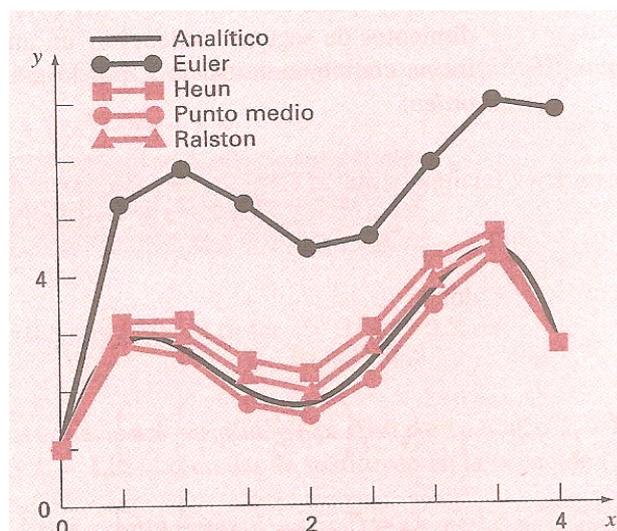


Fig. 4.30 Comparación de la solución verdadera con soluciones numéricas entre tres métodos Runge-Kutta de segundo orden y el método de Euler. [Chapra 2003]

El error de integración numérica se puede disminuir bajando el incremento de tiempo.

En Madymo, según [\[Madyomo theory\]](#), para un paso temporal dado, el método de Euler modificado es menos preciso que los métodos de Runge-Kutta. Para obtener la misma precisión, el paso temporal empleado por el método de Euler debería ser teóricamente  $1/8$  del paso temporal empleado en el Runge-Kutta y  $1/16$  del utilizado en el Runge-Kutta Merson. Sin embargo, esto es válido sólo cuando para el método de Runge-Kutta el miembro derecho de la ecuación es cuatro veces diferenciable y continuo y cinco veces en el caso del método de Runge-Kutta Merson. Teniendo en cuenta que en las aplicaciones prácticas puede incluso no ser ni continuo, es difícil predecir con antelación que método es más eficiente.

Los métodos de integración numérica explícitos son condicionalmente estables. Cuando el paso temporal es demasiado grande, el error en la solución aumentará. El máximo paso temporal que da lugar a una solución estable depende del mayor valor propio en el modelo. Como los valores propios para ecuaciones diferenciales no lineales dependen de la solución, no es posible estimar con antelación el mayor paso temporal posible. Sin embargo, es fácil reconocer una solución inestable a partir del hecho de que la solución diverge al infinito. El máximo paso temporal para el método de Euler modificado que da lugar a una integración estable es alrededor de  $2/3$  de este valor para el método de Runge-Kutta de cuarto orden. Cuando la estabilidad es la que determina el tamaño del paso temporal, el método de Euler modificado es más eficiente que el de Runge-Kutta ya que este último método requiere cuatro evaluaciones de función para cada paso temporal mientras que el método de Euler modificado sólo requiere una.

## **CAPÍTULO 5: VALIDACIÓN DEL MODELO**

### **5.1 Introducción**

En la actualidad, no existen herramientas que permitan la cuantificación de una forma automática y objetiva de la exactitud, precisión o bondad de un modelo matemático de simulación de cabeza-cuello en impacto dinámico. Normalmente, se comparan las respuestas del modelo matemático con las respuestas obtenidas en ensayos reales o, se recurre a la comparación de los valores máximos de ciertas variables (tales como fuerzas o aceleraciones) sin tener en cuenta sus historias temporales.

Para validar los modelos matemáticos de cabeza-cuello se necesita conocer la respuesta cinemática y dinámica de la espina cervical del ser humano, obtenida mediante ensayos con voluntarios o cadáveres, tal y como se explicó en el capítulo 3.

En los textos estudiados en el presente trabajo de investigación (destacan [Jager 1993] y [Yang 2006]), la validación de los modelos se ha realizado mediante validaciones parciales para algunas partes concretas del modelo y globales para el modelo entero.

Utilizando datos de los ensayos publicados en la literatura especializada ([Camacho 1997], [Wheeldon 2006], [Nightingale 2002], [Nightingale 2007], [Goel 1988a], [Goel 1988b], [Panjabi 1986], [Shea 1991], etc.) es posible realizar validaciones del comportamiento cinemático o dinámico de algunos grupos de vértebras del modelo (para partes del modelo y no para el modelo entero) pero, para el estudio de esta tesis se dejan las validaciones parciales a un lado para centrarse en la respuesta global del sistema.

La validación de la respuesta global del sistema se hace utilizando corredores de curvas obtenidos tras ensayos con voluntarios (en caso de impactos de escasa velocidad) o con cadáveres (sin límites de velocidad). No todos los ensayos con voluntarios sirven para validar este tipo de modelos. Los requerimientos mínimos que deben proporcionar los ensayos para la validación del actual modelo matemático son:

- el movimiento tridimensional de la vértebra T1. Este movimiento sirve como dato de entrada para la simulación del modelo.
- el movimiento tridimensional de la cabeza. Este movimiento sirve para la validación de los resultados del modelo.
- la cabeza de los voluntarios no debe chocar contra ningún cuerpo (volante, reposacabezas, pilar, etc.). Por ejemplo, en la mayoría de los ensayos en impacto trasero el asiento está provisto con reposacabeza y la validación de cualquier modelo de simulación con estos tipos de ensayos requiere la modelización de la reposacabeza y del contacto cabeza-reposacabeza.

En los ensayos considerados para la validación del modelo se debe analizar si los voluntarios estaban sujetos con el cinturón de seguridad, apoyaban las manos, si existían elementos especiales para impedir algunos movimientos, etc. A pesar de utilizar el mismo tipo de pulso para los ensayos, algunas restricciones conllevan una

activación muscular diferente y genera una dinámica de cabeza-cuello diferente a los demás ensayos.

El desarrollo del modelo matemático que se valida en este capítulo se ha presentado en el capítulo anterior y consiste en 9 cuerpos rígidos (cabeza + 8 vértebras), discos intervertebrales, ligamentos y músculos (figura 5.1).

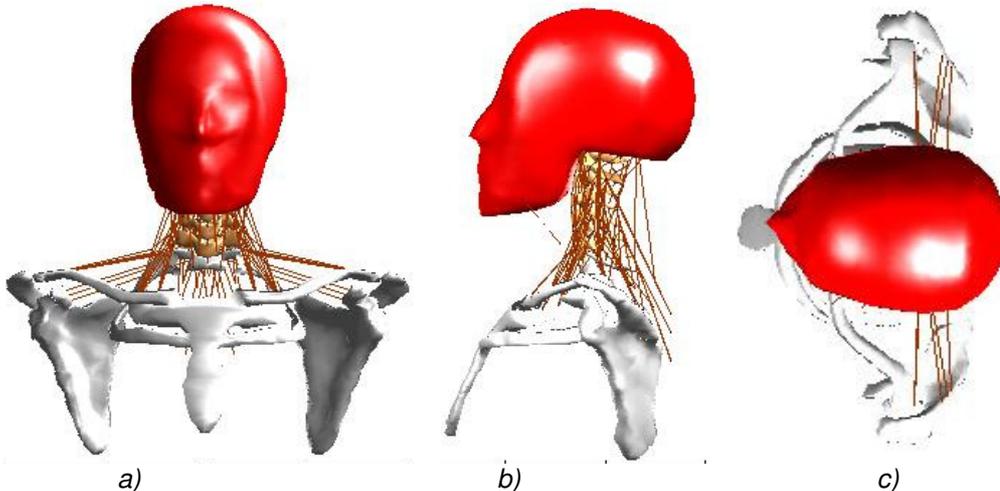


Fig. 5.1 Actual modelo de cabeza-cuello: a) vista frontal; b) vista lateral; c) vista superior.

En el actual modelo matemático de cabeza-cuello se utilizará la validación global en dos direcciones de impacto: frontal y lateral. En estos impactos se utiliza los datos obtenidos tras ensayos con voluntarios realizados en “Naval Biodynamics Laboratory“, publicados por Ewing en [Ewing 1969], [Ewing 1970], [Ewing 1971] y más tarde por [Wismans 1986] y [Thunnissen 1995]. En el artículo de [Wismans 1986] se hace un análisis de los datos que han resultado tras estos ensayos, y se especifica que no se ha tenido en cuenta la rotación de la vértebra T1 en ninguna dirección. Más tarde [Thunnissen 1995] corrige los resultados de [Wismans 1986] y añade la rotación alrededor del eje Y para impacto frontal y alrededor del eje X para el impacto lateral. Estos ensayos proporcionan como resultados el movimiento de la vértebra T1 y de la cabeza que se utiliza para llevar a cabo la validación del actual modelo.

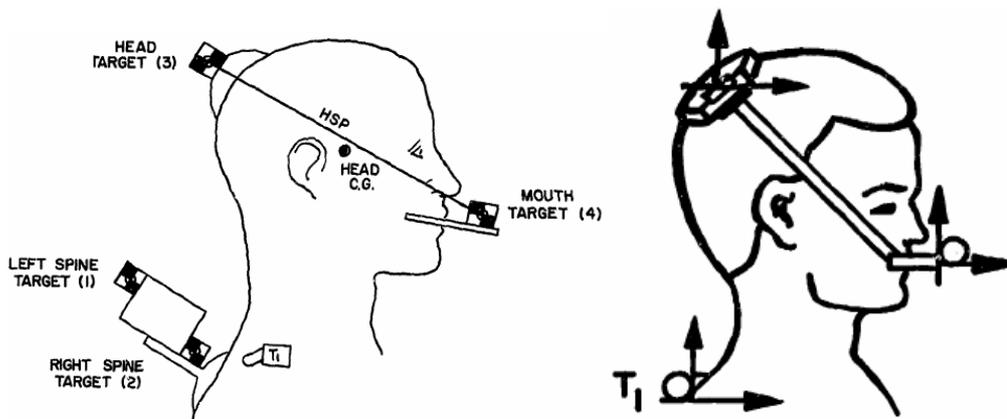


Fig. 5.2 Posicionamiento de los sensores a los voluntarios en ensayo de sled. [Ewing 1971]

Es de señalar que en estos ensayos no se ha registrado la activación muscular de los voluntarios y por lo tanto no se conocen los parámetros de la activación muscular real de lo sujetos de ensayos. Observándose que no se disponía de estos datos y que se consideraron necesarios para reproducir adecuadamente la dinámica

del modelo, se utilizó para la activación muscular en el modelo la formulación descrita por varios autores. Este aspecto se tratará más adelante en el capítulo 6 del presente trabajo de tesis.

Para conseguir la validación se han modificado algunos parámetros (coeficientes de rigidez y amortiguación) dentro de los límites especificados en el capítulo 4 hasta que se ha conseguido una respuesta óptima del modelo.

Dado que los voluntarios en los ensayos tienen una dinámica cervical diferente, tras los ensayos con voluntarios se consiguen como resultados unos valores mínimos y máximos en cada instante de tiempo para cada parámetro registrado (desplazamientos, aceleraciones, etc.) que forma lo que se conoce como “corredores de validación”.

Para la validación del actual modelo se compara la trayectoria de la cabeza del modelo con los corredores obtenidos con ensayos de voluntarios específicos para cada tipo de impacto considerado (frontal o lateral), así como se presentará en los siguientes apartados. También se compara la rotación de las vértebras según los límites máximos encontrados en la literatura (ver capítulo anterior).

En la literatura los autores presentan los valores de la aceleración filtrados y no se dan datos acerca de los filtros utilizados. Por otra parte se considera importante no filtrar estas respuestas por la información que pueden proporcionar.

Dado este aspecto, se ha decidido no incluir las aceleraciones de la cabeza en la etapa de validación.

## 5.2 Validación en impacto frontal

En los ensayos de impacto frontal se consideran los ensayos de voluntarios de [Wismans 1986] y [Thunnissen 1995] donde se ha utilizado un pulso de aceleración de la plataforma donde se sientan los voluntarios (figura 5.4) de 15g ( $1g=9.81m/s^2$ ) y se ha limitado el movimiento de los voluntarios en la dirección lateral utilizando unos paneles que sujetaban el tronco de los voluntarios.

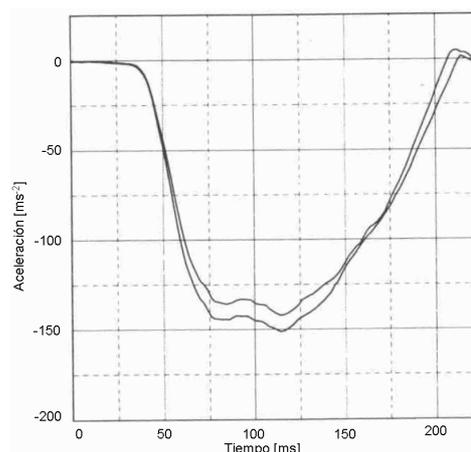


Fig. 5.3 Tipo de pulso utilizado para los ensayos voluntarios en impacto frontal. [Thunnissen 1995]

Para conseguir el movimiento tridimensional de la vértebra T1, necesario para la simulación del modelo, se ha utilizado los datos publicados por [Wismans 1986] y [Thunnissen 1995]. Estos valores se han obtenido utilizando análisis fotométrico y sensores posicionados según imagen 5.2.

Debido a las restricciones de movimiento impuestas a los voluntarios en el ensayo de [Wismans 1986], sólo se ha considerado el movimiento en la dirección X (dirección de impacto) cuya curva de aceleración se presenta en la figura 5.4.

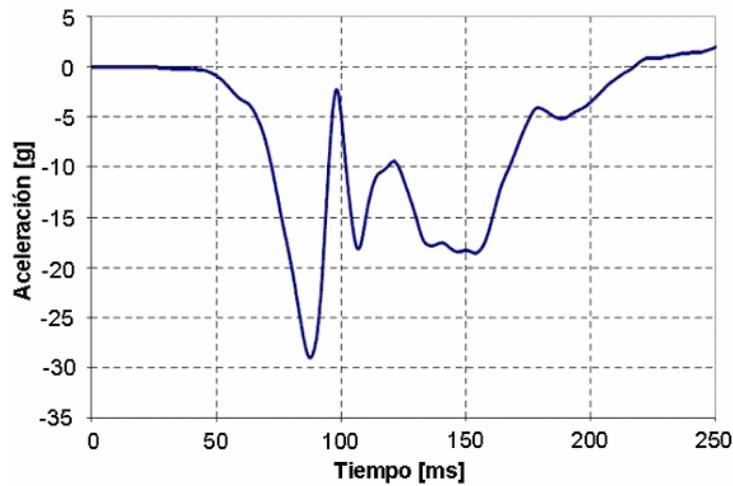


Fig. 5.4 Aceleración de la vértebra T1. [Wismans 1986]

La curva de desplazamiento necesaria para el funcionamiento del actual modelo se ha obtenido integrando la aceleración correspondiente a la vértebra T1 (figura 5.4) y se presenta en la figura 5.5.

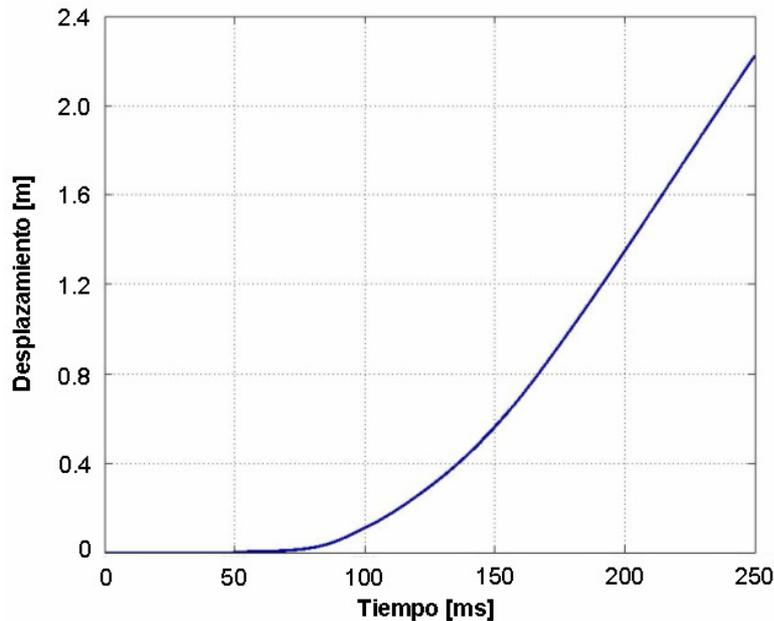


Fig. 5.5 Desplazamiento de la vértebra T1.

La rotación de la vértebra T1 (figura 5.6) se ha considerado sólo para el eje Y del modelo (ángulo  $\beta$  de Euler) así como se presenta en los datos publicados de [Thunnissen 1995].

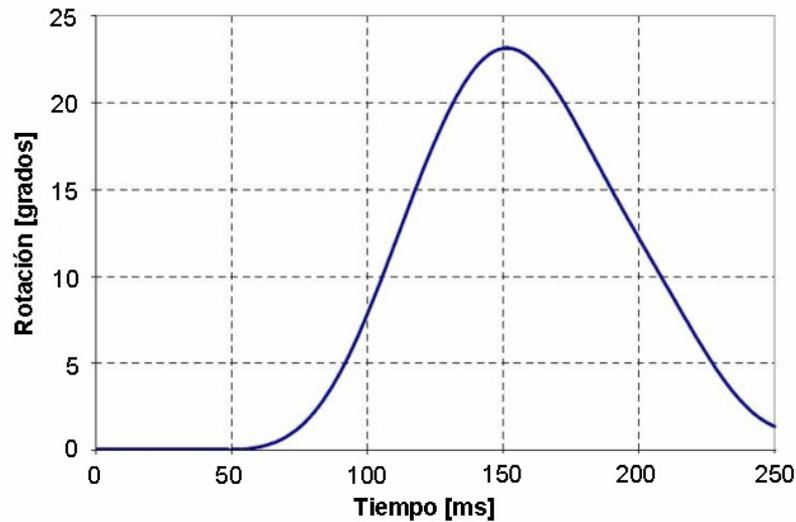


Fig. 5.6 Rotación en eje Y para la vértebra T1. [Thunnissen 1995]

Siguiendo las indicaciones de [Deng 2002], [Dauvilliers 1994], [Lee 2004], [Panzer 2006], [Horst 2002], etc., se ha considerado la activación muscular antagonista, diferente para los músculos flexores y extensores.

Se ha considerado para la activación muscular el tiempo de activación a 65 milisegundos del comienzo del ensayo y el tiempo de desactivación a 170 milisegundos para ambos grupos de músculos (flexores y extensores). La intensidad de la activación muscular ha sido de 0.9 para músculos extensores y 0.6 para músculos flexores (figura 5.7).

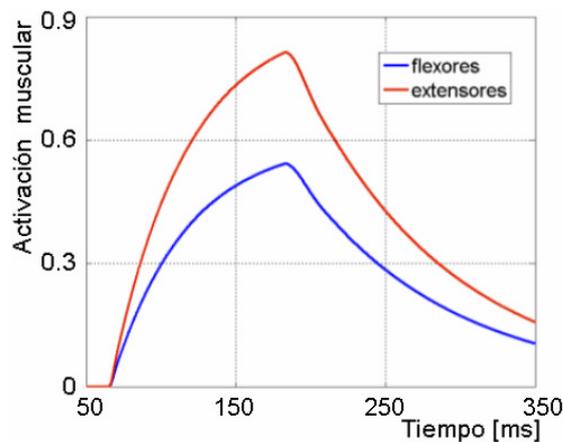


Fig. 5.7 Activación muscular aplicada para la validación en impacto frontal.

Se ha observado que en la actual simulación, la mandíbula contacta con el tórax lo que no es conforme con los ensayos con voluntarios. Esto se debe al uso de la geometría de la cabeza del dummy HYBRID III.

En la figura 5.8 se presenta la dinámica resultante de la simulación. Se observa que la cabeza se queda inmóvil en los primeros 50 milisegundos después de los cuales se desplaza unos 50 milisegundos sin ninguna rotación. La rotación máxima de la cabeza se consigue alrededor del instante 170, igual que en las simulaciones de otros autores ([Horst 2002] y [Panzer 2006] entre otros).

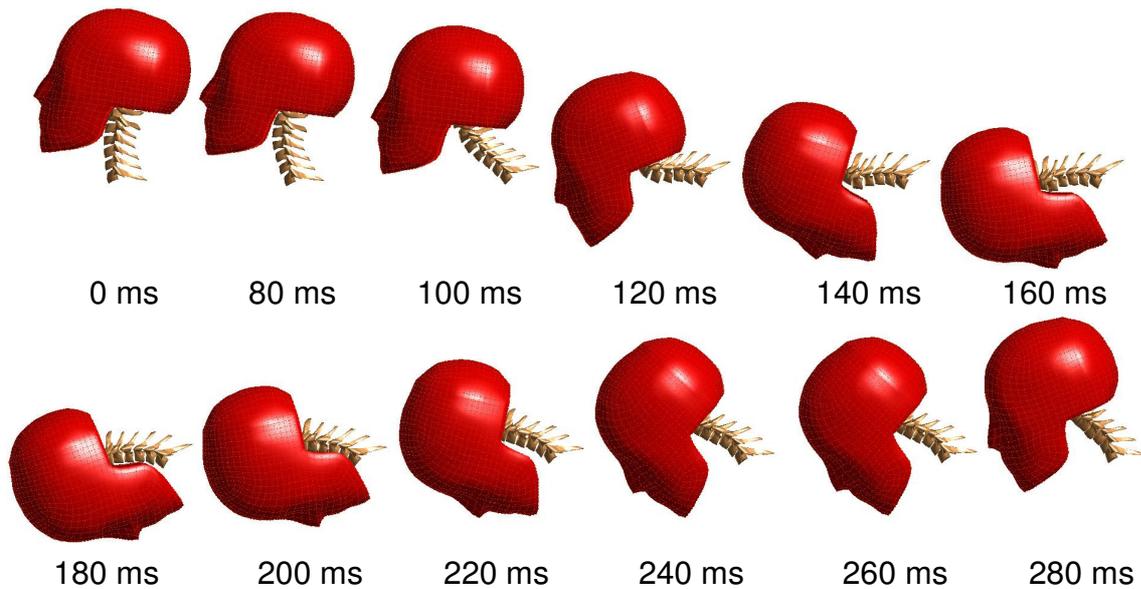


Fig. 5.8 Dinámica del cuello en impacto frontal

Más elocuente es la comparación de la figura 5.9 entre la dinámica de los voluntarios así como se publica en [Thunnissen 1995] y la dinámica del actual modelo numérico.

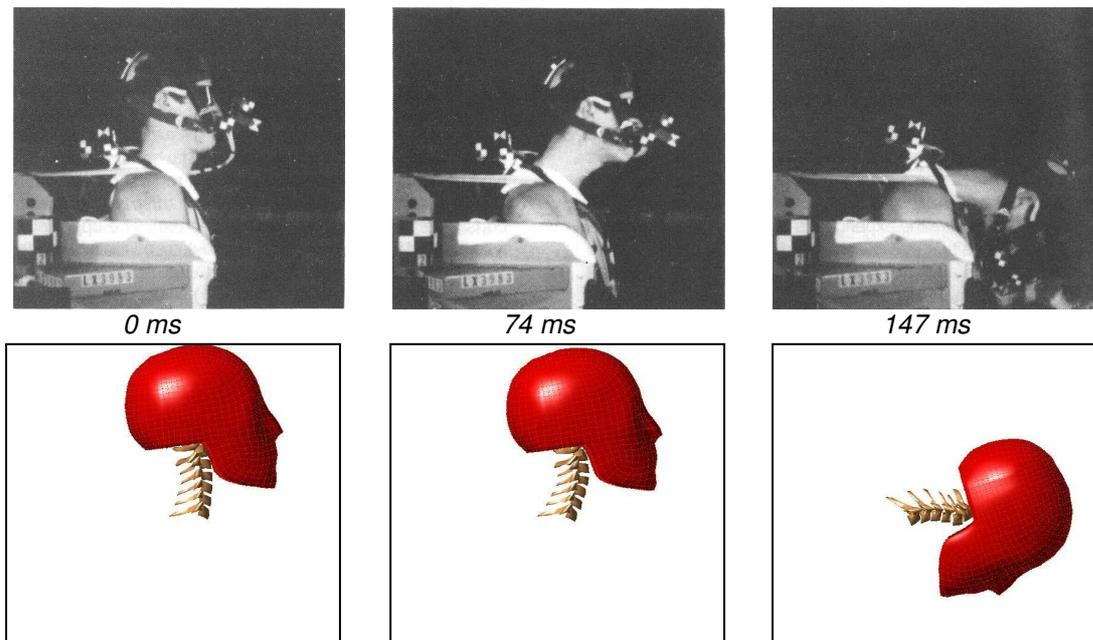


Figura 5.9 Comparación de la dinámica de los voluntarios [Thunnissen 1995] con la dinámica del actual modelo de simulación

En la figura 5.10 se presenta: el desplazamiento en X, el desplazamiento en Z y la rotación alrededor del eje Y junto con los corredores de validación utilizados de [Meyer 2004]. Se observa que el desplazamiento de la cabeza del actual modelo en la dirección X (figura 5.9a) es máximo en el instante 150 milisegundos pero con unos 20 milímetros más que el máximo previsto en el corredor de validación. La forma de la curva es muy similar al corredor de validación.

El desplazamiento en Z (figura 5.9b) se mantiene dentro de los límites del

corredor de validación hasta el instante de tiempo de 260 milisegundos.

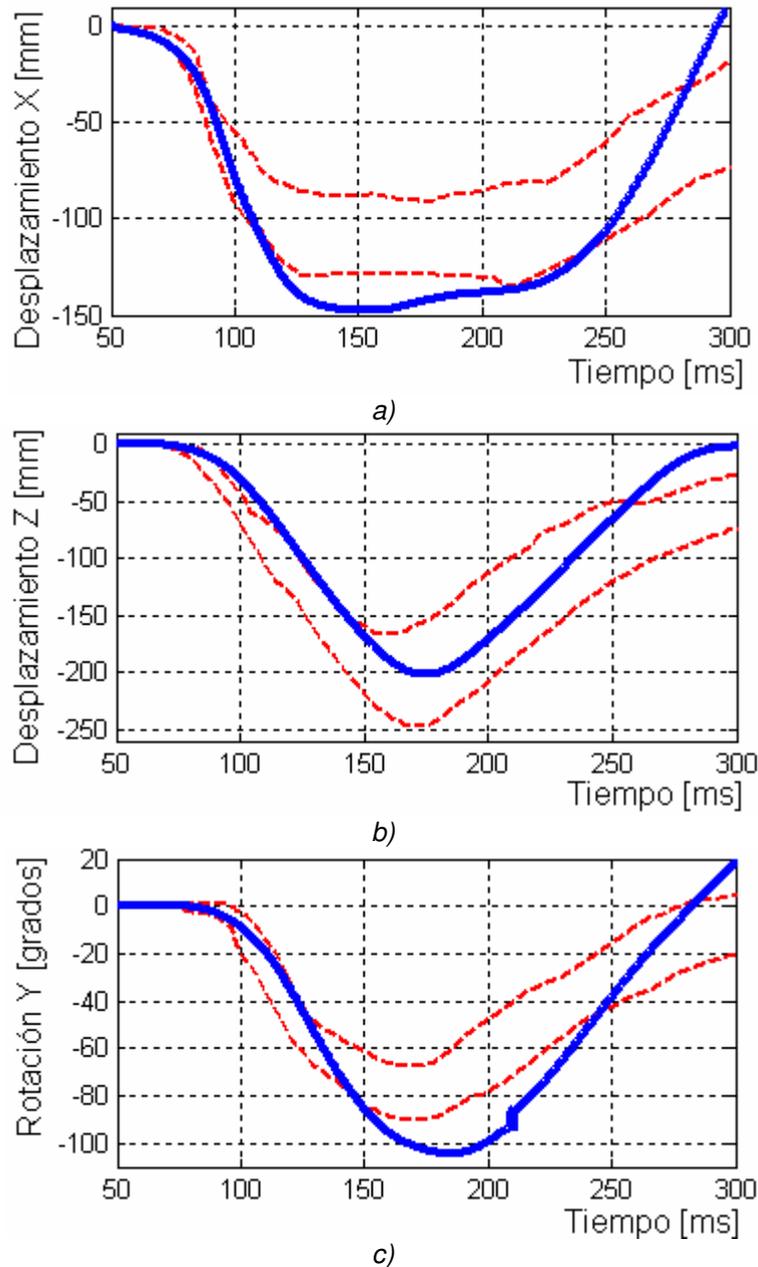


Fig. 5.10 Resultados de la simulación del actual modelo (línea continua) y de los voluntarios (línea discontinua) en impacto frontal.

La rotación (figura 5.10c) presenta un desfase en tiempo de unos 20 milisegundos con respecto al máximo correspondiente al corredor de validación y unos 15 grados de más. Cerca del milisegundo 210 se observa que la curva de rotación presenta un pequeño salto que se debe a la corrección aplicada por el redondeo numérico al pasar por el ángulo de 90 grados (este aspecto se ha explicado en el capítulo anterior).

La dispersión de los resultados de la simulación a partir del milisegundo 250 se debe, según la opinión del autor, al modo de definir la activación muscular. Para corregir este error se debería modificar la curva de activación muscular pero no es posible dicha modificación por falta de datos. Este aspecto se va a analizar más detenidamente en el siguiente capítulo.

En la figura 5.11 se presentan los resultados de la variación de la longitud del cuello y del desplazamiento en la dirección X y Z medidos en el centro de gravedad y en cóndile occipital de la cabeza, comparados con los corredores de validación presentados de [Thunnissen 1995].

En la gráfica de desplazamiento en la dirección Z respecto al desplazamiento en la dirección X (figura 5.11a) se observa la misma tendencia que el corredor de validación pero siguiendo el límite inferior y sobrepasando el corredor. Esta diferencia se debe a una mayor flexibilidad del modelo frente a los voluntarios.

La variación de la longitud del cuello con respecto a los límites superior e inferior correspondientes al corredor de validación es adecuada pero con un pequeño rebase del límite inferior cerca del instante de 95 milisegundos.

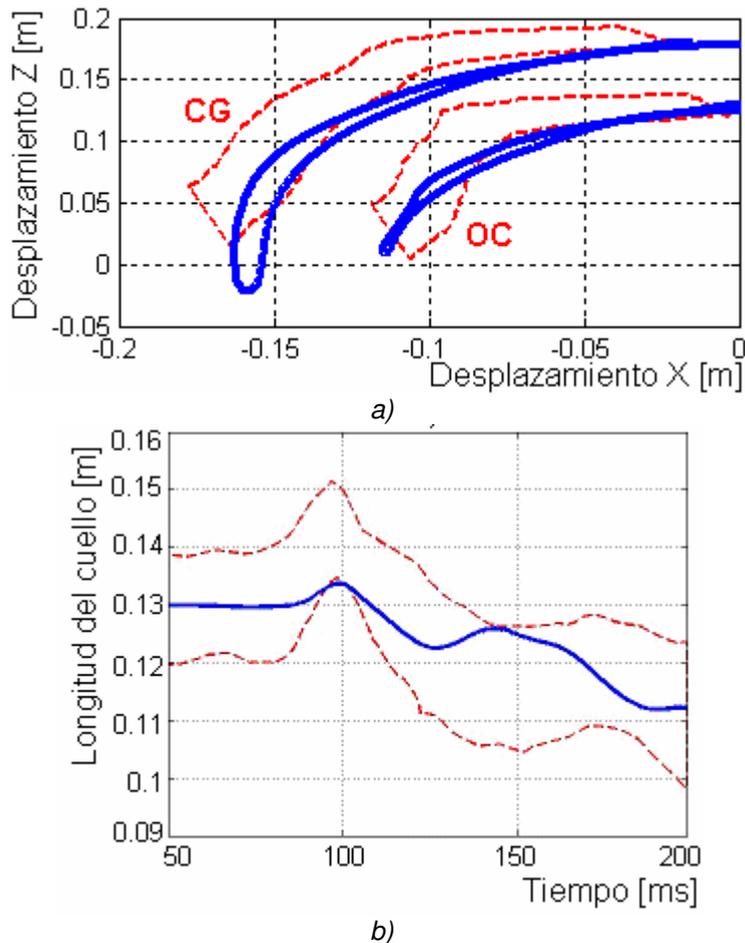


Fig. 5.11 Resultados de la simulación frontal comparados con corredores de validación de [Thunnissen 1995]

Los valores de rotación de las vértebras se presentan en la figura 5.12. Se observa que en las regiones T1-C7 y C7-C6 se rebasa el límite fisiológico (ver tabla 4.15) igual que en las simulaciones de [Panzer 2006].

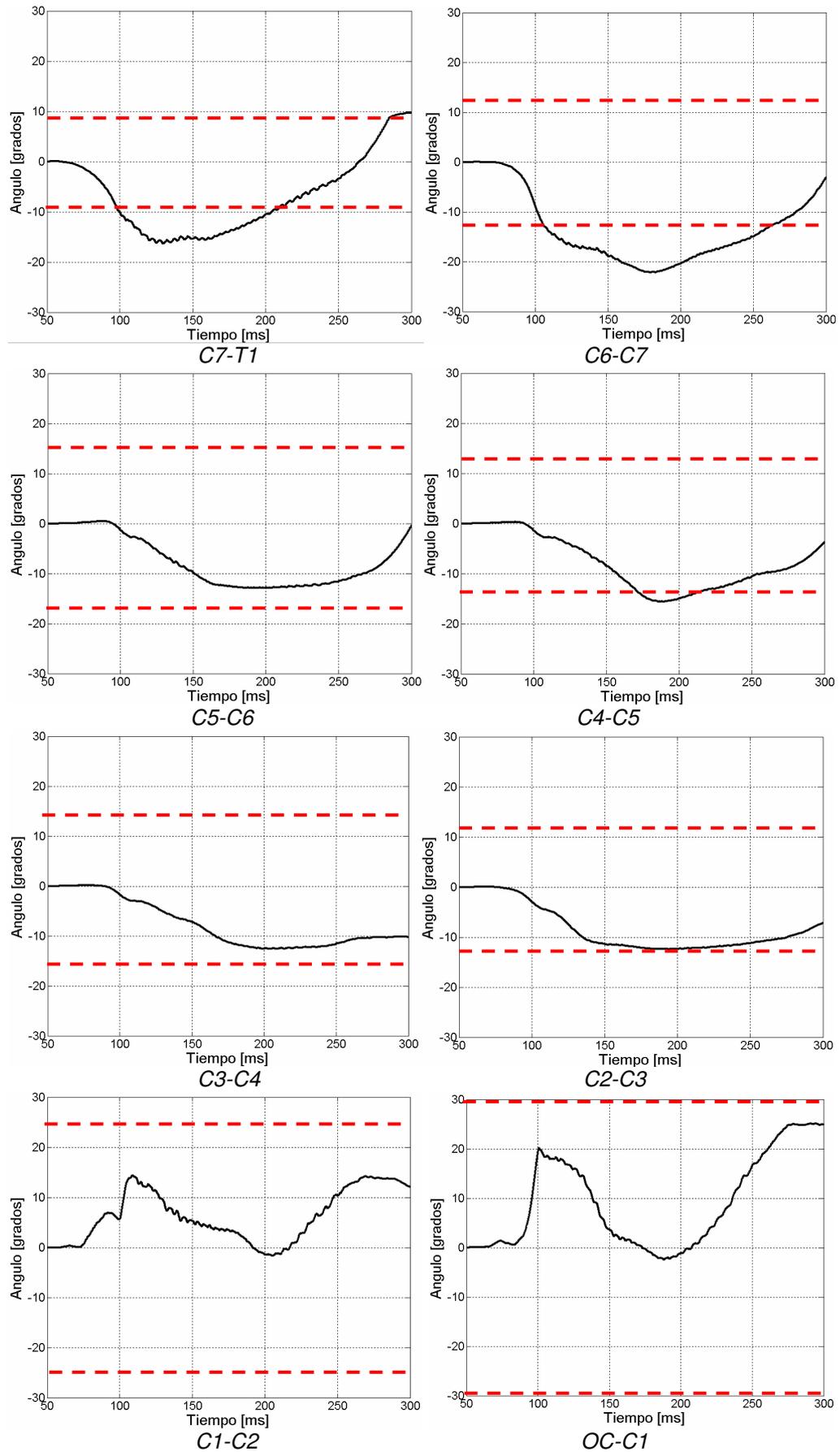


Fig. 5.12 Rotación relativa entre vértebras (eje Y de giro). Se ha considerado con  $- -$  los límites fisiológicos de rotación.

En la figura 5.13 se presenta una curva de fuerza correspondiente a al disco intervertebral del segmento C5-C6.

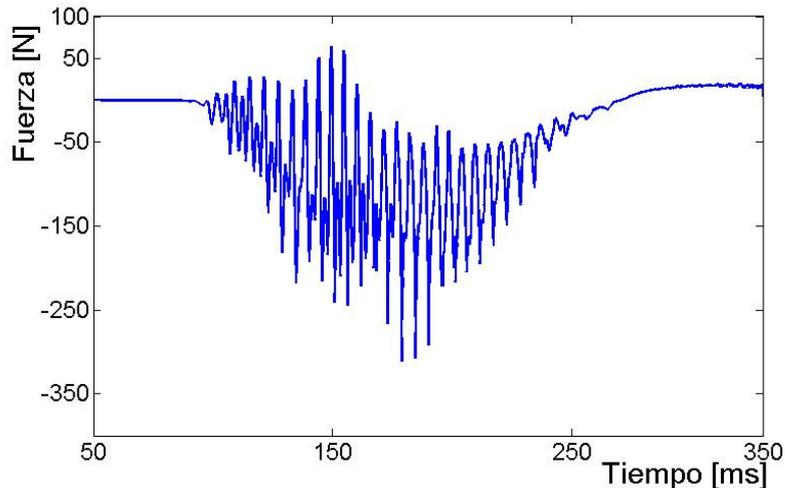


Fig. 5.13 Grafica de fuerza del disco intervertebral C5-C6

Se ha constatado que la respuesta de la aceleración de la cabeza presenta mucho ruido que podría ser por una serie de características constructivas del modelo:

- alta rigidez o poco amortiguamiento;
- formulación de los contactos;
- incremento de tiempo muy alto.

Para comprobar la influencia de la activación muscular, se han realizado una serie de pruebas los músculos activos, de los cuales a continuación se presentan los resultados para dos valores de activación máxima: 0.8 y 0.6 (figura 5.13). Para estas pruebas se ha activado **todos** los grupos musculares con el mismo coeficiente de activación muscular y manteniendo todos los demás parámetros sin modificar.

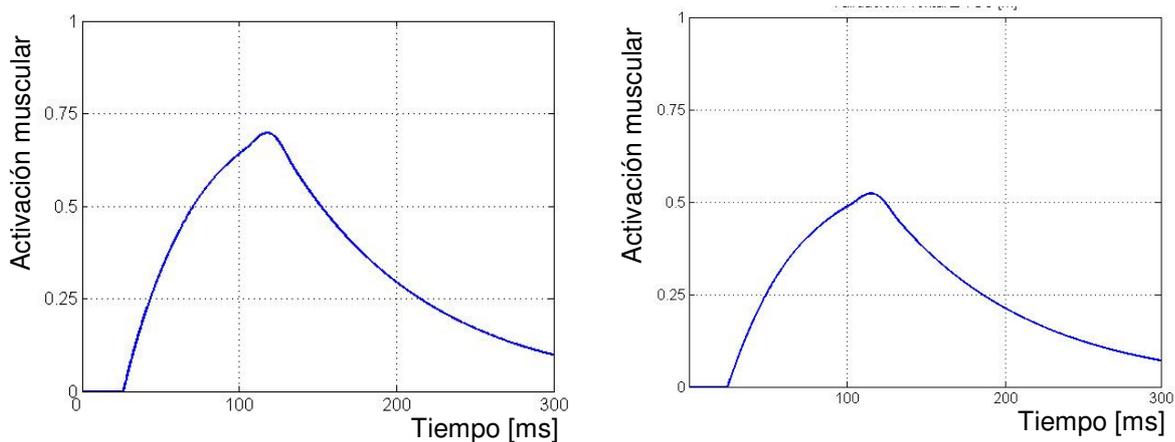


Fig. 5.13 Curvas de activación muscular 0.8 y 0.6

Los resultados para estos valores de activación muscular se presentan en la figura 5.14. Se ha notado con línea interrumpida lo corredores de voluntarios y con línea continua las respuestas del modelo. Se observa que con el aumento de la activación muscular de 0.6 a 0.8 se mejoran todas las respuestas analizadas en la figura 5.14.

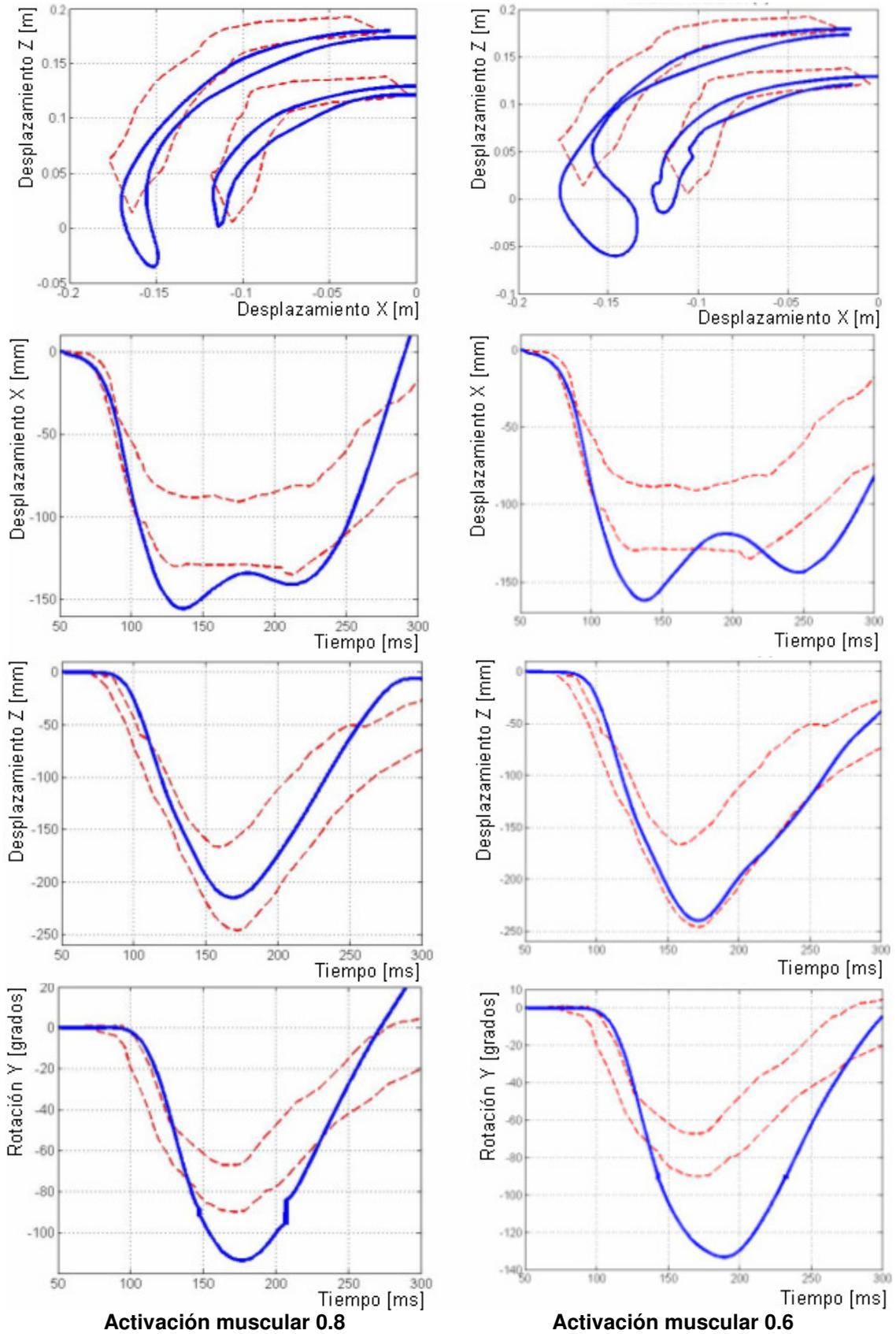


Fig. 5.14 Comparación de respuestas en impacto frontal según la activación muscular.

### 5.3 Validación en impacto lateral

Igual que en la validación para el impacto frontal, en impacto lateral se han utilizado los datos de ensayos con voluntarios proporcionados por [Wismans 1986]. Integrando la aceleración lineal de la vértebra T1 (figura 5.15a) de los ensayos con voluntarios se obtiene el desplazamiento lineal de la vértebra T1 (figura 5.15b) necesario para la simulación del actual modelo de simulación.

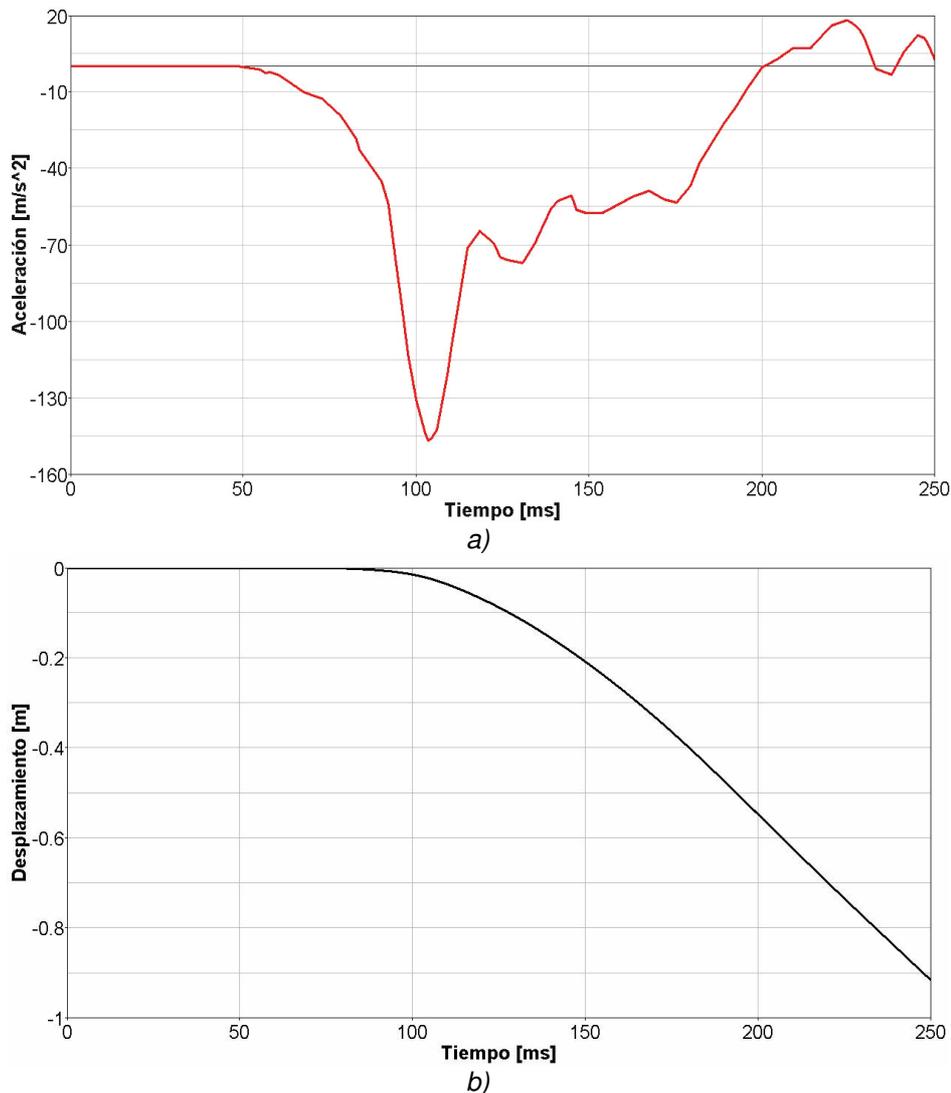


Fig. 5.15 Movimiento de la vértebra T1 para impacto lateral: a) aceleración; b) desplazamiento.

Se ha considerado la curva de rotación de la vértebra T1 (figura 5.16) según los datos presentados de [Horst 2002].

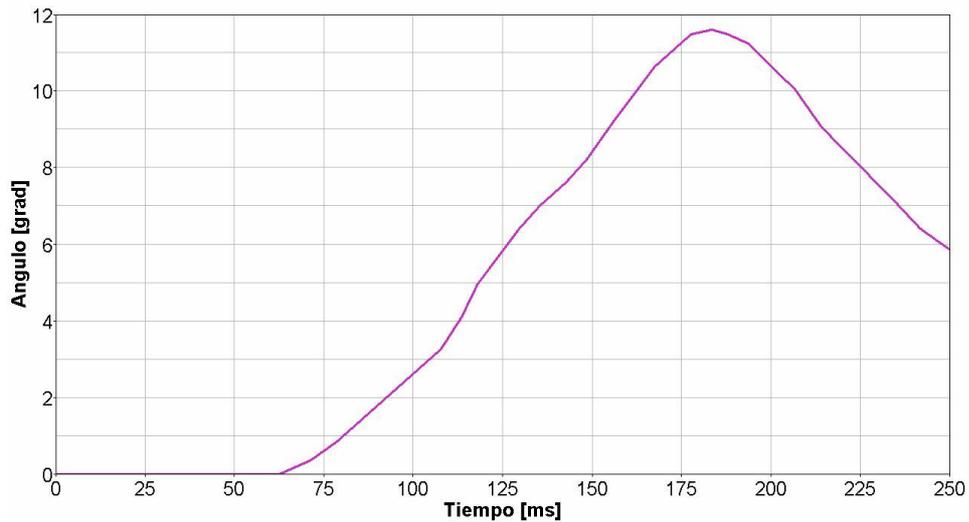


Fig. 5.16 Angulo de rotación impuesto para la vértebra T1 en impacto lateral.

Dado la inexistencia de datos acerca del modo de activación muscular por pares antagonísticos así como se ha utilizado en impacto frontal, en la validación del modelo en impacto lateral se ha utilizado una activación muscular única (figura 5.17) para todos los grupos de músculos. Se ha considerado una activación muscular máxima de 0.8; el tiempo de activación muscular a 80 milisegundos del comienzo del ensayo y el tiempo de desactivación a 185 milisegundos.

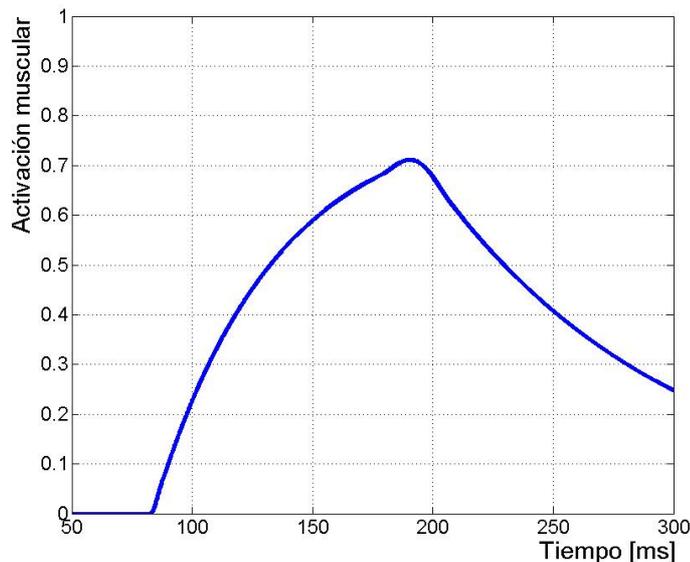


Fig. 5.17 Activación muscular utilizada para la validación del modelo en impacto lateral.

En la figura 5.18 se presenta la dinámica resultante de la simulación en impacto lateral. Se observa que la cabeza se queda prácticamente inmóvil en los primeros 80 milisegundos después de los cuales comienza a desplazarse. En [Horst 2002] la cabeza se desplaza en intervalo 80-100 milisegundos sin ninguna rotación, diferente al actual resultado donde la cabeza comienza a desplazarse y girar casi al mismo tiempo. La rotación máxima de la cabeza se consigue alrededor del instante 180, igual que en las simulaciones de otros autores ([Horst 2002] y [Panzer 2006] entre otros).

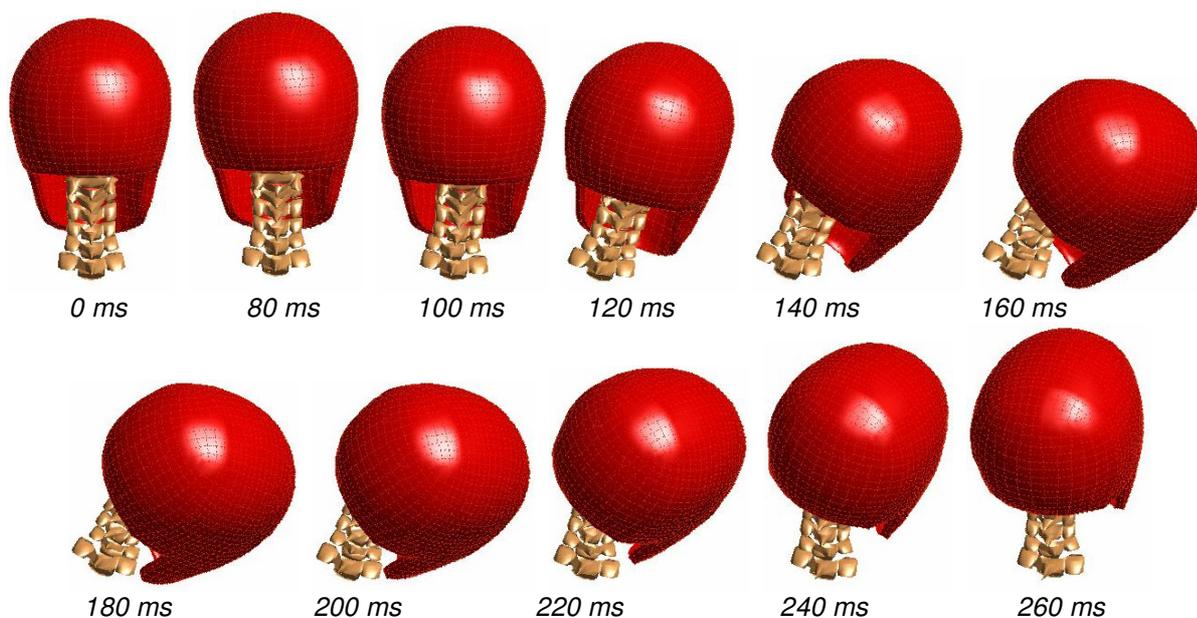


Fig. 5.18 Dinámica del cuello en impacto lateral (vista posterior).

El desplazamiento en la dirección X (figura 5.19a) se mantiene los primeros 120 milisegundos al límite inferior del corredor de validación, sigue dentro del corredor hasta el instante 270 milisegundos y luego se sale del corredor con unos 10 milímetros.

Los desplazamientos en la dirección Y, Z (figura 5.19c,e) se mantienen dentro de los límites de los corredores de validación para todo el intervalo de tiempo que dura la simulación. Igual pasa con la rotación alrededor del eje Z que se mantiene dentro de los límites del corredor de validación para todo el intervalo de tiempo que dura la simulación.

La rotación alrededor del eje Y (figura 5.19 b) es la rotación principal en este impacto y tiene un buen comportamiento en los primeros 250 milisegundos. A partir de este instante la curva de rotación se sale del corredor de validación llegando a superar con 20 grados el límite superior del corredor de validación en el milisegundo 300.

La salida de las curvas de desplazamiento en la dirección X, las rotaciones en X e Y fuera del corredor en los últimos instantes de tiempo se debe, según la opinión del autor, al modo de definición la función de activación muscular.

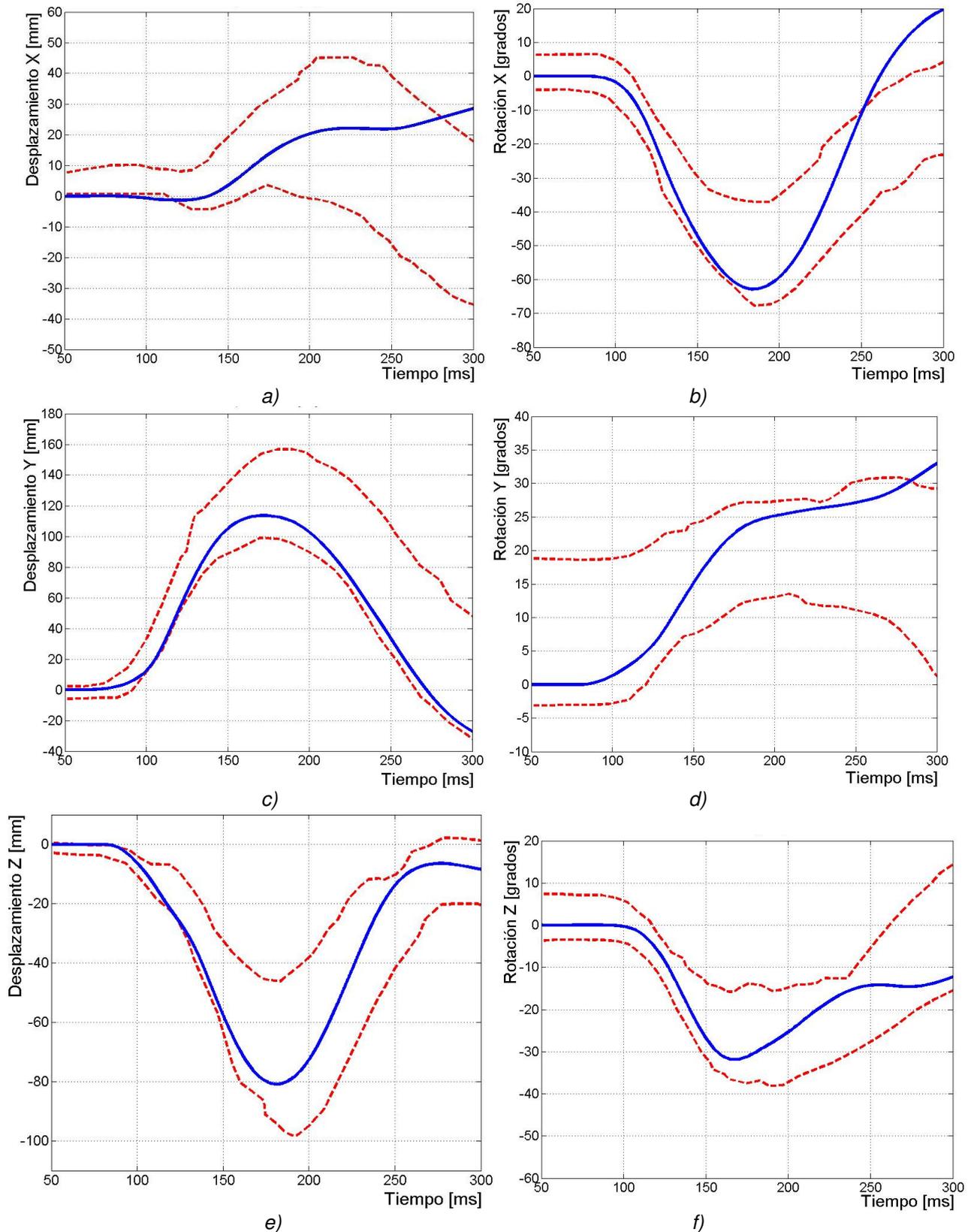


Fig. 5.19 Resultados de la simulación del actual modelo (línea continua) y de los voluntarios (línea discontinua) en impacto lateral.

En la figura 5.20 se presentan las rotaciones relativas entre las vértebras y los corredores de rotación máxima correspondiente a cada segmento vertebral según los datos publicados en la literatura (ver capítulo anterior - tabla 4.15).

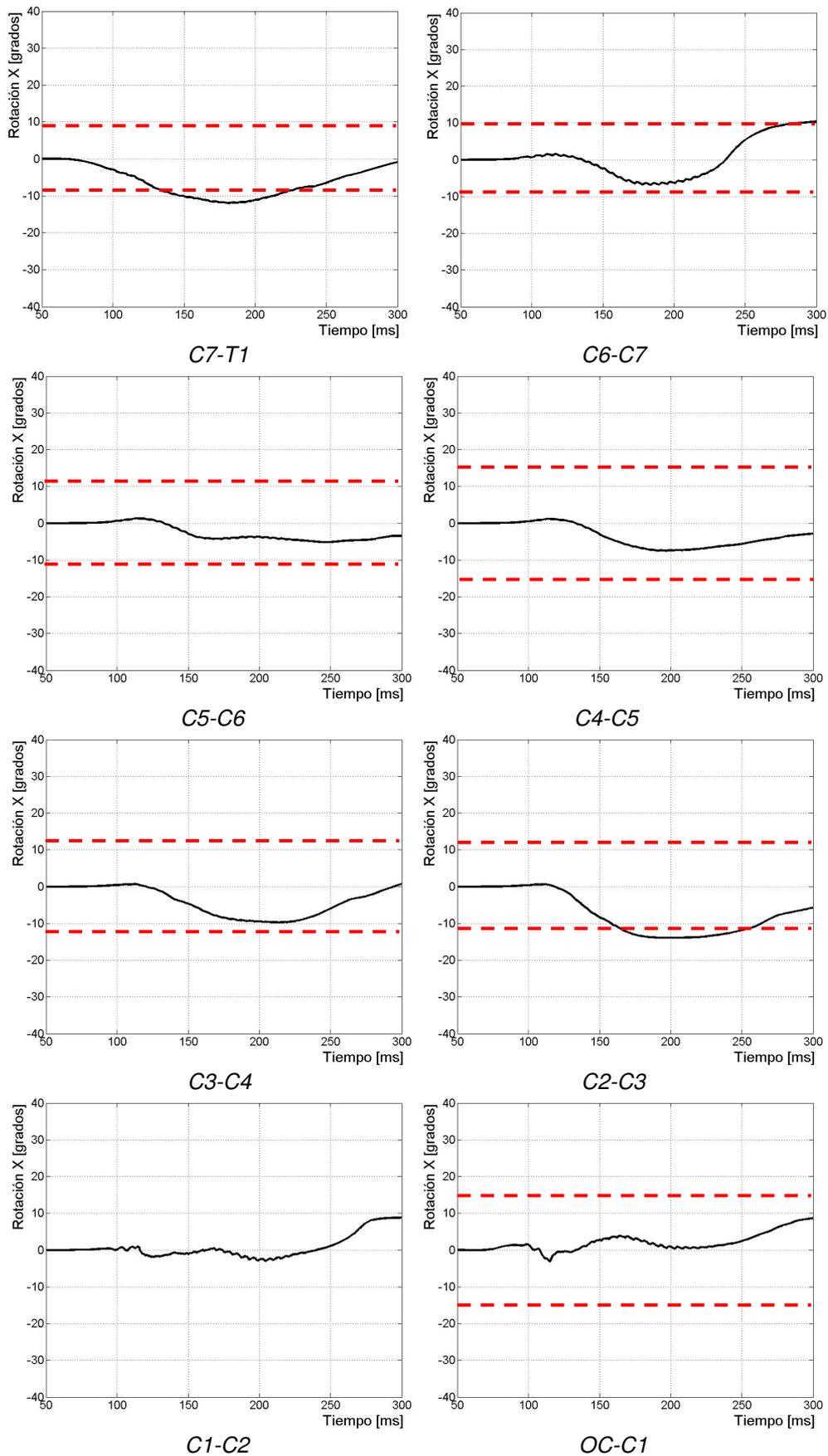


Fig. 5.20 Rotación relativa entre vértebras (eje X de giro). Se ha considerado con *---* los límites fisiológicos de rotación.

## 5.4 Resultados de la validación

Para las simulaciones en los dos tipos de impacto (frontal y lateral) se ha utilizado el software MATLAB v7 en un ordenador Intel(R) Core(TM)2 CPU a 2.67MHz con 3GB de RAM, con un sistema operativo Microsoft Windows XP –Service Pack 2.

Se ha utilizado el método de resolución numérica Runge Kutta de orden 4 con un incremento de tiempo fijo de  $2 \cdot 10^{-5}$  segundos y se ha tenido una duración de la simulación de aproximadamente 170 minutos para un tiempo simulado de 300 milisegundos.

Evaluando los resultados del actual modelo de simulación con los resultados de los ensayos de voluntarios para impacto frontal y lateral, se ha visto que las respuestas dinámicas de desplazamiento y rotación de la cabeza y de las vértebras son aceptables.

Se ha observado que las curvas de algunos parámetros del modelo de simulación analizado se salen fuera de los corredores correspondientes para la validación en los últimos instantes de tiempo. Se considera, según la opinión del autor, que estas diferencias se deben al modo en el que se ha definido la función de activación muscular. Este aspecto se va a analizar mas detenidamente en el capítulo 6.

En el actual modelo, igual que en [Horst 2002] se ha observado que el valor de la fuerza muscular pasiva es inferior comparada con el valor de la fuerza activa.

Utilizando los valores de masa y momentos de inercia de [Deng 1987] se consigue mejor resultados que utilizando los valores de [Jager 1996] debido en especial a las grandes diferencias en peso e inercias de la cabeza.

Se puede conseguir una validación dentro de unos corredores predeterminados pero esto no implica que la respuesta sea la correcta. Así como consideraba [Meyer 2004] se puede obtener múltiples respuestas dinámicas dentro de los mismos corredores de validación (figura 5.21) y por esto se aconseja un análisis modal [Meyer 2004] del modelo.

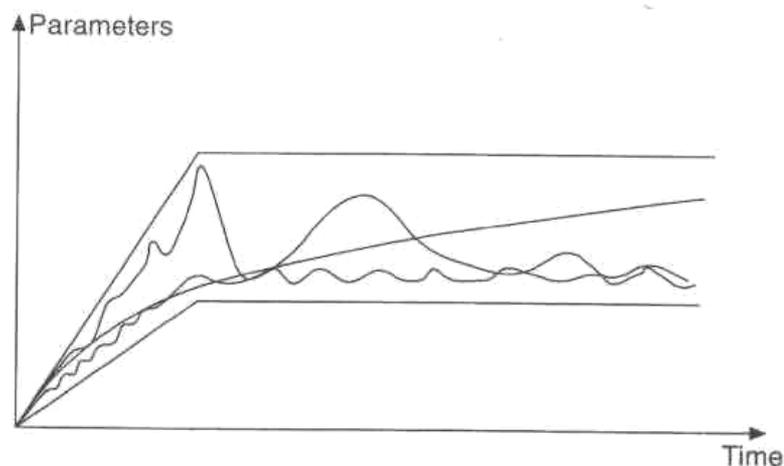


Fig. 5.21 Ejemplo de tres respuestas dinámicas dentro de un corredor impuesto. [Meyer 2004]

Se sabe que el tipo de pulso de ensayo influye en la dinámica del cuello y la aparición de lesiones [Kettler 2006], por lo cual se debe especificar que el uso del actual modelo de cabeza cuello para análisis de lesiones es válido sólo para el tipo de

pulso utilizado en su validación.

También se sabe que las respuestas dinámicas frente al mismo impacto son únicas para cada ser humano. El actual modelo sirve para analizar tendencias sobre el comportamiento dinámico de una persona 50 percentil masculino con las características biomecánicas utilizadas en el desarrollo y la validación del modelo.

## **CAPÍTULO 6: ANÁLISIS DE LA ACTIVACIÓN MUSCULAR**

### **6.1 Introducción**

En este capítulo se presenta el modo por el que el cuerpo humano recibe, analiza y responde a un estímulo interno y externo a él. Todo esto se realiza con el propósito de comprobar si la activación muscular a nivel de cabeza-cuello, en el caso de impactos violentos, cumple sólo órdenes provenientes del cerebro o, si existe algún otro centro de análisis y control de los estímulos que modifique o inhabilite los órdenes que envía el cerebro para la activación muscular. Para dicho fin se presentan datos acerca del tiempo que tarda un estímulo en recibir una respuesta y se comprueba estos resultados con la actual formulación matemática de activación muscular utilizada en la definición de algunos modelos de cabeza-cuello (por ejemplo [Panzer 2006] y [Horst 2002]).

### **6.2 Cadena de transmisión cognitiva**

El equilibrio es la capacidad para asumir y sostener cualquier posición del cuerpo contra la ley de la gravedad o bien, la capacidad de controlar el propio cuerpo en el espacio y de recuperar la postura correcta tras la intervención de un factor desequilibrante. El equilibrio se logra gracias a la interacción de diferentes grupos de músculos que se activan por medio de señales eléctricas enviadas por el centro elaborador (sistema de análisis local -medula espinal y/o central -cerebro) a través de las neuronas.

El trayecto de la señal recibido por los estímulos, hasta el centro elaborador y luego hasta el órgano efector se llama **arco reflejo**. Este arco reflejo está compuesto por varias estructuras, algunas son: el receptor, la neurona sensitiva, el centro elaborador, la neurona motora y el órgano efector.

Si por algún motivo cualquiera de estos componentes llega a fallar, no se producirá el acto reflejo.

A continuación se presentan las características de las estructuras de un arco reflejo: percepción sensorial, transmisión de la señal, análisis de la señal, órgano efector.

#### **6.2.1 Percepción sensorial**

Para captar los estímulos, el organismo humano está dotado con una serie de sistemas sensoriales. Una clasificación de estos sistemas sensoriales, según [Castro 2006], se presenta la tabla 6.1.

Tabla 6.1

| Sensibilidad exteroceptiva |                  | Sensibilidad propioceptiva |              | Sensibilidad interoceptiva |           |
|----------------------------|------------------|----------------------------|--------------|----------------------------|-----------|
| <b>General</b>             | Térmica/Dolorosa | <b>General</b>             | Consiente    | <b>General</b>             | Vísceras  |
|                            | Tacto/Presión    |                            | Inconsciente |                            | Vasos     |
| <b>Especial</b>            | Olfatoria        | <b>Especial</b>            | Vestibular   | <b>Especial</b>            | Glándulas |
|                            | Visual           |                            |              |                            | Gustativa |
|                            | Auditiva         |                            |              |                            |           |

La sensibilidad **exteroceptiva** corresponde a los receptores (sensores) periféricos y la mayoría de ellos se encuentran posicionados a nivel de la cabeza. Dentro de la sensibilidad exteroceptiva se encuentra dos tipos de sensaciones: físicas y químicas. Las sensaciones físicas son la vista, el oído y el tacto, y las químicas, el olfato y el gusto.

- El *olfato* es el sentido encargado de detectar y procesar los olores. En él actúan como estimulante las partículas aromáticas u odoríferas desprendidas de los cuerpos volátiles, que ingresan por el epitelio olfativo ubicado en la nariz, y son procesadas por el sistema olfativo.
- El *gusto*, consiste en registrar el sabor e identificar determinadas sustancias solubles en la saliva por medio de algunas de sus cualidades químicas.
- La *visión* es un sentido que consiste en la habilidad de detectar la luz y de interpretarla (ver). La primera parte del sistema visual son la córnea y el cristalino del ojo que se encargan de formar la imagen óptica del estímulo visual en la retina. La luz del medio ambiente es capturada por medio de fotorreceptores, transformada en impulsos electroquímicos y transportada hasta el nervio óptico. Desde allí, se proyecta a importantes regiones como el núcleo geniculado lateral y la corteza visual del cerebro. En el cerebro comienza el proceso de reconstruir las distancias, colores, movimientos y formas de los objetos en conformidad con la información recibida.
- Los *oídos* captan, en su porción vestibular, las aceleraciones o desaceleraciones, lineales o rotatorias. En su porción auditiva captan el nivel de un sonido y su origen.
- El *tacto* dado por la sensibilidad de la piel se divide en dos categorías: cutánea y profunda. Mientras que la sensibilidad profunda se sitúa en receptores localizados en el músculo, los tendones, las articulaciones y el periostio (membrana que rodea los huesos), la sensibilidad cutánea, se relaciona con la información recibida por los receptores localizados en la unión de la dermis con la epidermis o cerca de ella. [Heikki]

La sensibilidad **interoceptiva** corresponde a los músculos lisos y de los sistemas neurovegetativos (respiración, digestión). Se refiere a las sensaciones viscerales o de los órganos internos.

La sensibilidad **proprioceptiva** también conocida como *sensibilidad profunda*, corresponde a los músculos estriados e informa de la posición y el movimiento de la persona. Se conoce ([Castro 2006] y [Palastanga 2000], [Kiernan 2000], entre otros) que este tipo de sensibilidad es recogida por receptores musculares (husos musculares y órganos tendinosos Golgi) y articulares o ligamentosas (corpúsculos de Ruffini y terminaciones paciniformes).

Los sensores de las articulares y ligamentos son capaces de detectar el estiramiento y la presión aplicados a las cápsulas, y por tanto participan en la percepción de la posición.

Los sensores de los músculos tienen las siguientes características:

- Los **órganos tendinosos de Golgi** son receptores de estiramiento en los tendones que se conectan en serie con las fibras musculares y detectan cambios en la tensión del músculo (calibran la fuerza muscular). Se estimulan por la contracción del músculo, que tira del tendón correspondiente. Estos receptores no se estiran fisiológicamente por un estiramiento pasivo del músculo.
- Los **husos musculares** (fibras intrafusales) son fusiformes, están unidas en paralelo con las fibras extrafusales de los músculos esqueléticos y son capaces de detectar el estiramiento de los músculos esqueléticos (monitorizan la longitud muscular). La actividad de las neuronas motoras provoca que las terminaciones periféricas de las fibras intrafusales se contraigan y estiren la región sensorial central. El estiramiento altera la sensibilidad o disposición de la región central y permite a las funciones sensoriales del huso mantenerse en fase con el alargamiento o acortamiento generales de todo el músculo cuando se relaja o contrae. El huso muscular deja de registrar la longitud del músculo cuando el músculo se acorta.

## 6.2.2 Transmisión de la señal

La transmisión de la señal recibida por los estímulos anteriormente descritos, hasta el centro elaborador, se realiza por medio de ondas de naturaleza eléctrica conocidos bajo el nombre de impulso nervioso.

El impulso nervioso sirve para transmitir señales dentro de una misma célula y consiste en la propagación de una despolarización a lo largo del axón de una neurona (figura 6.1) producido por la apertura de canales iónicos.

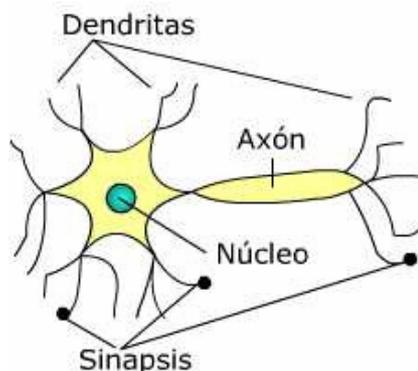


Fig. 6.1 Partes componentes de una neurona: Sinapsis, Dendritas, Axones y Cuerpos celulares.

Para un estímulo determinado, la neurona puede responder con un impulso completo o con ninguno. Si su potencial alcanza un valor mínimo denominado **umbral de excitabilidad** o **umbral de detención**, se envía un impulso nervioso (potencial de acción) por el axón, independientemente de la interrupción o aumento del estímulo. Es decir, sigue la ley del todo o nada.

Una vez enviado el impulso, este alcanza otras neuronas a través de las distribuciones de los axones. Cuando llega al final del axón de una neurona tiene que "saltar" hasta las dendritas de la siguiente neurona porque las neuronas no están

pegadas unas a otras, sino que hay un pequeño espacio entre una y otra, llamado espacio sináptico (figura 6.2). Este “salto” se hace por medio de unas moléculas químicas llamadas **neurotransmisores** que salen de la primera neurona, cuando llega el impulso nervioso, y llegan a la siguiente neurona provocando un nuevo impulso eléctrico.

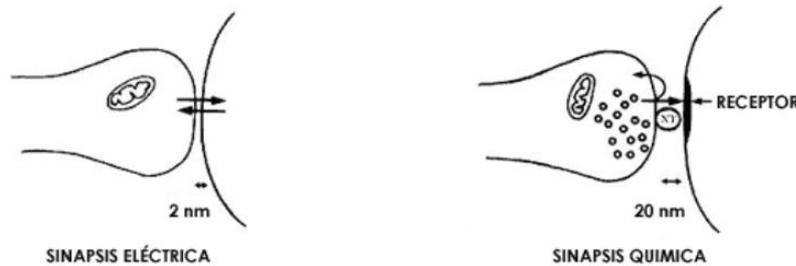


Fig. 6.2 Representación de las sinapsis eléctrica y química

El efecto de estos neurotransmisores es elevar o disminuir el potencial eléctrico dentro del cuerpo de la célula receptora creando un efecto de polarización - despolarización. Durante la despolarización las neuronas no pueden conducir o formar otros impulsos adicionales. Esta etapa, de repolarización, es menor de 3m/s. Una vez que la neurona se encuentra despolarizada, se supone que se crea un efecto de batería entre las partes despolarizadas y polarizadas. La corriente pasa entre las dos áreas y de ello resulta un campo eléctrico.

Cuando el impulso eléctrico, llega a un terminal sináptico, provoca allí la liberación de un neurotransmisor que genera una señal eléctrica en la célula receptora o post-sináptica. Este proceso se repite sucesivamente hasta llegar al centro de análisis y control o, a la célula efectora.

La frecuencia del señal con que se generan los impulsos nerviosos dependen de la intensidad del estímulo y, según [Kolb 1986] puede llegar a mil impulsos por segundo. Además, mientras mayor es el retardo axonal, menor es la frecuencia de respuesta de la neurona, ya que le tomará más tiempo a la señal de salida llegar al sumador para autoinhibirse. En el circuito de dos neuronas, la actividad de la segunda neurona está regida por lo que pase en la primera. En el caso de que las condiciones de la segunda neurona no sean propicias para que oscile, simplemente se limitará a seguir a la primera sea cual sea su comportamiento, con una salida amplitud proporcional a la de la primera. Cuando la segunda neurona tiene una tendencia propia a oscilar, la respuesta de esta es una combinación no lineal de las respuestas de ambas. Como la salida de la segunda es función de la salida de la primera neurona, la amplitud de su salida está modulada por la de la primera.

La velocidad de conducción de un nervio es la velocidad a la que se propagan los potenciales de acción por los axones de dicho nervio, es decir que depende de la propagación del impulso nervioso. El valor máximo de esta velocidad (de propagación del impulso nervioso) no depende de la fuerza del estímulo sino del diámetro del axón y de la ausencia o la presencia de vaina de mielina. Cuanto mayor es el diámetro de las fibras que componen el nervio, mayor es la velocidad de conducción. Además, un axón mielinizado tiene una velocidad de conducción mucho mayor que un axón no mielinizado del mismo diámetro. La velocidad de conducción puede variar desde 0.5 m/s en un axón amielínico hasta 120 m/s en un axón mielinizado de gran diámetro.

Las neuronas pueden ajustar su velocidad para responder a los estímulos más o menos rápido, adaptándose así mejor a los estímulos.

Según datos publicados por ([Gilberto 2008], [Gasser 1941], [Health Care], etc.), la velocidad de los impulsos nerviosos en los músculos esqueléticos es 70-120m/s (para las fibras de tipo A $\alpha$ ), correspondiente a un diámetro de los axones de 12-22 $\mu$ m. Una correspondencia típica entre la velocidad del impulso nervioso y el diámetro de los axones según [Gasser 1941] se presenta en la figura 6.3.

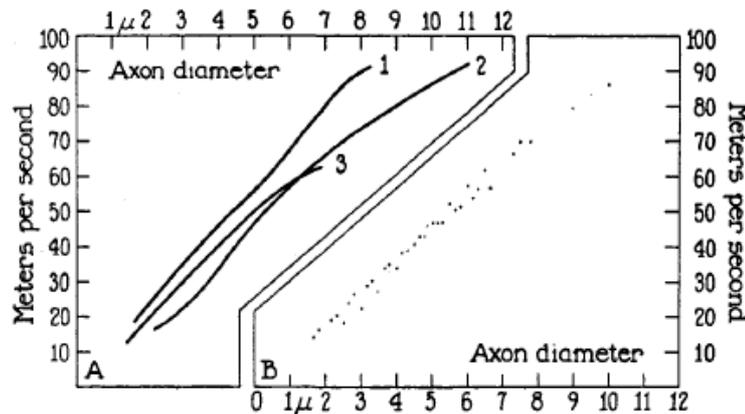


Fig. 6.3 Correspondencia entre la velocidad del impulso nervioso y el diámetro de axonal. [Gasser 1941]

### 6.2.3 Procesamiento de la señal

El centro elaborador es la estructura encargada de procesar la señal del impulso nervioso y de elaborar una respuesta adecuada. La médula espinal y el cerebro son ejemplos de centros elaboradores.

En el presente estudio no se han encontrado datos fiables acerca del tiempo necesario para el cerebro del ser humano en procesar las señales recibidas por los estímulos. Este tiempo de respuesta depende de la cantidad e intensidad de estímulos a cual esta sometida la persona en causa y de la estructura interna de esta persona (por ejemplo las conexiones neuronales).

En la figura 6.4 se presenta la conexión entre varios sensores y los dos centros elaboradores anteriormente indicados.

Después del análisis de la señal recibido, el sistema puede enviar una respuesta para activar los órganos efectoros para contrarrestar los efectos negativos detectados por los sensores.

En los casos de reflejos de defensa la decisión como respuesta al estímulo se elabora a nivel local en la medula espinal. En este caso el cerebro es informado de lo que ha sucedido, después de que se ha enviado una señal de respuesta al órgano efector.

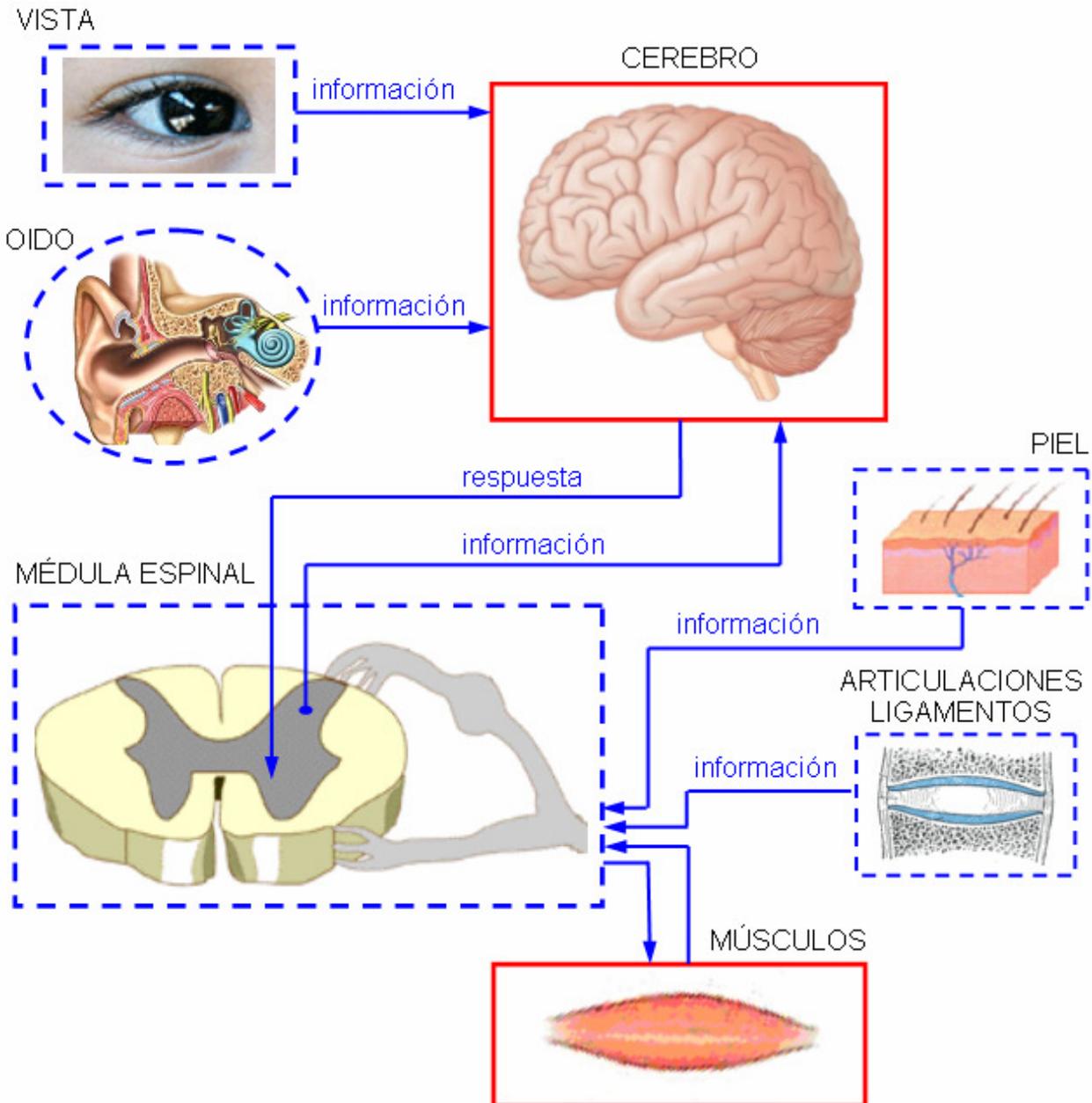


Fig. 6.4 Influencia de varios sistemas sensoriales en la activación muscular cervical.

#### 6.2.4 Órgano efector

El órgano efector es la estructura encargada de ejecutar la acción frente al estímulo. Los órganos efectores están generalmente regulados en gran parte por los reflejos.

Las respuestas a los estímulos pueden ser voluntarias o involuntarias.

En el caso de las respuestas voluntarias hay una latencia mas larga en comparación con las respuestas involuntarias [Kierman 2000].

Las respuestas involuntarias también conocidas como **actos reflejos** son respuestas sin intervención de la voluntad, predecibles ante un estímulo, y se generan (los reflejos) cuando las fibras nerviosas motoras transmiten la señal al músculo, que se contrae. Para que se produzca un acto reflejo, las neuronas de la medula espinal informan a las motoras, sin la intervención del cerebro, lo que significa que para un

acto reflejo es necesario de tres estructuras diferentes: órganos receptores, neuronas y órganos efectores (ver [VMED], [Villalón García], entre otros). El arco reflejo correspondiente a un acto reflejo se presenta en la figura 6.5.

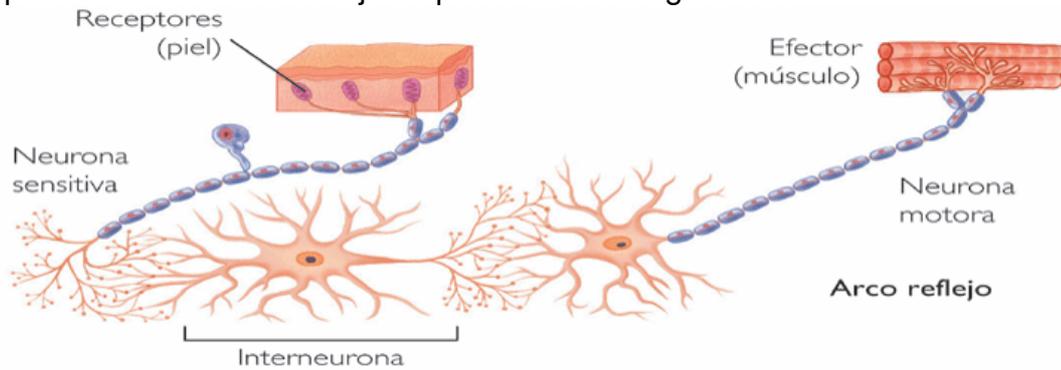


Fig. 6.5 Ejemplo de un arco reflejo correspondiente a un acto reflejo. [kalipedia]

Un ejemplo de las 3 estructuras de un acto reflejo se presenta en la figura 6.6. Este ejemplo consiste en lo siguiente: un estímulo nociceptivo aplicado en la extremidad de un dedo produce una activación del músculo flexor y una desactivación del músculo extensor (estimula las motoneuronas de los músculos flexores e inhibe las de los músculos extensores), para apartar la extremidad de un posible daño causado por el estímulo nociceptivo.

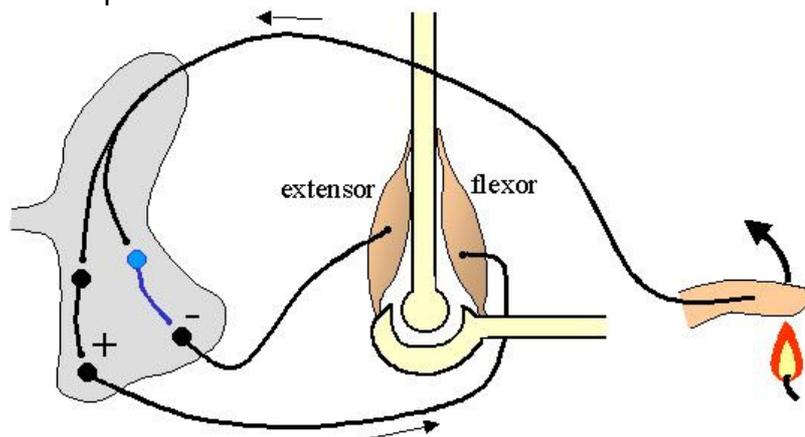


Fig. 6.6 Ejemplo de estructura diferenciada de un acto reflejo: receptor, neuronas y órganos efectores. [Villalón García]

No todas las personas tienen los mismos reflejos ya que algunas personas responden rápidamente mientras que otros se demoran más frente al mismo estímulo.

El acto reflejo más conocido es el *reflejo de Babinski* que se realiza estimulando la parte lateral de la planta del pie con un objeto redondeado. También son actos reflejos: el estornudo, la tos, el parpadeo en los ojos, los movimientos de los pulmones al respirar, los movimientos del corazón al latir, etc.

La mayoría de los reflejos de las personas están incorporados en el sistema nervioso al nacer, y se denominan **reflejos heredados** o innatos.

Algunos actos voluntarios, por repetirse muchas veces, de manera automática, se pueden convertir en actos reflejos (ejemplo: caminar) y se denominan **reflejos condicionados**.

También existe un acto reflejo que se debe a la **intuición**. El subconsciente de las personas, que es la parte del cerebro que “piensa” sin que la persona se de cuenta de ello, se encarga de procesar la información que recibe de los estímulos y llega a una conclusión y decide, tras comparar la situación del momento con unas

experiencias similares del pasado, realizar una acción similar. Se considera que los juicios instantáneos suelen ser correctos, fundados y totalmente válidos.

Toda esta teoría sobre los reflejos sirve para entender el comportamiento de la activación muscular en varias situaciones como por ejemplo en los ensayos con voluntarios o en los casos de accidentes reales. En los casos de ensayos con voluntarios, se podría considerar que estos, al estar prevenidos a que van a ser sometidos a unos ensayos de choque, activaran, de una forma involuntaria, el acto reflejo debido a la intuición o acto reflejo condicionado en caso el que el ensayo se repita varias veces. También, en los casos de accidentes reales la intuición puede ser el desencadenante de la activación muscular antes que el accidente ocurra.

### 6.3 Características de la activación muscular

En los modelos biodinámicos de cabeza-cuello para aproximar la activación muscular de los seres humanos se utiliza derivaciones de la formulación matemática de Hill [Hill 1970] así como la formulación de Zajac [Zajac 1989] utilizada en el actual modelo matemático. Cuando se trata de la activación muscular humana estas formulaciones matemáticas deberían ser idénticas pero, hay casos en que es diferente. Por ejemplo, la formulación de la activación muscular utilizada para validar los modelos de cabeza-cuello de [Horst 2002] es diferente a la de [Panzer 2006] y con todo esto, con los modelos de cabeza-cuello de estos autores se han conseguido buenos resultados para la validación numérica. Esto demuestra que existen varias configuraciones de los parámetros biodinámicos utilizados en los modelos de cabeza-cuello con los cuales se puede conseguir el mismo resultado: la validación del modelo. Por esto se podría considerar que a pesar de que un modelo de cabeza-cuello ha sido validado no existe la garantía que las respuestas dinámicas de este modelo correspondan con las respuestas de las personas reales.

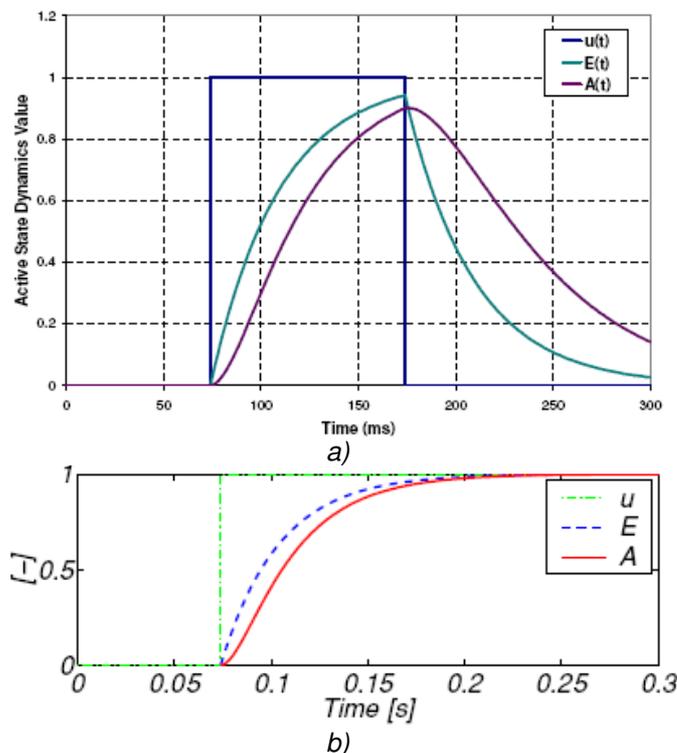


Fig. 6.7 Tipos de activación muscular cervical: a) según [Panzer 2006]; b) según [Horst 2002].

A pesar de las diferencias existentes para la formulación matemática de la activación muscular, se puede observar que para definir la activación muscular es necesario tener en cuenta de los siguientes parámetros (figura 6.8):

- tiempo de comienzo de la activación muscular;
- tiempo de la activación máxima;
- tiempo de final de la activación muscular;
- valor de activación máxima;
- forma para el tramo de activación;
- forma para el tramo de desactivación.

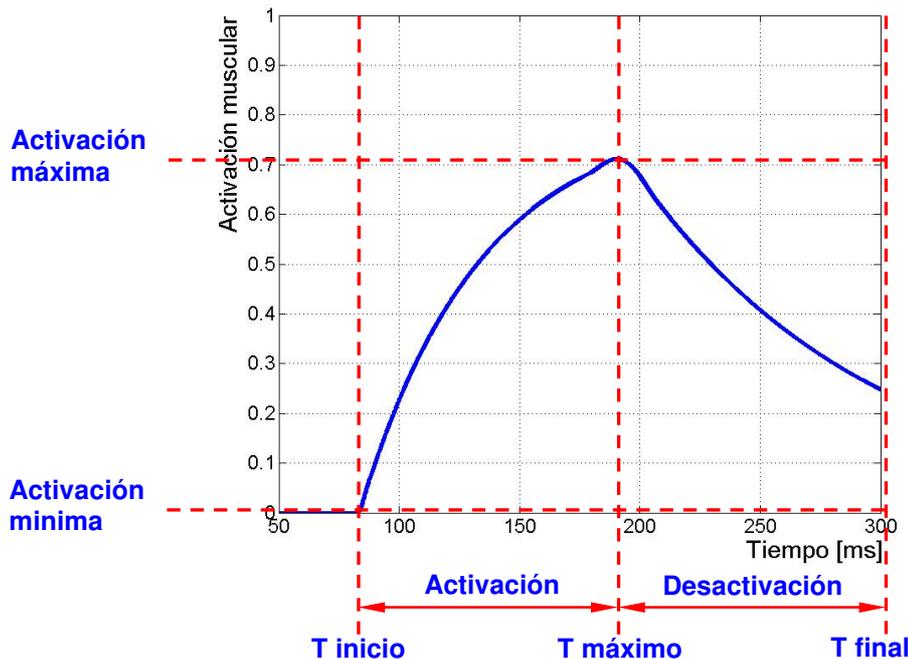


Fig. 6.8 Parámetros utilizados en definir la activación muscular.

El comienzo de la activación muscular a nivel cervical depende del tiempo de respuesta del centro elaborado, del instante que la vértebra T1 y la cabeza comienzan a moverse. Esta dependencia ha sido expresado por [Horst 2002] utilizando la ecuación 6.1. La grafica correspondiente a esta dependencia se presenta en la figura 6.8.

$$t_{act} = t_{trigger} + t_{reflex} \quad (6.1)$$

donde:

$t_{act}$  - tiempo de inicio de la activación muscular cervical;

$t_{reflex}$  - reflejo motor del músculo tiene valores dentro del intervalo de 10-120 milisegundos según el análisis de [Horst 2002].

$t_{trigger}$  - el tiempo que transcurre hasta que la cabeza comienza a acelerarse. Según [Horst 2002] este tiempo es de 46 milisegundos para frontal y de 62 milisegundos para lateral.

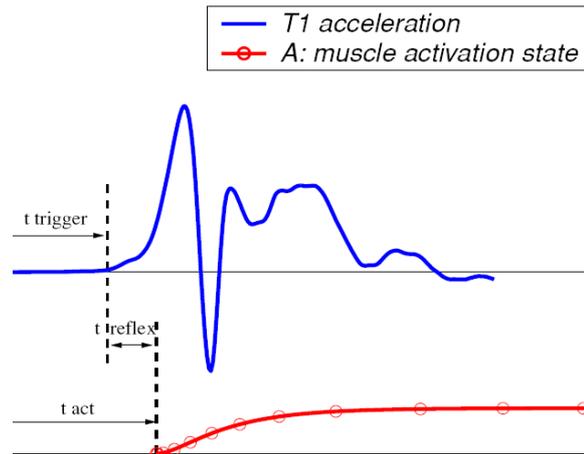


Fig. 6.9 Correspondencia entre la activación muscular cervical y la aceleración de la vértebra T1. [Horst 2002]

Se ha demostrado por medio de ensayos con voluntarios que el tiempo  $t_{act}$ , de inicio de la activación muscular varía con la intensidad del ensayo, de tal manera que cuanto mayor es el impacto, menor es el tiempo de activación muscular. También se ha demostrado por medio de ensayos con voluntarios (ver los ensayos de [Horst 2002]) que el estado de precontracción muscular reduce el tiempo de inicio de la activación muscular con más de 10 milisegundos.

El valor máximo de la activación muscular y el instante de tiempo correspondiente dependen principalmente de las características del impacto, de cuales las más importantes son: la intensidad del impacto y el ángulo de impacto.

La activación muscular mínima de cabeza-cuello en el estado inicial, antes del impacto, es una activación pasiva de baja intensidad ( $a(t) = 0.05-0.1$ ) conocida bajo el nombre de tono muscular. Con esta activación muscular la cabeza se mantiene en una posición de equilibrio activando sólo un par de fibras musculares.

En el caso de movimientos bruscos se perturba la posición de equilibrio de la cabeza. El cerebro detecta esta perturbación tras analizar los datos proporcionados por los sensores internos (músculos, ligamentos, articulaciones) y externos (vista, oído). Tras el análisis el cerebro manda una señal de activación muscular correspondiente a los datos analizados. La forma de la curva de activación muscular (para los tramos de activación-desactivación) correspondiente a esta señal, según la opinión del autor de esta tesis, no debería ser continua así como se ha considerado en las formulaciones de Hill y Zajac (figura 6.10a) si no más bien interrumpidas así como se presenta en la figura 6.10b. La forma escalonada se debe principalmente al tiempo de repolarización de las células y a las características de transmisión de la señal de los receptores hasta los órganos efectoros (ver apartado anterior).

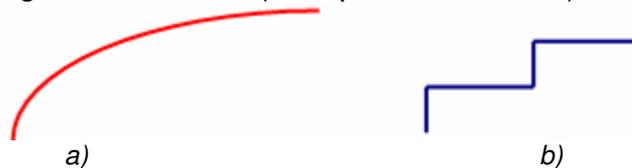


Fig. 6.10 Tipos de activación muscular: a) continua; b) escalonada.

Esta forma (escalonada) de considerar la activación muscular es más cercana a la forma de las señales reales de frecuencia registrados por medio de EMG (figura 6.11a,b). Se debe especificar que registrar las señales de activación muscular de seres humanos por medio de EMG no es posible para todos los músculos del nivel cervical. En general se registra la actividad de los músculos exteriores más grandes

(sternocleidomastoid, trapezius, splenius capitis, digastric) sin llegar a los músculos profundos.

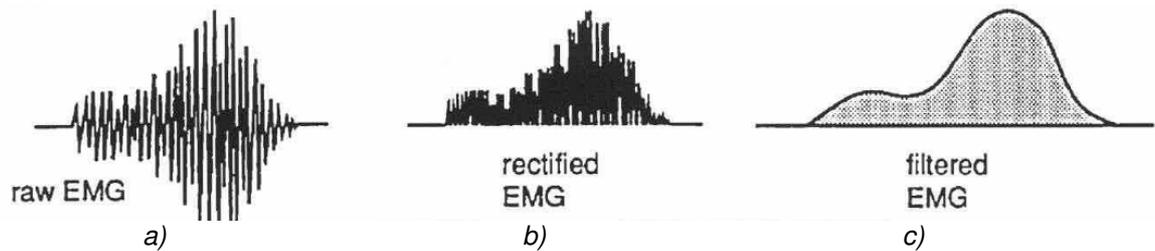


Fig. 6.11 Activación muscular: a) registrada; b) rectificada; c) filtrada. [Zajac 1989]

## 6.4 Corrección de la activación muscular

Se ha observado que en la relación 4.48 se define la activación muscular para el cálculo de la fuerza activa del actual modelo sin tener en cuenta una serie de aspectos muy importantes:

- la activación antagonista de los músculos para llevar a cabo dicho equilibrio;
- la preactivación muscular, debido a la anticipación del impacto (característico para los casos de impacto frontal);
- la activación muscular local debido a los actos reflejos desencadenados por el dolor o presión (reflejo condicionado por las intensidad y frecuencia de los estímulos de dolor);
- el intervalo de tiempo que transcurre entre la toma de decisión por parte del cerebro hasta que llega al órgano efector (músculo).

Teniendo en cuenta los aspectos anteriormente enunciados, para determinar la actividad muscular por grupos de músculos antagónicos y así mejorar la formulación de la activación muscular el autor de esta tesis considera necesario el uso de la teoría del control PID (Proporcional-Integral-Derivativo). Un controlador PID es un sistema de control de tres componentes (parte Proporcional, acción Integral y acción Derivativa) que, mediante un actuador, es capaz de mantener una variable o proceso en un punto deseado dentro del rango de medición del sensor que la mide.

En el actual modelo se consideran los 6 parámetros que definen la posición de la cabeza (3 de desplazamiento y 3 de rotación) como variables que se deben mantener dentro de los límites del corredor de validación correspondiente para cada uno de los 6 parámetros mediante un control del error del tipo PID. Como actuador en este caso se considera la fuerza activa definida por la ecuación 4.41.

Aplicando este tipo de control (PID) se pretende conseguir que las curvas de posición de la cabeza del modelo de simulación (los 6 parámetros) estén dentro del corredor del error de posición. Este se tomará como la distancia desde la posición actual a la curva media correspondiente al intervalo de validación impuesto para cada parámetro considerado. Este error se considera positivo si la posición se encuentra por encima de la curva media y negativo si la posición se encuentra debajo de la curva media (figura 6.12).

Para describir y resumir la información contenida en los datos categóricos de las 6 variables cuantitativas (cantidades numéricas) del error consideradas en este modelo se utilizan valores numéricos en porcentajes. Para todas las simulaciones se ha considerado que en las curvas límites el error es del +/- 100%

En la figura 6.12 se presenta la notación empleada para la aplicación del control activo en la presente tesis.

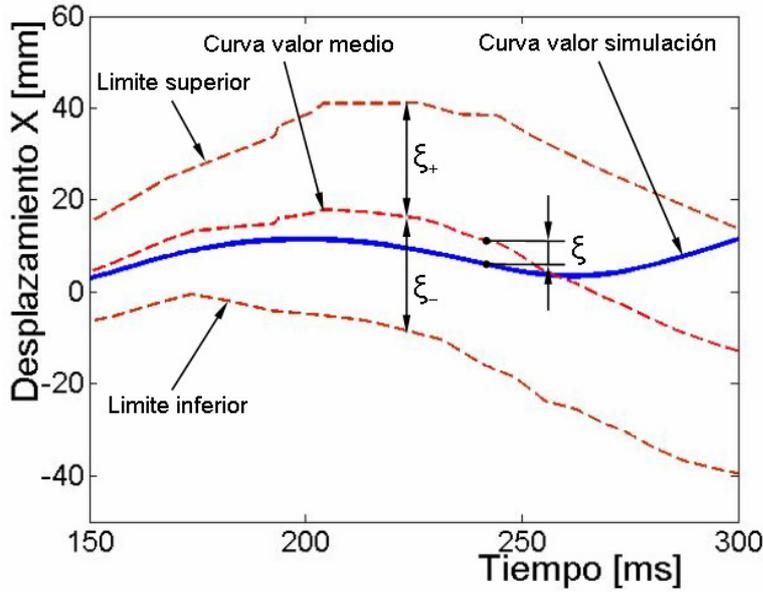


Fig. 6.12 Notación empleada para la aplicación del control activo en este modelo.

Para aplicar el control activo tal como se ha especificado anteriormente, se modifica la formulación matemática utilizada para el cálculo de la fuerza activa (ecuación 4.41) para cada músculo en parte, introduciendo un coeficiente proporcional al error (ecuación 6.1).

$$f_{CE}^{Pi} = a^{Pi}(t) \cdot c_{\xi}^{Pi}(t) \cdot f_{max}^{Pi} \cdot f_v^{Pi} \cdot f_L^{Pi} \quad , 0 \geq a^{Pi}(t) \cdot c_{\xi}^{Pi}(t) \leq 1 \quad (6.1)$$

donde:

a - la activación muscular (se calcula con la ecuación 4.48);

$c_{\xi}^{Pi}$  - coeficiente proporcional al error total correspondiente al músculo P unido al cuerpo i (se calcula con la ecuación 6.2). Este coeficiente será en general una combinación lineal al error, a la velocidad del error y a la aceleración del error. El actual modelo se ha tomado proporcional al error de posición (lineal y angular con igual peso).

El coeficiente proporcional al error total se establece en cada paso temporal en función de la posición de la componente de posición considerada con respecto a la curva media.

$$c_{\xi} = c_a \cdot \frac{\xi}{\xi^*} \quad (6.2)$$

donde:

$c_a$  - coeficiente de proporcionalidad del error;

$\xi^*$  - parámetro de corrección de error correspondiente a los músculos analizados (se calcula con la ecuación 6.3);

$\xi$  - error total. Este parámetro se determina por suma cuadrática de los componentes en x,y,z de desplazamiento y rotación de la cabeza medidos en centro de gravedad, relativo al valor medio del corredor de validación (se calcula con la ecuación 6.3).

$$\xi = \sqrt{(\xi_x)^2 + (\xi_y)^2 + (\xi_z)^2 + (\xi_{\varphi x})^2 + (\xi_{\varphi y})^2 + (\xi_{\varphi z})^2} \quad (6.3)$$

donde:

$\xi_x, \xi_y, \xi_z$  - errores relativos de desplazamiento en x,y,z de la cabeza con respecto a la línea media de los corredores de validación (se calcula con la ecuación 6.4a);

$\xi_{\varphi x}, \xi_{\varphi y}, \xi_{\varphi z}$  - errores relativos de rotación de la cabeza alrededor de los ejes x,y,z con respecto a la línea media de los corredores de validación (se calculan con la ecuación 6.4b);

$$\begin{cases} \xi_x \\ \xi_y \\ \xi_z \end{cases} = \{r^{OC}\}_0 - \{r_{media}^{OC}\}_0 \quad (6.4a) \quad \begin{cases} \xi_{\varphi x} \\ \xi_{\varphi y} \\ \xi_{\varphi z} \end{cases} = \begin{cases} \alpha^{OC} \\ \beta^{OC} \\ \gamma^{OC} \end{cases}_0 - \begin{cases} \alpha_{media}^{OC} \\ \beta_{media}^{OC} \\ \gamma_{media}^{OC} \end{cases}_0 \quad (6.4b)$$

donde:

$r^{OC}$  - vector de posición de la cabeza obtenido tras resolver el sistema de ecuaciones dinámicas 4.2.

$r_{media}^{OC}$  - vector de posición media correspondiente a los corredores de validación (se calcula con la ecuación 6.5).

$$\{r_{media}^{OC}\}_0 = \{r_{min}^{OC}\}_0 + \frac{\{r_{max}^{OC}\}_0 - \{r_{min}^{OC}\}_0}{2} \quad (6.5)$$

donde:

$r_{max}^{OC}$  - vector de posición del limite superior de los corredores de validación correspondiente a los ensayos con voluntarios;

$r_{min}^{OC}$  - vector de posición del limite inferior de los corredores de validación correspondiente a los ensayos con voluntarios.

Hay que tener en cuenta que las variables del estado del sistema (fuerzas de los músculos) son discontinuas ya que actúan en un único sentido, para contraer al músculo. Si la fuerza para disminuir el error tuviera el signo contrario, en este modelo sería cero. Por lo tanto es necesario estudiar en cada músculo y en cada posición si con su contracción se disminuye el error, en cuyo caso se le activará proporcionalmente a éste. Si no es así, ya que el músculo no puede ejercer una fuerza en sentido contrario, no se activará. Para ello hay que obtener la sensibilidad del error a las variaciones de las fuerzas musculares (parámetros del sistema). Si, por ejemplo, la posición se corresponde con un valor positivo del error positivo, la sensibilidad a la fuerza del músculo  $i$  es positiva  $(\Delta\xi / \Delta f^{Pi})_{fj=cte} > 0$ ) ese músculo no habrá que activarlo en dicha posición. Si por el contrario fuera negativa, quiere decir que al activarse ese músculo disminuiría el error por lo que hay que activarlo en el programa. Se comprende que el cálculo de las sensibilidades exige resolver en cada paso del programa el problema de posición por lo que el tiempo de cálculo se multiplica por el número de músculos que se consideren que intervienen en el control.

Las dos variables utilizadas para determinar parámetro de corrección de error son: el *error total positivo*  $\xi_+^*$ , correspondiente a un aumento de la activación muscular (ecuación 6.6) y, el *error total negativo*  $\xi_-^*$ , correspondiente a una disminución de la activación muscular (ecuación 6.7).

$$\xi_+^* : f_{CE}^{Pi} = (a^{Pi}(t) + c_a^{Pi}) \cdot f_{max}^{Pi} \cdot f_v^{Pi} \cdot f_L^{Pi} \quad (6.6)$$

$$\xi_-^* : f_{CE}^{Pi} = (a^{Pi}(t) - c_a^{Pi}) \cdot f_{max}^{Pi} \cdot f_v^{Pi} \cdot f_L^{Pi} \quad (6.7)$$

Una vez calculadas estas variables se utiliza la ecuación 6.8 para determinar el parámetro de corrección de error como aquel que mas contribuye a disminuir el error total  $\xi$ .

$$\xi^* = \begin{cases} \xi_+^* & , \xi_+^* < \xi_-^* \\ \xi_-^* & , \xi_+^* > \xi_-^* \\ 1 & , \xi_+^* = \xi_-^* \end{cases} \quad (6.8)$$

En el caso que la sensibilidad de los dos variables consideradas sea idéntica ( $\xi_+^* = \xi_-^*$ ), el coeficiente proporcional al error total ( $c_\xi$ ) se considera unitario. Este caso corresponde a una singularidad: todas las coordenadas se encuentran en el valor medio del corredor.

En la figura 6.12 se presenta el flujograma utilizado para determinar el coeficiente de error necesario para la aplicación del método PID así como se ha explicado anteriormente.

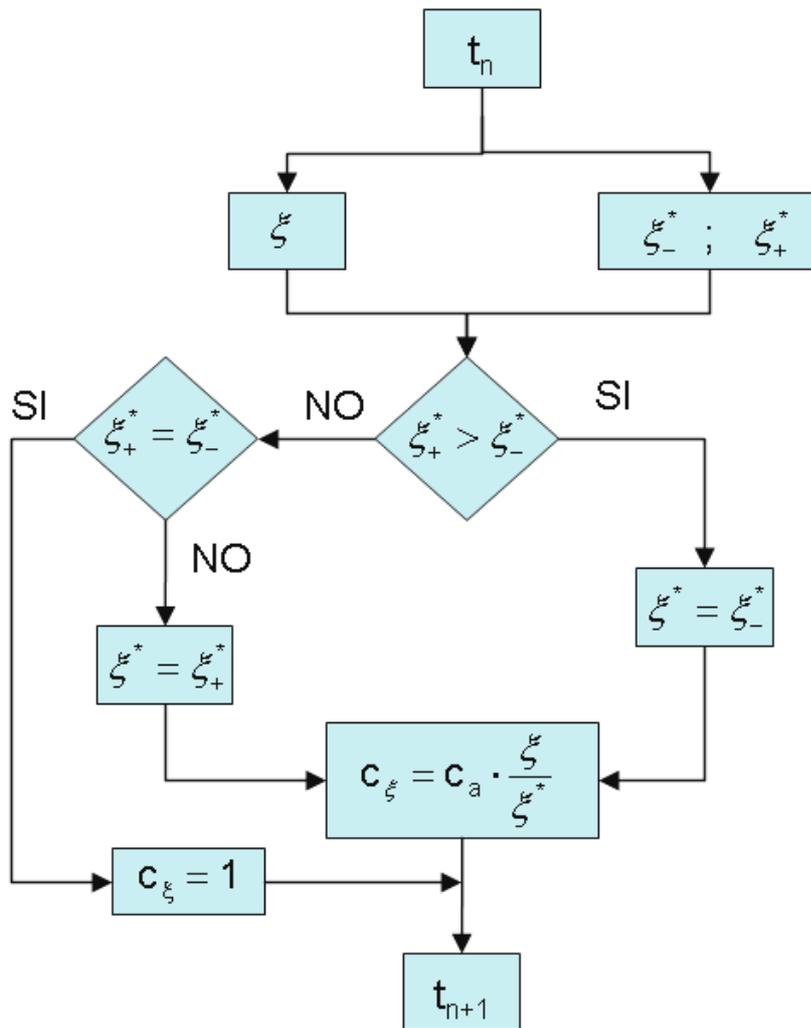


Fig. 6.13 Flujograma para determinar el coeficiente proporcional al error.

Para comprobar el planteamiento anterior se va a recurrir a una serie de simulaciones. Para estas simulaciones se ha elegido el impacto lateral por diferenciarse mejor los grupos de músculos antagonistas: derecha e izquierda.

Estas simulaciones se realizan en dos etapas:

- A. se realizara una simulación normal sin corrección del error que sirve como base para las comparaciones ulteriores;
- B. se realizan varias simulaciones aplicando la corrección de error así como se ha explicado anteriormente.

Para disminuir el tiempo de cálculo para la simulación, se ha utilizado el método de resolución numérica de Heun (ver capítulo 4) con un tiempo de integración fijo de  $3 \cdot 10^{-5}$ . Para todas las simulaciones se ha utilizado el mismo equipo de cálculo.

### 6.4.1. Modelo base

Para este caso se han utilizado los mismos parámetros (activación muscular, coeficientes de elasticidad y amortiguación, etc.) del modelo de la fase de validación tal como se describe en el capítulo anterior, exceptuando en que se ha aumentado el área del músculo hioideo 1.5 veces.

Para la validación del modelo el coeficiente proporcional al error (ecuación 6.1) se ha considera unitario.

La duración de la simulación de este modelo ha sido de aproximadamente 82 minutos para un tiempo simulado de 300 milisegundos.

En la figura 6.14 se presentan los resultados del modelo considerado.

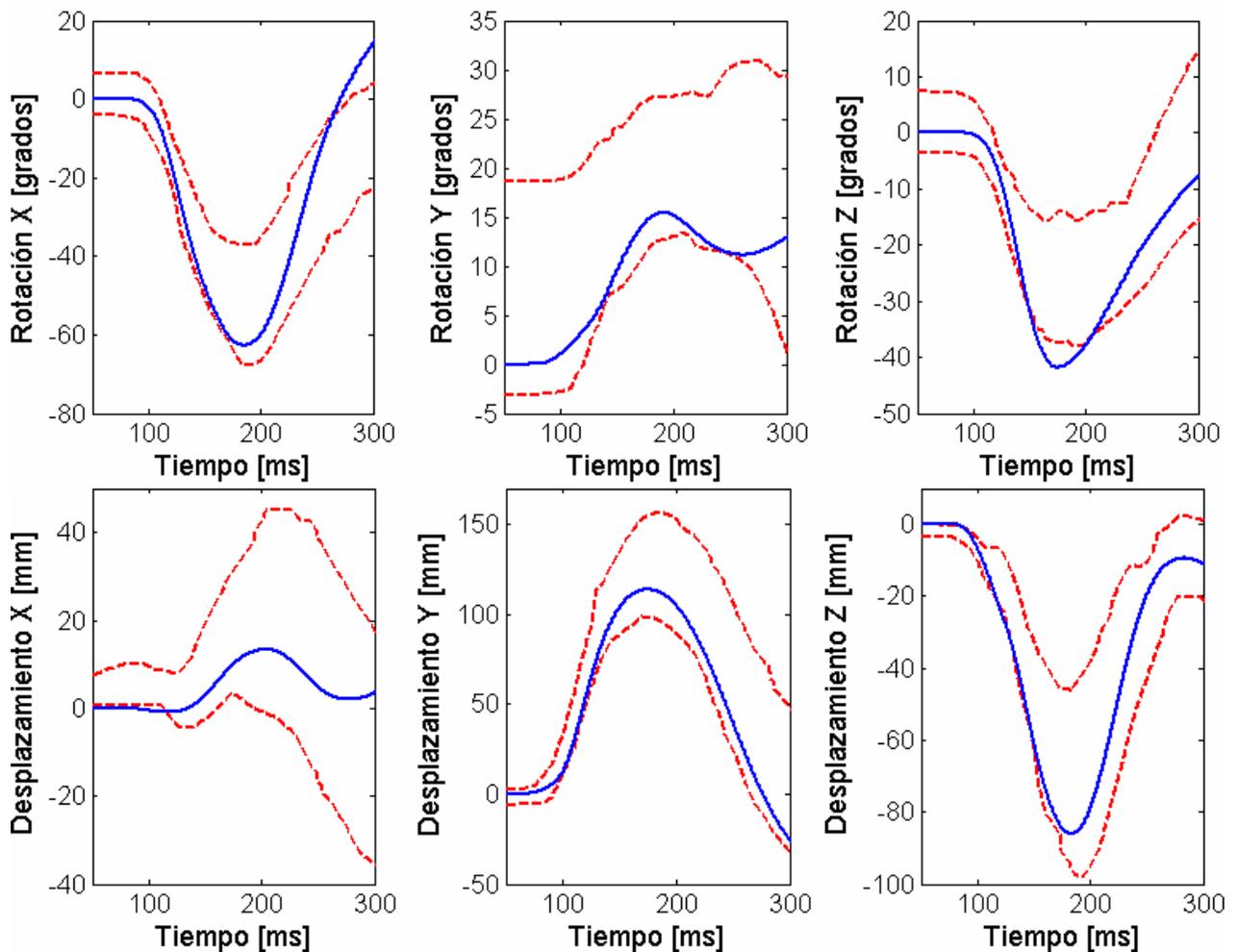


Fig. 6.14 Resultados de simulación dinámica del modelo base.

Así como se observa en la figura 6.14 todas las curvas de posición de la cabeza de este modelo tienen el valor cero para los primeros 50 milisegundos en todas las simulaciones y ninguna coincide en este instante de tiempo (50 milisegundos) con la posición mediana del corredor de validación considerado. Esto justifica la presencia de

un error inicial para los 6 componentes de posición así como se observa en la figura 6.15.

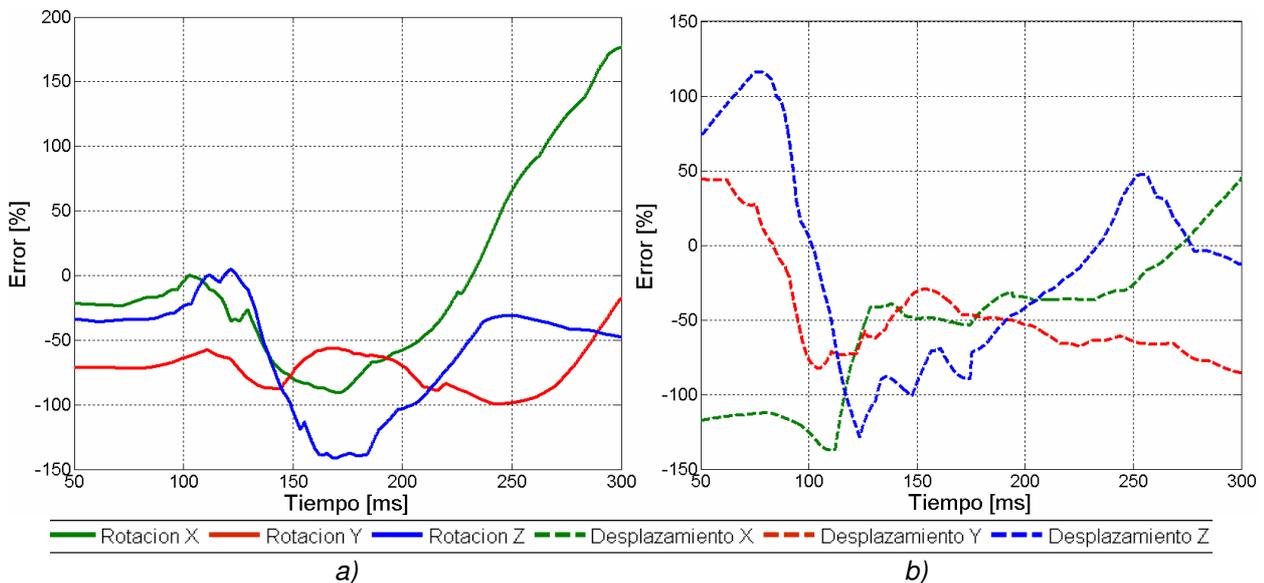


Fig. 6.15 Curvas de variación del error con respecto a los 6 componentes considerados: a) rotaciones; b) desplazamientos.

#### 6.4.2. Modelo con corrección del error

Para este caso se utiliza el modelo anterior al cual se le aplica la corrección del error para los 6 parámetros (3 lineales, 3 rotacionales) que definen la posición de la cabeza.

Dado que el actual modelo contiene 170 de fibras musculares, la aplicación del método de corrección de error aumenta el tiempo de cálculo de una forma proporcional al número de fibras musculares consideradas en la corrección, tal como se ha indicado anteriormente, llegando a una duración de 128 horas de simulación en el caso de considerar todas las fibras musculares del modelo. Aunque se ha hecho una prueba con todos los músculos activados, para asegurarse del correcto funcionamiento del programa, a fin de disminuir el tiempo de cálculo para todos los resultados que se presentan se ha utilizado sólo un grupo reducido de fibras musculares. Se han considerado 6 fibras musculares (3 del lado derecho y 3 del lado izquierdo) correspondientes a 3 grupos de músculos: esternocleidomastoideo, trapecio y hioideo. Todas estas fibras musculares están insertadas en la cabeza tanto en la parte anterior como en la parte posterior de la cabeza y conectadas en la zona T1-tórax, teniendo una influencia directa sobre la posición de la cabeza. Para aumentar la sensibilidad de los parámetros analizados se ha utilizado un coeficiente  $n$  de amplificación al coeficiente de proporcionalidad al error:  $c_a = n \cdot c_a$ .

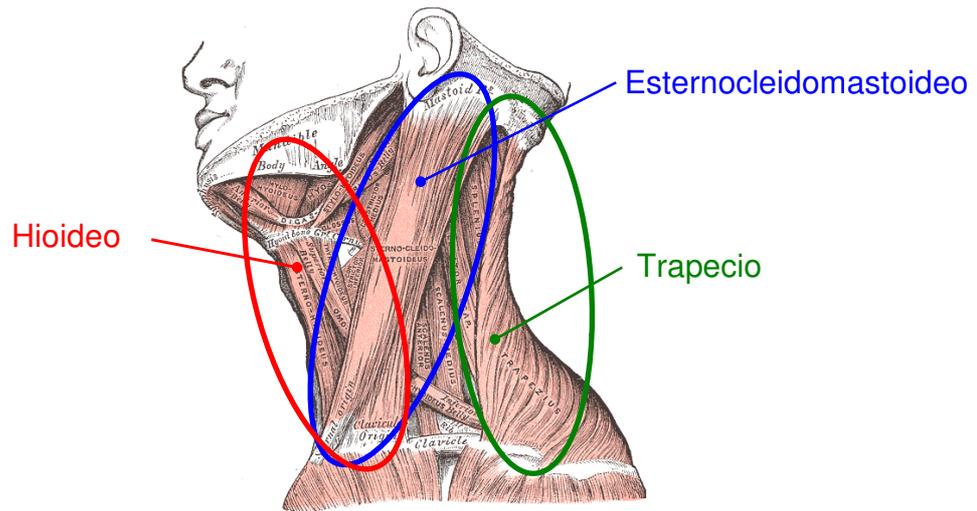


Fig. 6.16 Grupos de músculos considerados para el análisis de corrección de error.

En este caso se han omitido los retardos de la señal de activación muscular debidos al procesamiento en el sistema nervioso central.

### A. Corrección para todas las componentes de posición

Los resultados de la simulación para este caso se presentan en la figura 6.17. Se observa una mejora para todas las 6 curvas consideradas en el análisis.

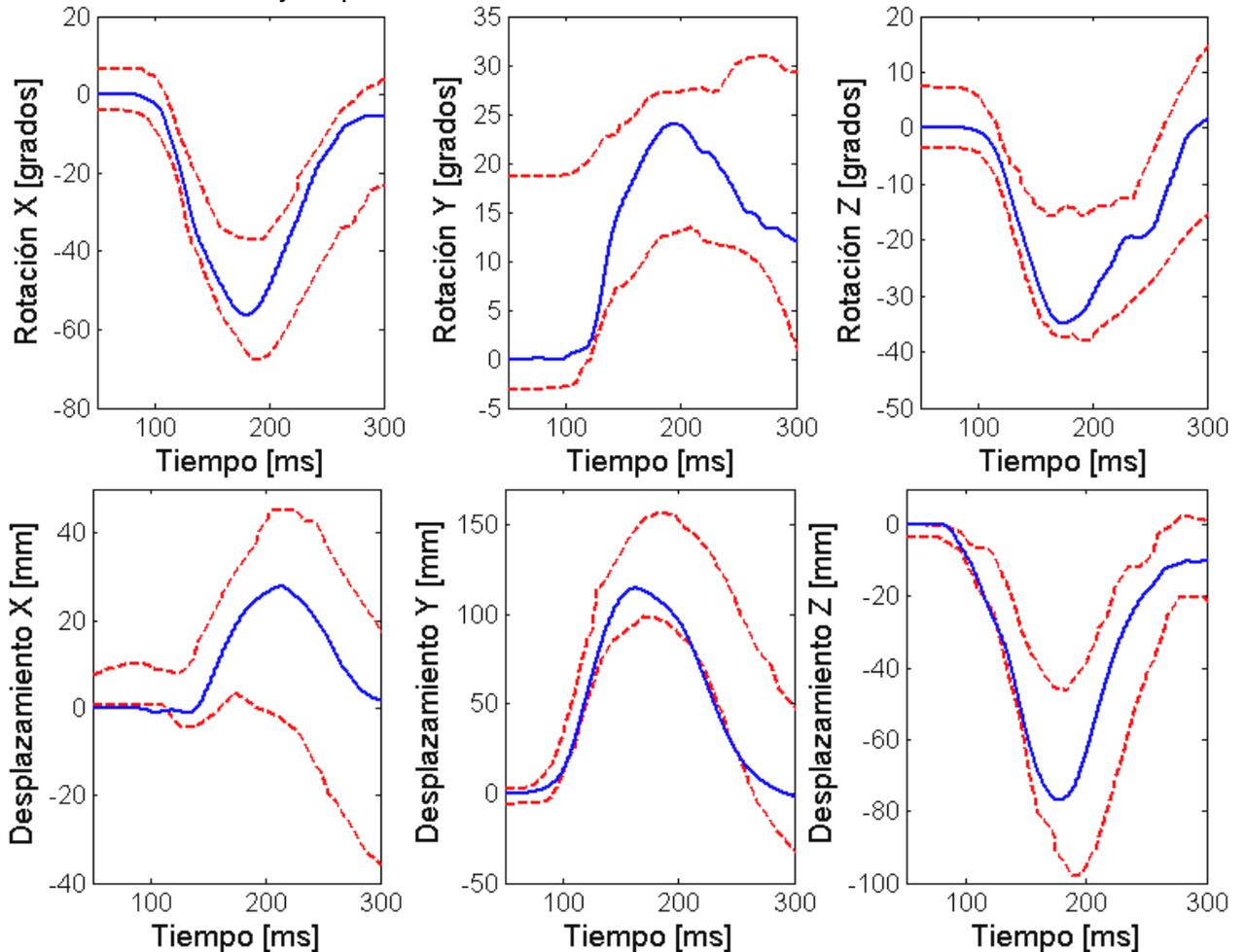


Fig. 6.17 Resultados de simulación dinámica del modelo con corrección proporcional al error.

Para esta simulación, en la figura 6.18 se presentan los errores de los componentes en x,y,z de desplazamiento y rotación de la cabeza medidos en el centro de gravedad de la cabeza.

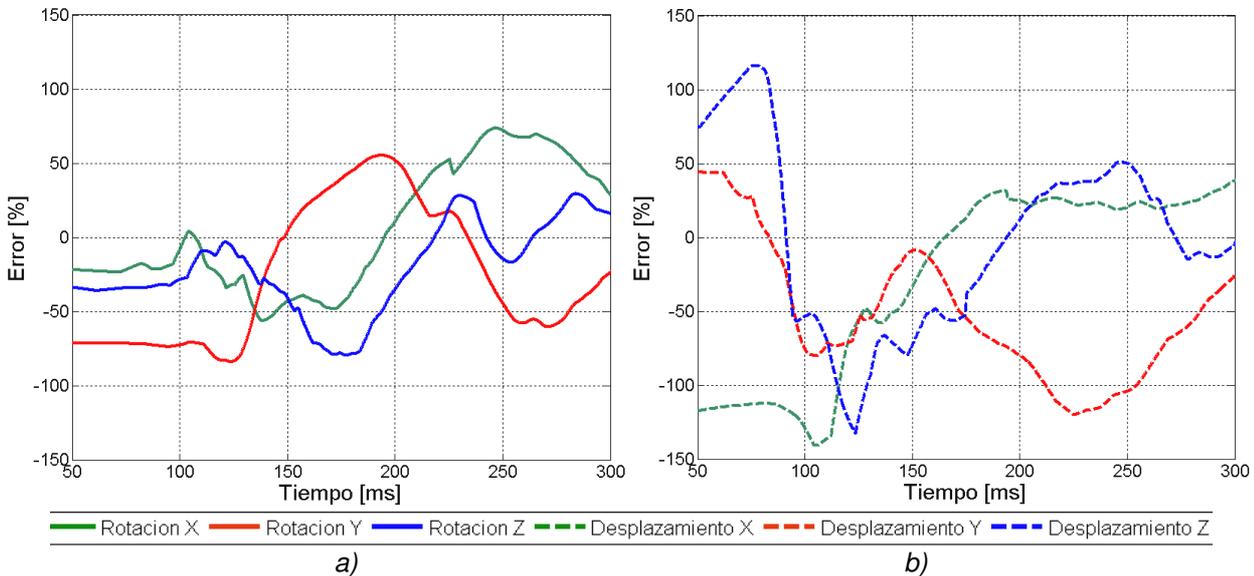


Fig. 6.18 Curvas de variación del error con respecto al “valor de las curvas medias”: a) rotaciones; b) desplazamientos.

En la figura 6.19 se presenta la comparación de los resultados de la actual simulación con los resultados del modelo base. Se observa que excepto el desplazamiento en Y, todas las demás curvas mejoran con la aplicación de corrección de error.

El error para la rotación en X ha disminuido con más de 100% frente al modelo base. Iguales resultados se observa para la rotación en Y, donde el error ha disminuido con más de 20%, y para la rotación en Z donde el error ha disminuido con casi 50%.

Para los desplazamientos el error se ha mantenido en los mismos valores máximos para desplazamiento en X y Z, aumentando para el desplazamiento en Y con unos 30%.

Para tener una imagen global sobre la mejora que se ha conseguido por la aplicación del método de corrección de error se necesita comparar las curvas del error total, correspondientes a los dos modelos considerados anteriormente: con corrección y sin corrección.

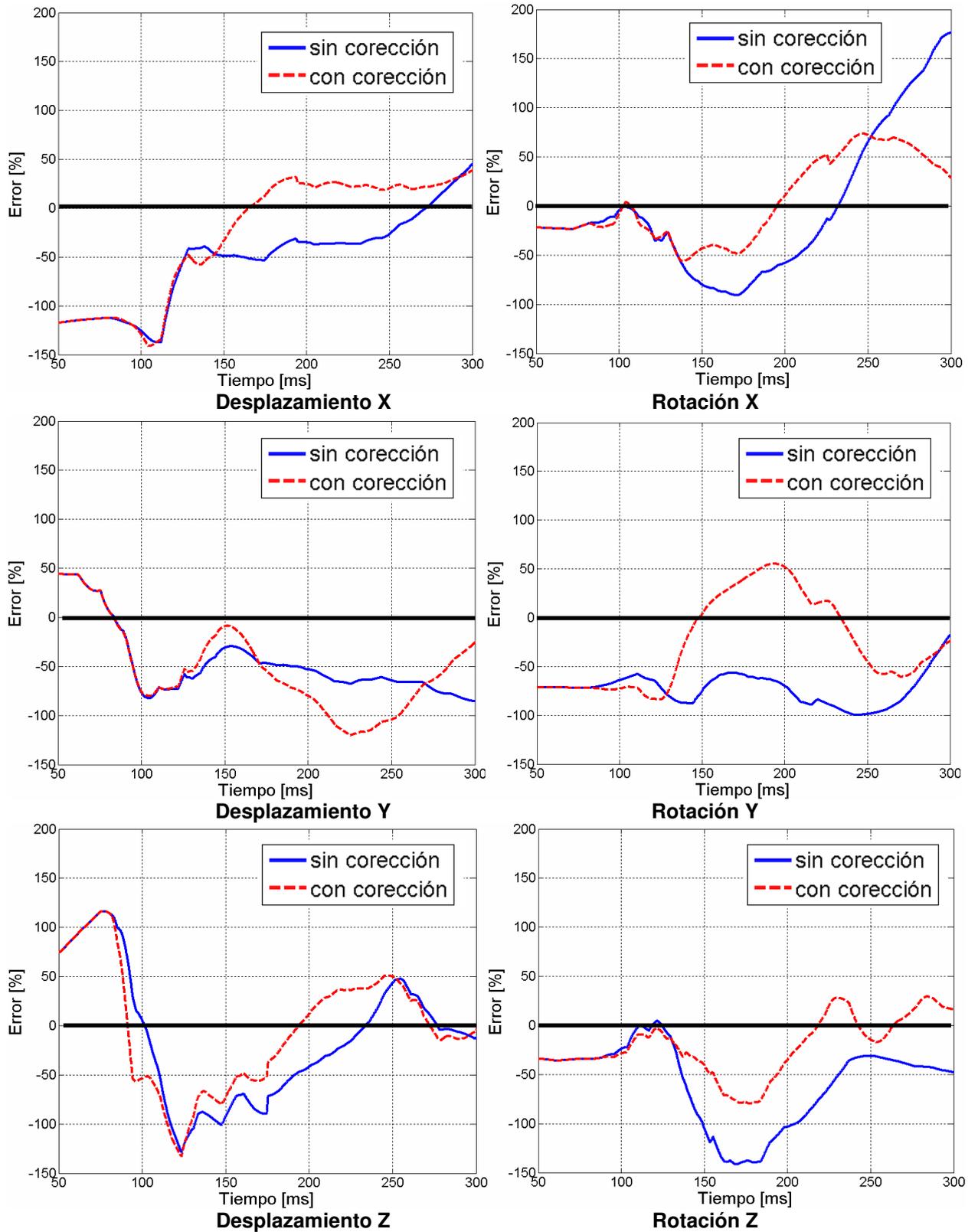


Fig. 6.19 Comparación entre los coeficientes de error relativo de los 2 modelos considerados.

Comparando las curvas del error total, de los dos modelos considerados anteriormente (con y sin corrección), se observa que el error total del modelo donde se ha aplicado la corrección del error ha disminuido su valor máximo después de los primeros 120 milisegundos con aproximadamente 60% (figura 6.20).

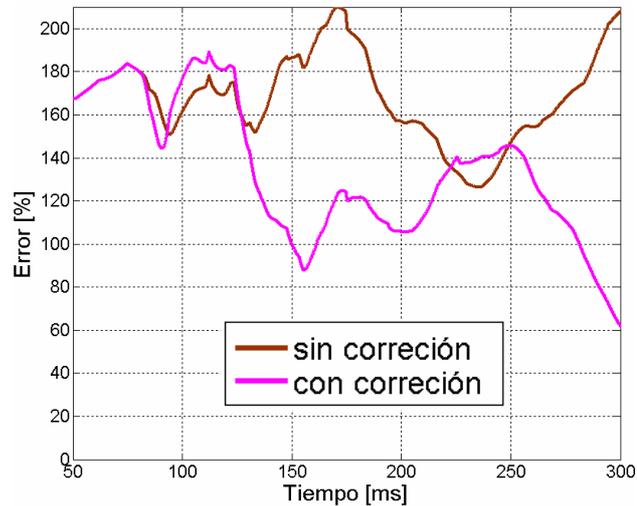


Fig. 6.20 Comparación entre el error total relativo para los 2 modelos considerados.

La forma de la activación muscular para las fibras musculares consideradas, se presenta en la figura 6.21, donde se observa una diferencia entre la activación muscular para los grupos de músculos antagonistas. Los músculos del lado izquierdo se activan antes que los músculos del lado derecho debido a la elongación que sufren (en lado derecho). Se observa que el modelo se corresponde con un control de tipo todo o nada.

Es posible que el primer pico de activación muscular se deba al posicionamiento de la cabeza en los primeros 50 milisegundos que no corresponde con la posición de las curvas medias de los corredores de validación.

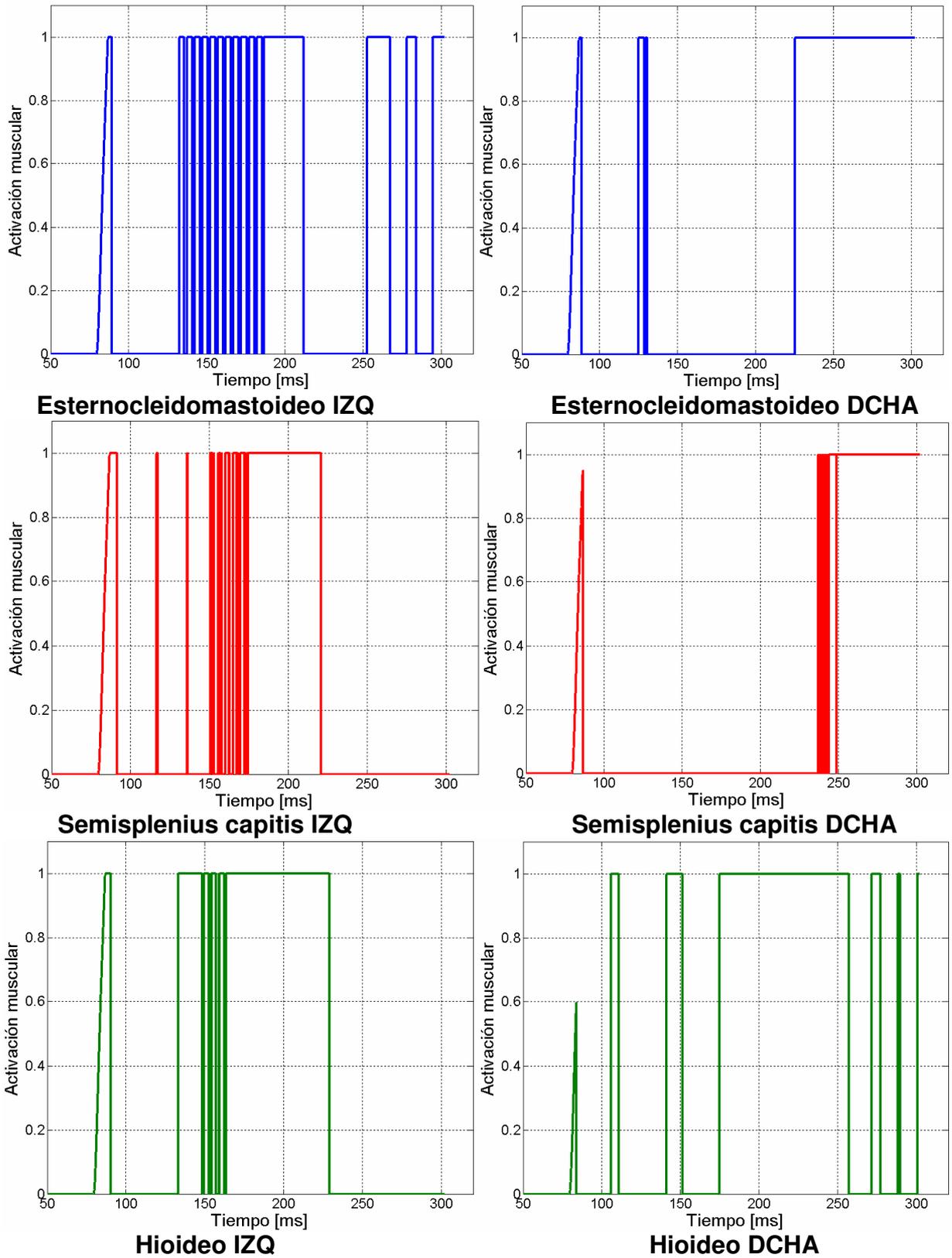


Fig. 6.21 Actividad muscular modificada por la corrección proporcional al error relativo.

### B. Corrección para un solo componente de posición: Rotación en Z

Para el actual análisis de la influencia de solo un parámetro, se ha tenido en cuenta la selección del error para el modelo con respecto al parámetro de posición angular alrededor del eje z (ángulo  $\gamma$  de Euler). Este parámetro puede ser substituido por cualquier otro parámetro del que el usuario del programa decida analizar su influencia.

La curva de rotación en Z con corrección para este mismo componente, junto con las curvas correspondientes de los otros dos casos considerados hasta ahora (sin corrección y con corrección de 6 componentes) se presenta en la figura 6.22.

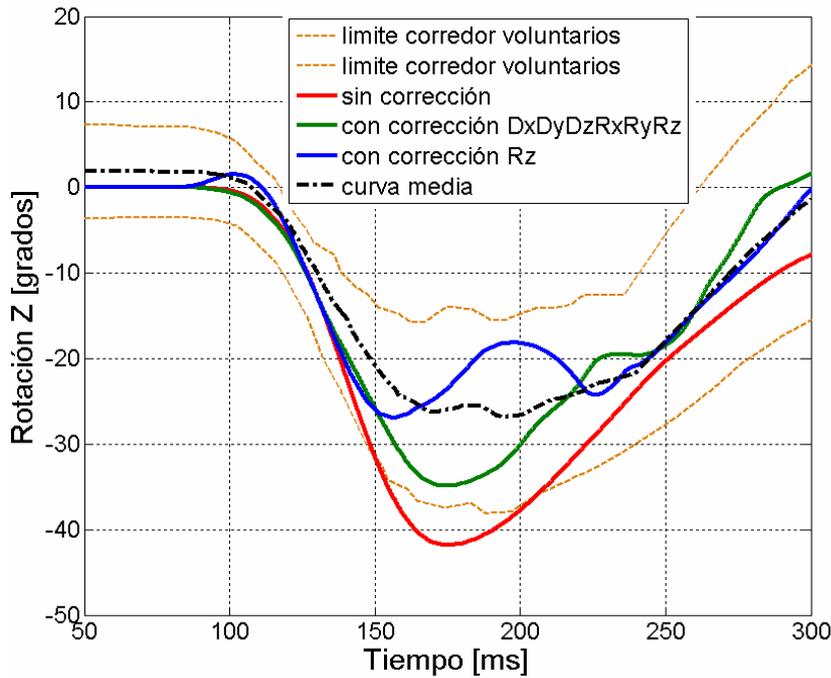


Fig. 6.22 Respuestas en rotación de la cabeza en Z según el método de corrección aplicado.

Los resultados de las curvas de error para el componente de rotación en Z en los 3 casos considerados hasta ahora, se presentan en la figura 6.23.

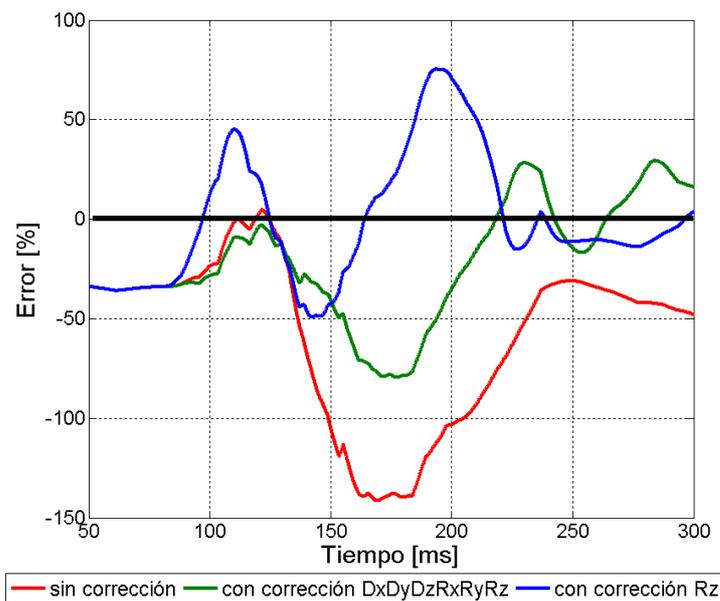


Fig. 6.23 Curvas de error por rotación en Z.

Se observa que utilizando el método de corrección para todos los 6 componentes (3 de desplazamiento y 3 de rotación) o para tan solo 1 componente (rotación en Z), en ambos casos el error del componente considerado (rotación en Z) disminuye. Se observa que el error resultante tras la corrección para solo un componente oscila alrededor de la línea de equilibrio hasta llegar a la posición de equilibrio.

### C. Análisis del retardo de la señal de corrección

A continuación se muestra una nueva prueba considerando los retrasos debidos al procesamiento de la información en el sistema nervioso central o local.

Se ha analizado el retraso de la señal de activación muscular para tres casos: 0, 10 y 20 milisegundos. Los resultados de estos retrasos se presentan en la figura 6.17.

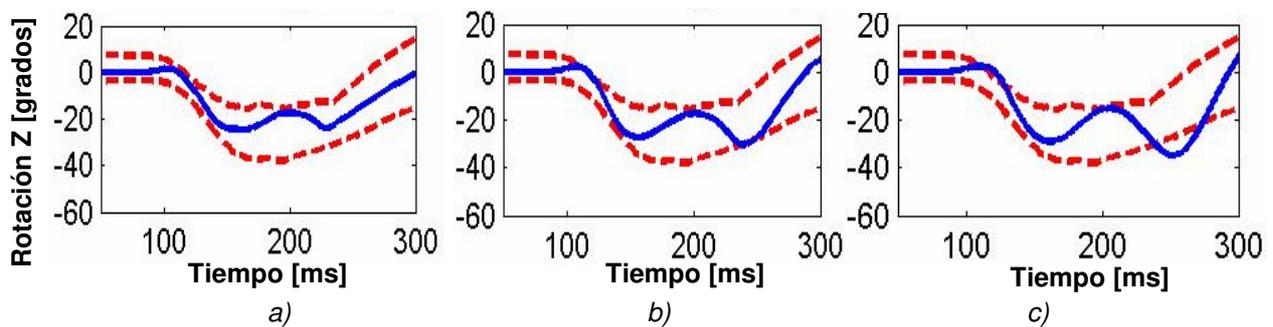


Fig. 6.24 Respuestas en rotación de la cabeza según el tiempo de retardo de corrección: a) sin retardo; b) retardo de 10 milisegundos; c) retardo de 20 milisegundos.

Se observa que cuanto más aumenta el retraso de la señal de corrección, más se aleja la curva analizada de la curva media del corredor de validación lo que demuestra que el retraso de la señal es nulo o que la curva media no es la curva que se debía seguir en la corrección del error. Los resultados obtenidos se deben considerar como tendencias y no como unos resultados exactos (o reales).

Comparando la activación muscular corregida con la activación muscular “clásica” según el modelo de [Panzer 2006] se observa una discontinuidad en todo el trayecto de la curva (figura 6.19).

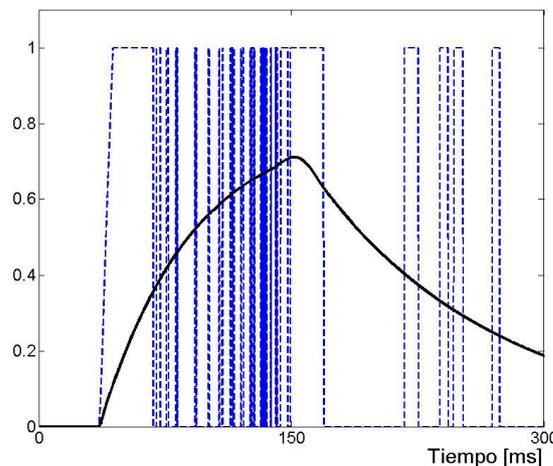


Fig. 6.25 Comparación de la activación muscular para el músculo esternocleidomastoideo: línea negra - activación clásica; línea azul-activación resultante tras la aplicación de corrección de error (factor de aumento de la sensibilidad del parámetro = 10).

El autor de esta tesis considera que se debería tener en cuenta el error de la posición de la cabeza en función de unos desplazamientos mínimos de las vértebras que hace que las señales de activación muscular tengan más frecuencia en unos músculos que en otros, modificando de este modo la activación muscular.

La aplicación del sistema PID hará que la activación muscular con sus características específicas no dependa de unos valores impuestos por el usuario sino de unos parámetros específicos del choque (incremento de velocidad, acercamiento a objetos, etc.) o de los valores máximos fisiológicos de elongación de los tejidos blandos o de la inclinación relativa entre las vértebras.

En realidad, las curvas respecto a cual se determina el error global del modelo deberían ser las curvas reales correspondiente a cada voluntario por separado y una curva de valor medio de un corredor correspondiente a varios voluntarios. Se debería buscar un patrón en la activación muscular de cada uno de los casos analizados.

## **CAPÍTULO 7: RESUMEN Y CONCLUSIONES**

Los resultados obtenidos a través de la realización de esta Tesis sobre la “Creación y validación de un modelo para el estudio de las lesiones cervicales por accidentes de tráfico”, han permitido llegar a unas conclusiones que se señalan, en forma resumida, a lo largo de este capítulo.

### **7.1. Revisión del estado actual de la técnica**

El resumen de la revisión del estado actual de la técnica del capítulo 3 se presenta a continuación:

- Están identificadas las principales lesiones en la región cervical causadas por accidentes de tráfico y los posibles mecanismos lesionales que producen estas lesiones. De este modo se ha observado que las lesiones cervicales abarcan desde microlesiones, indetectables con técnicas noinvasivas actuales, hasta roturas de vértebras y partes blandas que pueden llegar incluso a causar la muerte del afectado;
- Se ha observado que los afectados de las lesiones cervicales como consecuencia de un accidente de tráfico no tienen límite de edad, afectando desde niños de 2 años hasta mayores de 90 años;
- Se han expuesto una serie de “criterios de daño” cervical que permiten cuantificar la gravedad de la lesión en función de características cinemáticas o dinámicas producidas por el impacto;
- Se han presentado las medidas de protección cervical existentes actualmente en el mercado y se ha realizado una descripción de estos sistemas en función del mecanismo funcional: mecanismos de absorción de energía, sistemas integrados de protección cervical “activos” y pasivos (ver apartado 3.10).
- Se han identificado una serie de leyes específicas para el daño cervical donde se regula el valor de las indemnizaciones que se pueden recibir en función de la gravedad lesional.

### **7.1 Desarrollo del modelo**

El actual modelo matemático de cabeza-cuello es un modelo 3D desarrollado equiparando la columna cervical humana a un sistema de multicuerpos rígidos analizado mediante la formulación de Newton-Euler. La razón fundamental por elegir multicuerpos rígidos es para disminuir el tiempo de cálculo.

A partir de la descripción anatómica del cuello humano se ha definido la geometría de este modelo (ver el capítulo 4) considerándose los siguientes componentes:

- 8 vértebras (vértebras T1-C1) y la cabeza;
- 6 discos intervertebrales;

- 36 ligamentos para vértebras de la zona cervical inferior (T1-C2), 8 ligamentos en la unión C2-C1 y 4 ligamentos entre la unión de la cabeza con las vértebras C2 y C1;
- 170 elementos musculares con diferentes puntos de origen e inserción, correspondientes a 16 grupos de músculos.

Dada la complejidad del modelo ha sido necesario definir una serie de restricciones considerando conocidos algunos parámetros como: la rigidez de los ligamentos, el tipo de contracción muscular, el coeficiente de amortiguación de los ligamentos, dimensiones y forma de las vértebras, etc. Además se ha utilizado la forma no lineal para las características de los ligamentos y para las fuerzas de los músculos.

Los valores de los parámetros del modelo han sido elegidos según los intervalos de valores encontrados en la literatura especializada.

El modelo de músculo propuesto es una simplificación del real, ya que se desprecia la masa, asimilándole a un hilo que se apoya en las vértebras deslizándose sin rozamiento y con un comportamiento de acuerdo con el modelo de Hill y Zajac. Este modelo parece adecuado para los tipos de impacto considerado ya que la respuesta cumple las condiciones de validación establecidas. Si en un análisis bajo un impacto prescrito se desea conocer la posible rotura de alguna fibra muscular, basta añadir, en el código de este programa, una llamada de parada para cuando la tensión de dicha fibra supere el valor de la tensión de rotura.

Debido a las características de este programa ha sido necesario desarrollar un modelo de contacto para prevenir la penetración entre los cuerpos rígidos del modelo (ver apartado 4.3.3). Este modelo de aproximación – contacto entre las vértebras ha sido también validado. Si se desean estudiar las condiciones de rotura por contacto de una vértebra, basta introducir, análogamente al caso anterior, una línea de comandos con la llamada de parada.

También ha sido necesario corregir los errores angulares que aparecían en posiciones cercanas a 90° debido al redondeo numérico y por la multiplicidad de raíces de la función  $\text{sen}^{-1}$  (ver apartado 4.3.4).

Este modelo matemático se ha implementado numéricamente utilizando el programa Matlab cuyo código de programación está grabado en el soporte CD adjuntado a esta Tesis.

## 7.2 Validación del modelo

La validación del modelo de cabeza-cuello se ha llevado a cabo por el método “clásico”, utilizando corredores de validación de ensayos con voluntarios proporcionados por [Ewing 1971], [Wismans 1986] y [Thunnissen 1995]. De esta forma se ha realizado la validación en dos tipos de impacto: frontal (15g) y lateral (7g).

Para el impacto frontal se ha utilizado una activación muscular aplicada a los grupos de músculos antagonistas: flexores y extensores según las sugerencias de varios autores.

Se ha utilizado una activación máxima de 0.6 para los músculos flexores y de 0.9 para músculos extensores. Para ambos grupos de músculos se ha utilizado los instantes de activación-desactivación de 70-170 milisegundos.

Se ha comparando la influencia de la activación muscular realizándose una serie de pruebas en las que se ha observado que la activación muscular por músculos antagonistas (flexores y extensores) presenta mejores respuestas con respecto a los

corredores de validación, en comparación con los modelos con activación única para todos los músculos.

Para el impacto lateral se ha utilizado una activación muscular máxima de 0.8 aplicada a todos los grupos de músculos con los instantes de activación-desactivación 80-185 milisegundos.

Tras el análisis inicial de las curvas de validación en este tipo de impacto (lateral) se ha observado que la posición de la cabeza se mantiene dentro de los corredores de validación en los primeros 250 milisegundos después de cual el desplazamiento en X y las rotaciones en X e Y se salen de los corredores correspondientes a esta validación. Se ha considerado que esto se debe principalmente a la forma de activar los músculos sin tener en cuenta el funcionamiento antagónico entre ellos tal como se consideró en el impacto frontal. Este aspecto ha sido analizado en el capítulo 6.

Se ha estimado que las discontinuidades en las curvas de aceleración del actual modelo se deben, fundamentalmente, al establecimiento de un contacto.

Con este modelo se ha obtenido la dependencia entre los parámetros biomecánicos (fuerzas, momentos, aceleraciones, velocidades y desplazamientos) y los parámetros correspondientes a la configuración inicial del modelo en función del tipo de impacto considerado.

### **7.3 Aplicación del modelo**

Se ha observado que la formulación matemática para la activación muscular utilizada con anterioridad para el desarrollo de los modelos de simulación de cabeza-cuello (modelos presentados en el capítulo 3) no coincide con la activación real de los voluntarios. Por esto se ha analizado las características de los arcos reflejos y la influencia de estos sobre la activación muscular. Tras el análisis de estas características se considera que en la formulación matemática para la activación muscular se debe tener en cuenta la aparición del acto reflejo desencadenado por el dolor o presión que implica un cambio de centro elaborador (la medula espinal podría anular o modificar la señal de activación muscular que manda el cerebro) y una modificación de la activación muscular.

Para determinar la actividad muscular por grupos de músculos antagónicos y así mejorar la formulación de la activación muscular se ha considerado necesario el uso de un control activo en donde cada músculo se activa en función del error de posición. De este modo se ha conseguido mejorar la posición de la cabeza con respecto a los corredores de validación y disminuir el error total.

Se ha implementado el control activo de los músculos para tener en cuenta los actos reflejos para cada una de las 170 fibras musculares consideradas en este modelo comprobándose su validez. El tipo de control programado ha sido el proporcional al error obteniendo una mejora en la respuesta respecto del caso en el que no exista activación muscular, ya que se disminuye el error de posición. El programa permite variar fácilmente el modelo de activación muscular para poder profundizar en el estudio de este tema.

Comparando los resultados de los modelos con y sin corrección proporcional al error, con la constante de proporcionalidad supuesta, se aprecian una serie de aspectos interesantes:

- se ha observado la existencia de un patrón de activación muscular para los grupos de músculos antagonistas;
- la activación muscular resultante tras la aplicación de corrección de error es discontinua;
- la activación muscular se puede modificar debido a los actos reflejos locales condicionados por un determinado valor de tensión o presión que llegue a alcanzar algún elemento del cuello (ligamento, músculo, articulación, etc.) en el transcurso del movimiento dinámico;
- aplicando el método de corrección de error se ha observado una mejora para todas las 6 curvas (de posición) consideradas en el análisis;
- el error total para el modelo donde se ha aplicado la corrección del error ha disminuido el valor máximo del error total después de los primeros 120 milisegundos del orden del 60% frente al modelo sin corrección de error;
- el error resultante tras la aplicación del método de corrección para solo un componente oscila alrededor de la línea de equilibrio hasta llegar a la posición de equilibrio;
- cuanto más aumenta el retraso de la señal de corrección, más se aleja la curva analizada de la curva media del corredor de validación lo que demuestra que el retraso de la señal es nulo o que la curva media no es la curva que se debía seguir en la corrección del error.

El actual modelo tiene una serie de limitaciones entre las cuales se mencionan las siguientes:

- No se pueden determinar las tensiones en las vértebras ya que se han considerado como cuerpos rígidos;
- No se pueden analizar lesiones de vasos sanguíneos o de medula espinal;
- No tiene implementada la resolución numérica con un paso temporal variable.

## **7.4 Líneas futuras de investigación**

Los resultados de esta tesis pueden servir como base para la obtención de un criterio biomecánico de daño cervical específico para las condiciones de impacto lateral, si no existe implementado ningún criterio de daño cervical. Actualmente, con este modelo, se puede comprobar la validez de "los criterios de daño" de tipo cuantitativo para cualquier tipo de impacto o bien, utilizando estos criterios, predecir para estos impactos las posibilidades o la gravedad de lesiones cervicales sin necesidad de hacer pruebas con un maniquí.

Al ser un programa abierto y parametrizado, se puede reactualizar los parámetros para adaptarlos a cualquier configuración. De este modo es posible estudiar el comportamiento dinámico, ante el mismo tipo de impacto, para varios grupos de personas.

El actual modelo de cabeza-cuello puede ser integrado en un modelo de cuerpo humano completo y utilizado en el análisis y/o la predicción del comportamiento dinámico del cuello frente a un impacto en dirección frontal o lateral.

Es necesario validar el actual modelo en otros tipos de impactos: oblicuo, trasero y axial. También se puede analizar la respuesta dinámica de este modelo en las mismas direcciones de impacto utilizadas para la validación del mismo modelo pero en otras condiciones de impacto.

También es necesario un estudio para determinar la sensibilidad para la variación de algunos parámetros del modelo sobre la dinámica del mismo. Por ejemplo, se podría analizar la influencia de la variación de posicionamiento del centro de masa de las vértebras.

En actual modelo matemático se utiliza el valor de la constante de elasticidad de los músculos igual que en la mayoría de los modelos de simulación de la literatura, quedando para un trabajo futuro la implementación de la variación de rigidez para los músculos incluidos en este modelo. También se podría implementar una nueva formulación para el cálculo de la fuerza muscular para tener en cuenta el máximo de activación muscular según la velocidad y dinámica del ensayo.

Con este modelo se pueden analizar el comportamiento dinámico del cuello en contacto con protectores de cuello para optimizar el diseño de estos protectores.

Otra aplicación futura del modelo es introducir como datos de entrada la posición (lineal y angular) de la vértebra T1 y de la cabeza al mismo tiempo, obteniendo el comportamiento dinámico del cuello. De este modo se podrá comparar los resultados de este modelo con los resultados proporcionados por los "dummies" de ensayo en caso de choques reales.

Se ha indicado que realizar un análisis estocástico así como se consideraba en el capítulo 1 puede proporcionar solo unas tendencias que pueden variar en función de la formulación matemática utilizada en definir la activación muscular. Por otra parte este modelo no está validado para los tipos de impactos que resultan tras el análisis de los datos estadísticos de casos reales. Queda como línea futura de investigación estudiar la dependencia y la variabilidad entre los parámetros de los accidentes y algunos parámetros biomecánicos.

Al final del programa del código en Matlab, existe una opción ("mcc") que ofrece al usuario la posibilidad de crear a partir del código de Matlab un programa independiente. El programa resultante tras la compilación es más rápido y no requiere una licencia de MATLAB para su ejecución. Además, para facilitar el manejo del programa se puede hacer uso del comando "guide" de Matlab para crear ventanas de configuración de parámetros. Un ejemplo de este tipo de ventana se presenta en la figura 7.1.

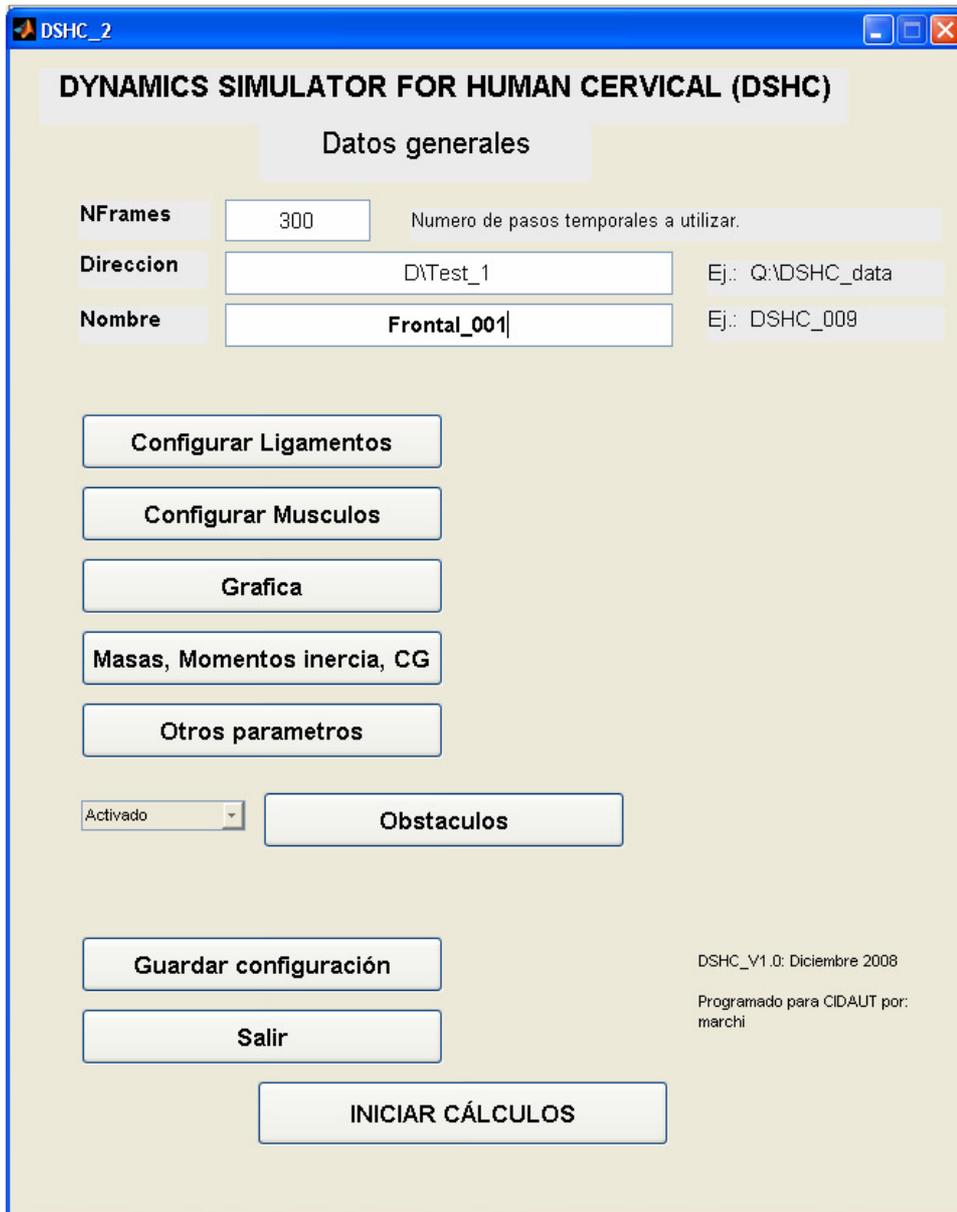


Fig. 7.1 Ventana grafica para el manejo del modelo

## **BIBLIOGRAFÍA**

[Aldman 1986] - Aldman B, An analytical approach to the impact of head and neck. 30th Annual American for Automotive Medicine, pp. 439-454, LC 64-1965, 1986;

[Alpinestar] - <http://alpinestarsinc.com/bionic-neck-support-dec2008>;

[Altair] - <http://www.altair.com/Default.aspx>;

[Anderson 1974] - Anderson L, D'Alonzo R., Fractures of the odontoid process of the Axis, J Bone Joint Surg - 56A, pp.1663–1674, 1974. (<http://www.ejbs.org/cgi/data/86/9/2081/DC1/1>);

[Anthropometry 2008] - Anthropometry, IENG 321 – Ergonomics and Human Factors Engineering, 2008. ([www.hpcnet.org/upload/directory/materials/14836\\_20080211140256.ppt](http://www.hpcnet.org/upload/directory/materials/14836_20080211140256.ppt));

[APCSystem] - <http://www.apcsystem.com/>;

[Argenson 2002] - ARGENSON C., et al., A scheme for the classification of lower cervical spine injuries, Department of Orthopaedics and Spinal Surgery - F-06202 Nice, France;

[Atlas 1] - Atlas de anatomía humana, Henry Gray; (<http://www.bartleby.com/107/illus87.html>);

[Atlas 2] - ATLAS. Medula espinal. (<http://www.psicoadactiva.com/atlas/medula.htm>);

[Baraza 2004] - Baraza Jesús Lafuente, El implante discal cervical como alternativa a la artrodesis en el tratamiento quirúrgico de la cervicoartrosis, Doctoral Thesis, Universidad Autónoma de Barcelona, 2004; ([www.tdx.cesca.es/TESIS\\_UAB/AVAILABLE/TDX-1215104-165533/jlb1de3.pdf](http://www.tdx.cesca.es/TESIS_UAB/AVAILABLE/TDX-1215104-165533/jlb1de3.pdf));

[Barnsley 1994] - Barnsley L., Lord S., Bogduk N., Whiplash injury. Pain 58: 283-307, 1994;

[Bermúdez 2002] - Bermúdez Jorge, El síndrome cervical postraumático prolongado por “latigazo cervical”, Revista argentina de medicina y cirugía del trauma, volumen 3, nr 1, p. 21-30, 2002;

[Bermúdez 2002b] - Jorge Bermúdez , Propuesta para la valoración médico-legal del síndrome cervical postraumático, 2002; ([www.apeba.org.ar/medicos/articulos/Baremo%20cervical.htm#PROPUESTA](http://www.apeba.org.ar/medicos/articulos/Baremo%20cervical.htm#PROPUESTA));

[Bertrand 2005] - Bertrand, Samuel, Modélisation géométrique 3D in vivo du tronc humain à partir de l'imageur basse dose EOS. Doctorat Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Centre de Paris, ENSAM 2005ENAM0020, 2005. (<http://paristech.bib.rilk.com/1505/>);

[Blouin 2003] - Jean-Sébastien Blouin, et al., Mécanismes de stabilisation de la tête sur le tronc en posture assise. Contribution réflexe, cognitive et adaptabilité de ces mécanismes, Université Laval, Québec, Canada, Experimental Brain Research 2003, 150:458-464; ([www.theses.ulaval.ca/2004/21529/21529.html](http://www.theses.ulaval.ca/2004/21529/21529.html));

[BOE47] - Boletín Oficial del Estado número 47 (ref. 5264) de 24 de febrero de 1993. “Orden de 18 de febrero de 1993 por la que se modifica la estadística de accidentes de circulación”. ([http://www.dgt.es/tramites/normativa/pdf/Orden\\_18\\_febrero\\_1993.pdf](http://www.dgt.es/tramites/normativa/pdf/Orden_18_febrero_1993.pdf));

[BOE5902] - Boletín Oficial del Estado número 5902 (ref. 2723) de 18 de febrero de 2005, “RESOLUCIÓN de 7 de febrero de 2005, de la Dirección General de Seguros y Fondos de Pensiones,

por la que se da publicidad a las cuantías de las indemnizaciones por muerte, lesiones permanentes e incapacidad temporal que resultarán de aplicación durante 2005, el sistema para valoración de los daños y perjuicios causados a las personas en accidentes de circulación”;

[Bogduk 2001] - Bogduk Nikolai, Narayan Yogonondan, Biomechanics of the cervical spine Part 3: minor injuries, *Clinical Biomechanics* 16, p.267-275, 2001;

[Bohlman 1978] - Bohlman HH., Acute fractures and dislocations of the cervical spine. An analysis of three hundred hospitalized patients and review of literature, *The Journal of bone and joint surgery*, 61:1119-1142, 1979;

[Bosio 1986] - Bosio A.C., Bowman B.M., Simulation of head-neck dynamic response in -Gx and +Gy. Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference, pp. 345–378. Society of Automotive Engineers. SAE Paper No. 861895, 1986;

[Boström 1996] - Boström O., et al., A New Neck Injury Criterion Candidate-Based on Injury Findings in the Cervical Spinal Ganglia after Experimental Sagittal Whiplash. Proc. 1996 Int. IRCOBI Conf., Ireland, pp. 123-136, SAE paper no. 1996-13-0009, 1996;

[Bowman 1984] - Bowman B.M., et al., Simulation análisis of head and neck dynamic response. In Proceedings of the 28th Stapp Car Crash Conference, pages 173–205. Society of Automotive Engineers, SAE Paper No. 841668, 1984;

[Brault 2000] - Brault JR., Siegmund GP., Wheeler JB., Cervical muscle response during whiplash: evidence of a lengthening muscle contraction, *Clin Biomech* (Bristol, Avon), nr. 15: pp. 426-435, 2000; ([www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&list\\_uids=10771121&dopt=Abstract](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&list_uids=10771121&dopt=Abstract));

[Brolin 2002] - Brolin Karin, Cervical spine injuries -numerical analyses and statistical survey, Doctoral Thesis, Department of Aeronautics, Division of Neuronic Engineering, Royal Institute of Technology, S-100 44 Stockholm, Sweden, Report 2002-29, ISSN 0280-4646, 2002;

[Camacho 1997] - Camacho D.L.A., et al., Experimental Flexibility Measurements for the Development of a Computational Head-Neck Model Validated for Near-Vertex Head Impact. Proceedings from the 41st Stapp Car Crash Conference, 473 – 486. SAE 973345, 1997;

[Cassidy 2000] - Cassidy J.D., et al., Effects of eliminating compensation for pain and suffering on the outcome of insurance claims for whiplash injury. *N Engl J Med*, 342(16):1179-1186; 2000; ([http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=pubmed&dopt=Abstract&list\\_uids=10770984](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=pubmed&dopt=Abstract&list_uids=10770984));

[Castro 2006] - Castro del Pozo, S. de. Manual de patología general: etiología, fisiopatología, semiología, síndromes. Masson-Barcelona, 2006;

[Cervicalgia] - Cervicalgia ([www.e-mexico.gob.mx/wb2/eMex/eMex\\_Cervicalgia](http://www.e-mexico.gob.mx/wb2/eMex/eMex_Cervicalgia));

[Chapra 2003] - Chapra Steven C., Canale Raymond P., “Métodos numéricos para ingenieros”, ISBN 970-10-3965-3, Edicon Mc Graw Hill, 2003;

[Chawla 2005] – Chawla A., et al., Validation of the cervical spine model in THUMS. Proc. of the 19th ESV Conference, Paper Number 05-0184, 2005; (<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/nrd-01/esv/esv19/05-0184-O.pdf>);

[Chazal 1985] - Chazal J., et al., Biomechanical Properties of Spinal Ligaments and a Histological Study of the Supraspinal Ligament in Traction. *Journal of Biomechanics* 18(3), 167 – 176, 1985;

[Chiriac 2006a] - Chiriac Marian, Estado actual de la técnica en lesiones cervicales tras accidentes de tráfico, Proyecto tutelado, Universidad de Valladolid, España, marzo 2006;

- [Chiriac 2006b] - Chiriac Marian, Optimización de un asiento para reducir el riesgo de lesiones cervicales en casos de impacto trasero, Proyecto tutelado, Universidad de Valladolid, España, mayo 2006;
- [Cichos 2006] - Cichos D., et al., Arbeitskreis messdatenverarbeitung fahrzeugsicherheit, Crash Analysis Criteria Description. Versión 2, octubre 2006; ([http://www.ni.com/pdf/products/us/crash\\_functions\\_descriptions.pdf](http://www.ni.com/pdf/products/us/crash_functions_descriptions.pdf));
- [Coelho 2000] - Danilo Gonçalves Coelho, et al., Risk factors of neurological lesions in low cervical spine fractures and dislocations, Arq Neuropsiquiatr, 58(4):1030-1034, 2000; (<http://www.scielo.br/pdf/anp/v58n4/3398.pdf>);
- [Combalia 2001] - Combalia Aleu A., et al., Síndrome del latigazo cervical, Medicina Integral, Vol. 38, Núm. 3, España, Julio-Agosto 2001;
- [Compensaciones] - Criminal injuries compensation scheme, Annex G; ([http://www.homeoffice.gov.uk/docs/comp\\_g.pdf](http://www.homeoffice.gov.uk/docs/comp_g.pdf));
- [Craig 2008] - Craig Newgard D., Defining the “older” crash victim: The relationship between age and serious injury in motor vehicle crashes, Accident Analysis and Prevention 40, pp. 1498–1505, 2008;
- [Crisco 1991] - Crisco J.J., Panjabi M.M., Dvorak J., A model of the *alar ligaments* of the upper cervical spine in axial rotation, J Biomechanics 24(7), pp.607-614, 1991;
- [Croft 1990] - Croft Arthur C., Michael Battey D., *Whiplash: the epidemic*, Spine Research Institute of San Diego, 1990; (<http://www.medforum.com/jobline-srch/lifeline/articles/bon00016/article.html>);
- [Crowe 28] - Crowe H., Injuries to the cervical spine. Presented at the annual meeting of the Western Orthopaedic Association, San Francisco, California, 1928;
- [Crowe 64] - Crowe H., A new diagnostic sign in neck injuries., Cal Med, 1964;
- [Dalmases 2007] - Arregui Dalmases C., Javier Luzón Narro, Experimentación con cadáveres humanos, Fundamentos de biomecánica en las lesiones por accidente de tráfico, Dirección General de Trafico, ISBN: 987-84-9751-259-6, 2007;
- [Dauvillers 1994] - Dauvillers F., et al., Development of a finite element model of the neck, 38th Stapp Car Crash Conference, SAE 942210, pp. 77-91, 1994;
- [Defino 2007] - Defino Helton L. A., et al. Treatment of traumatic dislocations of the cervical spine through anterior approach. Acta ortop. bras., vol.15, no.1, p.30-34. ISSN 1413-7852, 2007;
- [Dehner 2008] - Dehner Christoph, et al., Influence of anthropometry on the kinematics of the cervical spine and the risk of injury in sled tests in female volunteers, Accident Analysis and Prevention 40: pp.1305–1312, 2008; ([www.sciencedirect.com](http://www.sciencedirect.com));
- [Deng 1987a] - Deng Yih-Charng, Goldsmith W., Response of a human head/neck/upper-torso replica to dynamic loading – I. Analytical/numerical model, Journal of Biomechanics, 20: 471-486, 1987;
- [Deng 1987b] - Deng Yih-Charng, Goldsmith W., Response of a human head/neck/upper-torso replica to dynamic loading – II. Analytical/numerical model, Journal of Biomechanics, 20: 487-497, 1987;
- [Deng 1999] - Deng, Yih-Charng., Li, X., and Liu, Y., Modeling of the Human Cervical Spine Using Finite Element Techniques, 43th Stapp Car Crash Conference, SAE 1999-01-1310, 1999;
- [Deng 2002] - Deng Yih-Charng, Joanne Fu, Simulation and identification of the neck muscle activities during head neck flexion whiplash, SAE 2002-01-0017, pp.13-22, 2002;
- [Dentonatd] - ROBERT A. DENTON. INC. and DENTON ATD, INC; (<http://www.dentonatd.com>);

[Depatisnet] – [www.depatinet.de](http://www.depatinet.de);

[Design News] -Beth Stackpole, The Human Side of 3D Design, Design News, June 2, 2008; ([http://www.designnews.com/article/46161-The\\_Human\\_Side\\_of\\_3D\\_Design.php](http://www.designnews.com/article/46161-The_Human_Side_of_3D_Design.php));

[DGT] - Dirección General de Tráfico: <http://www.dgt.es/>;

[Donald 2001] - Donald Gore R., Valoración de los pacientes con dolor cervical, Medscape Orthopaedics & Sports Medicine 5(4), Medscape, Inc, 2001; ([www.traumazamora.org/guias\\_tratamiento/expcervical/expcervical.html](http://www.traumazamora.org/guias_tratamiento/expcervical/expcervical.html));

[Eppinger 1999] - Eppinger R., et al., Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems II. National Highway Traffic Safety Administration, Docket No. 1999-6407-5, 1999; ([http://ntl.bts.gov/lib/11000/11600/11669/rev\\_criteria.pdf](http://ntl.bts.gov/lib/11000/11600/11669/rev_criteria.pdf))

[Esat 2007] - Esat Volkan, Memis Acar, A multi-body model of the whole human spine for whiplash investigations, 2007; (<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/nrd-01/esv/esv20/07-0437-O.pdf>);

[Espacenet] – [www.espacenet.com](http://www.espacenet.com);

[Ewing 1969] - Ewing L. C., Dynamic response of the head and neck of the living human to –Gx impact acceleration. I. Experimental design and preliminary experimental data, NAMI 1064, USAARL, serial no. 69-6, 1969;

[Ewing 1970] - Ewing L. C., Dynamic response of the head and neck of the living human to –Gx impact acceleration. II. Accelerations measured on the head and neck, NAMRL 1122, USAARL, serial no. 71-11, 1970;

[Ewing 1971] - Ewing L. C., Thomas D. J., Human head and neck response to impact acceleration, NAMRL monograph 21, USAARL, 73-I, 1971;

[Fernández 2007] - Henry Juver Vergara Fernández, Sergio Anaya Vallejo, Tratamiento de las fracturas de odontoides, Revista COLUNA – vol. 6(3):149-154, 2007; ([http://www.coluna.com.br/revistacoluna/volume6/Col%206%203%20pag\\_149\\_154%20-%20Las%20fracturas%20odont%C3%B3ides.pdf](http://www.coluna.com.br/revistacoluna/volume6/Col%206%203%20pag_149_154%20-%20Las%20fracturas%20odont%C3%B3ides.pdf));

[Ferrari 1999] - Ferrari Robert, The whiplash encyclopedia. The Facts and Myths of Whiplash, an aspen publication, Gaithersburg, Maryland, EE.UU, 1999;

[Ferrari 1999b] - Ferrari R, Russell AS., Epidemiology of whiplash: an international dilemma, Ann Rheum Dis, 58:1-5, January 1999; (<http://ard.bmjournals.com/cgi/content/full/58/1/1>);

[Ftss] - First Technology Safety Systems: (<http://www.ftss.com/>);

[Garamendi 2003] - Garamendi P.M. y Landa M.I., Aproximación al análisis de los parámetros de valoración médico forense en relación con el síndrome de latigazo cervical en Vizcaya. Estudio retrospectivo 1995, 1997, 1999, 2001 y 2002., Cuadernos de Medicina Forense Nº 32, p.19-34, Abril 2003; (<http://scielo.isciii.es/pdf/cmfn32/original2.pdf>);

[Garamendi 2003b] - Garamendi P.M., Landa M.I., Epidemiología y problemática médico forense del síndrome de latigazo cervical en España, Cuadernos de Medicina Forense Nº 32, Abril 2003; (<http://www.uclm.es/profesorado/jmfernandez/grupos/curso%202005-2006/grupo%20A/8.pdf>);

[Garamendi 2004] - Garamendi P.M., Reflexiones sobre la Ley 34/2003 (1). Consideraciones generales sobre las tablas de indemnización de daños personales. Cuadernos de Medicina Forense Nº 36, p.19-28, Abril 2004; (<http://scielo.isciii.es/pdf/cmfn36/original3.pdf>);

[Gasser 1941] - Gasser Herbert S., The classification of nerve fibers, The Ohio Journal of Science. Vol. XLI, nr.3, May, 1941; ([https://kb.osu.edu/dspace/bitstream/1811/3153/1/V41N03\\_145.pdf](https://kb.osu.edu/dspace/bitstream/1811/3153/1/V41N03_145.pdf));

[GHBMC] - <http://www.ghbmc.com/>;

[Gilad 1985] - Gilad I., Nissan M., Sagittal evaluation of elemental geometrical dimensions of human vertebrae, J. Anat. 143, p.115-120, 1985;

[Gilad 1986] - Gilad I., Nissan M., A study of vertebra and disc geometric relations of the human cervical and lumbar spine. Spine 11(2), 154 – 157, 1986;

[Gilberto 2008] - Gilberto M. Manzano, et al., A brief historical note on the classification of nerve fibers, Arq Neuropsiquiatr 66(1), pp.117-119, 2008; (<http://www.scielo.br/pdf/anp/v66n1/33.pdf>);

[Goel 1988a] - Goel V.K., et al., Moment-Rotation Relationships of the Ligamentous Occipito-Atlanto-Axial Complex. Journal of Biomechanics 21, 673 – 680, 1988;

[Goel 1988b] - Goel V.K., et al., Kinematics of the cervical spine: effects of multiple total laminectomy and facet wiring. Journal of Orthopaedic Research 6, 611 – 619, 1988;

[Gomez 2007] - Seguí-Gomez M., et al., Retos de futuro, Fundamentos de biomecánica en las lesiones por accidente de tráfico, Direccion General de Trafico, ISBN: 987-84-9751-259-6, 2007;

[Grauer 1997] - Grauer J.N., et al., Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels. Spine 22, pp. 2489-2494, 1997;

[Gray 1918] - Gray H., Anatomy of the Human Body, 1918; (<http://www.bartleby.com/107/illus385.html>);

[Haland 1996] - Haland Y., et al., The influence of the car body and the seat on the loading of the front seat occupant's neck in low speed rear impacts, Proceedings 29th ISATA, 1996;

[Hasegawa 2003] - Hasegawa Junji, Akiyoshi Shiomi, A study of whiplash injury occurrence mechanisms using human finite element model, 8th Japan International SAMPE Symposium, November 18-21, Tokio-Japan, 2003. (<http://www.engineous.jp/cao/papers/20031118.pdf>);

[Health Care] - University Health Care, Utah- Estados Unidos ([http://library.med.utah.edu/pain\\_center/education/outlines/noci\\_transduc.html](http://library.med.utah.edu/pain_center/education/outlines/noci_transduc.html));

[Heikki] -Heikki Savolainem, ORGANOS SENSORIALES.EL CUERPO HUMANO ([http://www.cepis.ops-oms.org/foro\\_hispano/11.pdf](http://www.cepis.ops-oms.org/foro_hispano/11.pdf));

[Heitplatz 2003] - Heitplatz F., et al., An evaluation of existing and proposed injury criteria with various dummies to determine their ability to predict the levels of soft tissue neck injury seen in real world accidents, 18th ESV conference 2003, paper no.504, 2003;

[Hill 1970] – Hill A., First and last experiments in muscle mechanics, Cambridge University Press, 1970;

[Horst 2002] - Marike J. van der Horst, Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading: modelling and validation, Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven, ISBN 90-386-2843-9, 2002;

[Humos2] - <http://humos2.inrets.fr/partners.php>;

[Hyung 2005] - Hyung-Yung Choi, et al., Investigation of whiplash Injury in Korea, SAE Internacional, april -2005;

[Ibk 2005] - Ibk Heiko Soller, Data base which concerns Hangman's Fracture/Traumatic Spondylolisthesis C2/C3 and fractures of the Axis vertebra referring to published literature. Innsbruck/Austria, 2004-2005. (<http://www.dynaprog.de/hangman/hangman.pdf>);

[INE 2001] - Población de España - datos y mapas. ([www.ine.es;www.terra.es/personal8/926210878/dat/espania.htm](http://www.ine.es;www.terra.es/personal8/926210878/dat/espania.htm));

[Ivancic 2007] - Ivancic P.C., et al., Dynamic mechanical properties of intact human cervical spine ligaments, *The Spine Journal*, 2007;

[Jager 1993] - de Jager M., Mathematical modelling of the human cervical spine: A survey of literatura, IRCOBI, 1993;

[Jager 1994] - de Jager M., et al., A three-dimensional head-neck model: Validation for frontal and lateral impact, STAPP Car Crash Conference, SAE 942211, 1994;

[Jager 1996] - Jager Marius Kartel Johannes de, Mathematical Head-Neck Models for Acceleration Impacts, ISBN 90-386-0347-9, Tesis doctoral, Eindhoven University of Technology, 1996;

[Jáuregui 1995] - Jáuregui Javier Olabe, Alfredo López Anguera, Tratamiento de las fracturas del segmento cervical superior, Neurocirugía. Palma de Mallorca, 2000; (<http://www.neurovia.org/700/tratamientofc/fracturasc.doc>);

[Jeff] - <http://www.wheelessonline.com/images/jeff1.jpg>;

[Jefferson 1920] - Geoffrey Jefferson, Fracture of the atlas vertebra: report of four cases, and a review of those previously recorded. *British Journal of Surgery*, 7: 407-22, London, 1920; (<http://www.whonamedit.com/doctor.cfm/1073.html>);

[Jeffrey 2008] - Jeffrey Woldstad C., Neck and Head Biomechanics, Industrial and Manufacturing Engineering, Oregon State University, 12/22/2008. (<http://classes.engr.oregonstate.edu/mime/fall2002/ie285/?C=M;O=A>);

[Joslin 2004] - Joslin C.C., et al. Long term disability after neck injury: A comparative study., *Journal of Bone and Joint Surgery (Br)* 868(7):1032-1034 , Sept-2004;

[Jürgen 2007] - Jürgen Harás, Spinal column injuries. Atlas fractures (C1), Spine Surgery Information Portal, 2007; ([www.harms-spinesurgery.com](http://www.harms-spinesurgery.com));

[kalipedia] - [http://www.kalipedia.com/graficos/arco-reflejo.html?x=20070417klpcnavid\\_112.Ees](http://www.kalipedia.com/graficos/arco-reflejo.html?x=20070417klpcnavid_112.Ees);

[Kalliers 1991] - Kalliers D., et al., Considerations for a neck injury criterion, 35th Stapp Car Crash Conference, SAE P-251, 912916, pp. 401-417, 1991;

[Kaneoka 1999] - Kaneoka K., et al., Motion analysis of cervical vertebrae during simulated whiplash loading, *Spine* 24, pp.763-70, 1999;

[Kecskemethy 2000] - Kecskemethy Andres, et al., Simulating cervical vertebrae motion using elementary contact pairs, 26th Biental mechanisms and robotics conference, EE.UU, 2000;

[Kent 2007] - Kent Richard, et al., Experimentación con cadáveres humanos, Fundamentos de biomecánica en las lesiones por accidente de tráfico, Dirección General de Trafico, ISBN: 987-84-9751-259-6, 2007;

[Kettler 2004] - Kettler A., et al., A new acceleration apparatus for the study of whiplash with human cadaveric cervical spine specimens, *Journal of Biomechanics*, nr. 37, pp. 1607-1613, 2004;

[Kettler 2006] - Kettler A., et al., Influence of the crash pulse shape on the peak loading and the injury tolerance levels of the neck in in vitro low-speed side-collision, *Journal of biomechanics*, nr. 39, pp.323-329, 2006;

[Kiernan 2000] - Kiernan J. A., El sistema nervioso humano, Editores McGraw-Hill Interamericana, 2000;

[Kobayashi 2003] - Kobayashi S., Kitagawa Y., Development of a finite element model of the human neck for whiplash simulation, 18ESV Conference, Japon, 2003; (<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/nrd-01/esv/esv18/CD/Files/18ESV-000208.pdf>);

- [Koesterer 2008] - Koesterer T.K., Chapter 6: The Biomechanics of Human Skeletal Muscle, Basic Biomechanics, 4th edition Susan J. Hall, 2008;
- [Kolb 1986] - Kolb Bryan, Whishaw Ian Q., Fundamentos de neuropsicología humana, Editorial Labor, 1986;
- [Koval 2008] - Koval Pablo Rubén, Whiplash. Latigazo del Cuello, Medicina del Dolor-Pain Management; 2008; ([www.dolor-pain.com/whiplash.html](http://www.dolor-pain.com/whiplash.html));
- [Kumar 2002] - Kumar S., Narayan Y., Amell T., An electromyographic study of low-velocity rear-end impacts. Spine 27: 1044-1055; 2002;
- [Laporte 2000] - Laporte C., Saillant G., Lower cervical spine sprains , 3rd Traumatology Seminar, Pitié-Salpêtrière University Hospital, F-75013, Paris- France, 2000; ([www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo68\\_laporte/index.shtml](http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo68_laporte/index.shtml));
- [Leatt-brace] - [http://www.leatt-brace.com/index.php?page\\_id=50&msg\\_id=151&id=3#151](http://www.leatt-brace.com/index.php?page_id=50&msg_id=151&id=3#151);
- [Lee 2004] - Lee I.H., et al., Development of finite element human neck model for vehicle safety simulation, International Journal of Automotive Technology, Vol. 5, No. 1, pp. 33–46, 2004;
- [Levine 1991] - Levine A.M., Edwards C.C., Fractures of the atlas, J Bone Joint Surg Am., 73:680-691, 1991;
- [Linder 2000] - Linder Astrid, A new mathematical neck model for a low-velocity rear-end impact dummy: evaluation of components influencing head kinematics, Accident Analysis and Prevention 32, pp. 261–269, 2000;
- [Liz 2002] - Liz Thomas, Annexure D. Injuries sustained in road accidents In South Africa (1998/1999): Analysis of the Road Accident Fund's Data. Study Undertaken for the Road Accident Fund Comisión, Chapter 6: Sprains and strains of joints and adjacent muscles in the neck, Health & Development Group, Medical Research Council, South Africa, pp. 270-281, January 2002; (<http://www.transport.gov.za/library/docs/raf/annexD-6.pdf>);
- [Lizana] - Lizana Nora Pais, Impulso nervioso y sinapsis. ([http://www.slideshare.net/biologia\\_labranza/impulso-nervioso-y-sinapsis](http://www.slideshare.net/biologia_labranza/impulso-nervioso-y-sinapsis));
- [Lopik 2004] - Van Lopik, D. W., Acar, M., A computational model of the human head and neck system for the analysis of whiplash motion, International Journal of Crashworthiness, 9, No. 5, pp.465-473, 2004;
- [Lord 1996] - Lord S.M., et al., Chronic cervical zygapophysial joint pain after whiplash. A placebo-controlled prevalence study, Spine 21, pp. 1737-1744, 1996;
- [Maclsaac 2007] - Michael Maclsaac, Impact Dynamics and Mechanisms of Injury; B.C. Whiplash Initiative, 2007; ([www.health-sciences.ubc.ca/whiplash.bc/module1/mod1\\_2.html](http://www.health-sciences.ubc.ca/whiplash.bc/module1/mod1_2.html));
- [Macnab 1966] - Macnab I., Whiplash injuries of the neck, Manit Med Rev 46, pp.172-174, 1966;
- [Madymo theory] - Madymo theory manual, Release 6.4.1. (<http://www.tass-safe.com/cms/index.php>);
- [Matlab] - <http://www.mathworks.com/>;
- [Maurel 99] - Maurel Walter, 3D Modeling of the human upper limb including the biomechanics of joints, Muscles and Soft Tissues, Ph.D. Thesis, EPFL, Lausanne, Francia, 1999; (<http://ligwww.epfl.ch/~maurel/Publish/PhD98/pdfs/Thesis.pdf>);
- [McElhaney 2000] - McElhaney J. H., et al., Biomechanical aspects of cervical trauma, Accidental injury: Biomechanics and prevention, Springer, pp.324-373, 2000;

- [McRae 1990] – McRae Ronald, Tratamiento práctico de fracturas, Interamericana McGRAW-Hill, 1990;
- [Merrill 1984] - Merrill T., Goldsmith W., Deng Y. C., Three-dimensional response of a lumped parameter head-neck model due to impact and impulsive loading, J. Biomechanics, vol. 17, Nr. 2, pp. 81-95, 1984;
- [Mertz 2000] - Mertz Harold J., Anthropomorphic test device, Accidental injury: Biomechanics and prevention, Springer, pp.121-186, 2000;
- [Meyer 2004] - Meyer F., et al., Finite element modelling of the human head neck: modal análisis and validation in the frequency domain, IJCrash vol. 9, Nr 5., 2004;
- [Milosic 2002] - Milosic Mari, et al., Modifications of seat structures through FEA to improve occupant response in low speed rear impacts, 9th International MADYMO User's Meeting, Como- Italy, 10-11th October 2002;
- [MMV 2005] - Descripción del reposacabezas y evidencias científicas de su efectividad, El reposacabezas. vol2, Evidencias científicas MMV-2005, FITSA, ISBN: 84-609-7735-8, 2005;
- [Montero 2002] - Montero Julio Veloso, LATIGAZO CERVICAL (WHIPLASH), Valoración de costes asistenciales e indemnizatorios, IIª Jornada sobre aspectos Médico-Prácticos en la Valoración del Daño Corporal, 22 de Febrero de 2002, Barcelona, España; ([http://www.la-plaza.com/vdc/latigazo/html/Sr\\_Julio\\_Veloso\\_archivos/frame.htm](http://www.la-plaza.com/vdc/latigazo/html/Sr_Julio_Veloso_archivos/frame.htm));
- [Montoya 1997] - Felipe Moreno Montoya, Cinematica y dinamica de mecanismos 3D, Universidad de Valladolid, ISBN: 84-7762-698-7, 1997;
- [Morales 2003] - Morales Fernando Ramos, Félix Gil Orbezo, Cesáreo Trueba Davalillo, Clasificación y manejo de las lesiones cervicales producidas por mecanismo de aceleración-desaceleración, Acta Ortopédica Mexicana, 17(5): pp.211-215, Sep.-Oct 2003;
- [Moroney 1988] - Moroney S. P., et al., Load-displacement properties of lower cervical spine motion segment, J. Biomechanics, Vol. 21, Nº. 9, pp. 769-779, 1988;
- [Muñoz 2005] - Muñoz D., et al., A study of current neck injury criteria used for whiplash analysis. Proposal of a new criterion involving upper and lower neck load cells, 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, June 2005. Washington, Paper Number 05-0313; (<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/nrd-01/esv/esv19/05-0313-O.pdf>);
- [Myers 1998] - Myers BS, 1998, Cervical spine muscle. Final Report F.2c, Duke University, Durham, North Carolina, USA, 1998;
- [NASA 78] - NASA Reference Publication 1024, Anthropometric Source Book, Volume II: A Handbook of Anthropometric Data, 1978; ([http://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/19790005540\\_1979005540.pdf](http://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/19790005540_1979005540.pdf));
- [Nibu 1997] - Nibu K., et al., Dynamic elongation of the vertebral artery. during an in vitro whiplash simulation, European Spine Journal 1997;6(4), pp.286–289, 1997;
- [Nightingale 2002] - Nightingale R.W., et al., Comparative Strengths and Structural Properties of the Upper and Lower Cervical Spine in Flexion and Extension. Journal of Biomechanics 35, 725 – 732, 2002;
- [Nightingale 2007] - Nightingale R.W., et al., Flexion and Extension Structural Properties and Strengths for Male Cervical Spine Segments. Journal of Biomechanics, 2007;
- [Normas DGT] - Normas para cumplimentar el Cuestionario Estadístico de accidentes de circulación con víctimas, Dirección General de Tráfico - Ministerio del Interior;

[Obelieniene 1999] - Diana Obelieniene, Harald Schrader, Gunnar Bovim, Irena Miseviene, Trond Sand, Pain after whiplash: a prospective controlled inception cohort study, J Neurol Neurosurg Psychiatry, 66:279-283, March- 1999;

[Ojeda] - Ojeda José Gil, Díez Agúndez M. Del Rosario, Comentarios sobre el esguince cervical, Gabinete de Valoración del Daño Corporal del Centro de Traumatología Teldense, (<http://www.peritajemedicoforense.com/OJEDA5.htm>);

[Ono 1997] - Ono K., Kaneoka K., Wittek A, Kajzer J., Cervical injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low speed rear impacts, Proceedings 41st Stapp Car Crash Conference: 339-355, 1997;

[Ortega 2003] - Ortega Pérez A., Revisión crítica sobre el síndrome del latigazo cervical (i): ¿De veras existe una lesión anatómica?, Cuadernos de medicina Forense N° 34 - Octubre 2003;

[Ortoinfo 2006] - Síndrome del latigazo cervical, Ortoinfo, España, 2006; (<http://www.uclm.es/profesorado/jmfernandez/grupos/curso%202005-2006/grupo%20A/6.pdf>);

[Palastanga 2000] - Nigel Palastanga, Derek Field, Roger Soames, Anatomía y movimiento humano: Estructura y funcionamiento, Editorial Paidotribo, ISBN 8480195002, 9788480195003, 2000;

[Panero 1987] - Julio Panero, Martin Zelnik, Las dimensiones humanas en los espacios interiores. Estándares antropométricos., Ediciones G. Gili, S.A. de C.V., Mexico, 1987;

[Panjabi 1986] - Panjabi M.M., et al., Three-Dimensional Load-Displacement Curves Due to Forces on the Cervical Spine. Journal of Orthopaedic Research 4, pp.152 – 161, 1986;

[Panjabi 1991] - Panjabi M.M., et al., Cervical human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions, Spine- volume 16, number 8, p.861-869, 1991;

[Panjabi 1998] - Panjabi M.M., et al, The mechanical properties of human alar and transverse ligaments at slow and fast extension rates, Clinical Biomechanics Vol. 13, No. 2, pp. 112-120, 1998;

[Panjabi 1998b] - Panjabi MM, Nibu K, Cholewicki J, Whiplash injuries and the potential for mechanical instability. Eur Spine J. 1998-7, pp.484-492, 1998;

[Panjabi 1999] - Panjabi M., Wang J., Delson N., Neck injury criterion based on intervertebral motions and its evaluation using an instrumented neck dummy; Proc. IRCOBI Conf.; pp. 179-190, 1999;

[Panzer 2006] - Matthew Brian Panzer, Numerical Modelling of the Human Cervical Spine in Frontal Impact, Tesis doctoral, Universidad de Waterloo, Ontario-Canada, 2006;

[Prasad 2000] - Prasad Priya, Clifford Chou C., A review of mathematical occupant simulation models, Accidental injury: Biomechanics and prevention, Springer, pp.121-186, 2000;

[Press 2001] Noticia: María Poveda, El esguince cervical es una lesión exclusiva de los países desarrollados, Diario Médico, 20 de diciembre de 2001; (<http://www.diariomedico.com/edicion/noticia/0,2458,89112,00.html>);

[Press 2003] – Noticia: El síndrome del latigazo cervical cuesta 9.700 millones de euros en la UE por las bajas laborales e indemnizaciones, Europa Press, Barcelona 23, 14:26, 23/1/2003; (<http://salud.medicinatv.com/noticias/default.asp?codigo=286834>);

[Press 2004] – Noticia: Más de 25.000 españoles sufren al año síndrome de latigazo cervical motivado por actividades deportivas o accidentes, Europa Press, Madrid 10; 13:44, 10/8/2004; (<http://salud.medicinatv.com/noticias/default.asp?codigo=314346>);

[Press 2005a] – Noticia: Rubén Asensio, El latigazo cervical es la lesión más indemnizada por choques de tráfico, 20Minutos, 11.04.2005; (<http://www.20minutos.es/noticia/15735/0/latigazo/cervical/lesion/>);

[Press 2005b] – Noticia: Raquel Ruiz, El latigazo cervical, la lesión por la que pagan mayor indemnización, 20Minutos, 29.03.2005; (<http://www.20minutos.es/noticia/13285/0/cervical/paga/indeminizacion/>);

[Press 2008a] – Noticia: EFE, El collarín retrasa la recuperación al sufrir un latigazo cervical en un accidente, 22/12/2008; (<http://www.20minutos.es/noticia/438516/0/collarin/cervical/>);

[Press 2008b] – Noticia: El Colegio de Fisioterapeutas advierte que el collarín retrasa la recuperación de los problemas cervicales, Europa Press, 23/12/2008; (<http://www.diariodesalud.com/diarioSalud/servlets/noticia.jsp?idNoticia=387543>);

[Prives 1984] - Prives M., Lisenkov N., Bushkovich V., Anatomia humana, Tomo 1, Quinta edición, Traducción del ruso, Editorial MIR, Moscú, 1984;

[Protocolo 2002] - Propuesta protocolo de actuación y valoración. Síndrome del latigazo cervical, IIª Jornada sobre aspectos Médico-Prácticos en la Valoración del Daño Corporal, Barcelona, España, 22 de Febrero de 2002; (<http://la-plaza.com/vdc/latigazo/protocolo.htm>);

[Przybylski 1998] - Przybylski G.J., et al., Quantitative Anthropometry of the Subatlantal Cervical Longitudinal Ligaments. Spine 23(8), 893 – 898, 1998;

[Radenton] - DENTON ATD, INC ([www.radenton.com](http://www.radenton.com));

[Randolph] - Randolph Evans W., Whiplash Around the World, Headache: The Journal of Head and Face Pain, Volume 35 Issue 5, Pages 262 – 263, Published Online: 18 May 2005;

[Roux] - Roux Etienne, Mécanisme De Whiplash, Strategie et Prise en charge aux differents stades; ([www.dolor.ch/hm/dol984f.htm](http://www.dolor.ch/hm/dol984f.htm));

[Ruben 2007] - Rubén Nieto, et al., Factores de riesgo en el latigazo cervical: El papel del miedo-evitación y el catastrofismo, XXII Jornada de Terapia del Comportament i Medicina Conductual en la práctica clínica, Barcelona, 29 de Marzo del 2007;

[Saab] – (<http://www.edmunds.com/media/ownership/safety/antiwhiplash/saab.whiplash.500.jpg>);

[Saftyforum] – (<http://www.saftyforum.com/lowspeed>);

[Sales] – (<http://www.neurocirugia.com/static.php?page=fracturaodontoides>);

[Schmitt 2001] - Schmitt K.U., et al., A new neck injury criterion candidate for rear-end collisions taking into account shear forces and bending moments, 17th ESV conference 2001, paper no.124, 2001; ([http://www.agu.ch/pdf/ESV\\_paper.pdf](http://www.agu.ch/pdf/ESV_paper.pdf));

[SEER] - SEER's Training Web Site, Anatomy and Physiology. Anatomical Terminology. Planes of the Body. ([http://training.seer.cancer.gov/module\\_anatomy/unit1\\_3\\_terminology2\\_planes.html#](http://training.seer.cancer.gov/module_anatomy/unit1_3_terminology2_planes.html#));

[Severy 1955] - Severy D.M., Mathewson J.H., Bechtol C.O., Controlled automobile rear-end collisions. An investigation of related engineering and medical phenomena, Can Services Med J 11: 727-759, 1955;

[Shea 1991] - Shea M., et al., Variations of Stiffness and Strength along the Human Cervical Spine. Journal of Biomechanics 24(2), 95 – 107, 1991;

[Siegmund 2000] - Siegmund G. P., Brault J.R, Wheeler J.B., The relationship between clinical and kinematic responses from human subject testing in rear-end automobile collisions, Accident Analysis and Prevention, v. 32, p. 207-217, 2000;

[Siegmund 2002] - Siegmund G., et al, Do cervical muscles play a role in whiplash injury?, Journal of whiplash & related disorders, vol.1, nr.1, pp.23-40, 2002;

[Snell 1984] - Snell Richard S., Anatomía clínica, Segunda edición, Nueva Editorial, Interamericana, México, 1984;

[Sobotta 1993] - Sobotta J., et al., Atlas de Anatomía Humana. Cabeza, cuello y miembro superior, 20ª Edición, Tomo 1, Editorial medica Panamerica, 1993;

[Stanley 1994] – Stanley H.B., Mertz H.J., Hybrid III: The first human-like crash test dummy, SAE PT-44, ISBN 1-56091-449-1, 1994;

[Stemper 2001] - Stemper B.D., Development of extension kinematic corridors to validate a head/neck finite element model, Biomed Sci Instrum. 2001-37, pp.239-442001;

[Subach 1999] - Subach B. R., et al., Management of Acute Odontoid Fractures with Single–Screw Anterior Fixation, Neurosurgery, 45(4): 812-9;discussion 819-20. Review, 1999;

[Suzuki 2004] - Suzuki T, Morimura N, Sugiyama M, Kitahara T, Soma K, How often should computed tomographic scans following cross-table lateral cervical films be performed?, Journal of Orthopaedic Surgery;12(1):40–44; 2004;

[Svensson 1989] - Svensson M. Y., et al., A Theoretical Model for and a Pilot Study Regarding Transient Pressure Changes in the Spinal Canal under Whip-lash Motion. Dept. of Injury Prevention, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, R 005, 1989; (<http://webfiles.ita.chalmers.se/~mys/MyPubl/A%20TeoreticalM.pdf>);

[Svensson 1993] - Svensson M. Y., et al., Pressure Effects in the Spinal Canal during Whiplash Extension Motion - A Possible Cause of Injury to the Cervical Spinal Ganglia. SAE paper no. 1993-13-0013 Proc. 1993 Int IRCOBI Conf., Eindhoven, Netherlands, pp. 189-200, 1993; (<http://webfiles.ita.chalmers.se/~mys/PumpIRCO.pdf>);

[Svensson 2001] - Svensson, M.Y., Injury Biomechanics of the Cervical Spine in Car Collisions: Some needs for further research. Proc. International Congress on Whiplash Associated Disorders, Berne, Switzerland, March 2001, pp. 3-7, 2001; (<http://www.mvs.chalmers.se/~mys/MyPubl/Bern-01.pdf>);

[Tan 2004] - Tan, S. H., et al., Quantitative three-dimensional anatomy of cervical, thoracic and lumbar vertebrae of Chinese Singaporeans, European Spine Journal, Volume 13, Number 2, March 2004, pp. 137-146, DOI: 10.1007/s00586-003-0586-z, 2004;

[Taylor 1975] - Taylor J. R., Growth of human intervertebral discs and vertebral bodies, J. Anat., 120, 1, pp. 49-68, Great Britain, 1975;

[Teo 2004] - Teo EC., et al., FE analysis of head-neck responses during whiplash, 3rd INFATS Shanghai China, 28-30 June 2004;

[THUMS] – Total Human Model for Safety. ([http://www.dynamore.de/download/models/human\\_model\\_thums.pdf](http://www.dynamore.de/download/models/human_model_thums.pdf));

[Thunnissen 1995] - Thunnissen J., et al., Human volunteer head-neck response in frontal flexion a new análisis, 39th Stapp Car Crash Conference Proceedings, P299, SAE 952721, pp. 439460, 1995;

[Vasavada 2007] - Vasavada A.N., et al., Head and neck anthropometry, vertebral geometry and neck strength in height-matched men and women. Journal of Biomechanics, doi:10.1016/j.jbiomech.2007.07.007, 2007;

[Verver 2004] – Verver Muriëlle, Numerical tools for comfort analyses of automotive seating, Dissertation, TU Eindhoven, 2004;

[Veziin 2005] - Veziin P., Verriest J.P., Development of a set of numerical human models for safety. Proc. of the 19th ESV Conference, Paper Number 05-0163, 2005; (<http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/nrd-01/esv/esv19/05-0163-O.pdf>);

- [VHP 1986] - VHP, Visible Human Project, 1986; ([http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html));
- [Vial 2003] - Seguridad vial - la era de los simulacros, I+DT info, N° 37 - Mayo 2003; (<http://europa.eu.int/comm/research/rtdinfo/37/01/box1>);
- [Viano 2003] - Viano David C., The Debate Between Stiff and Yielding Seats, SAE, PT 106, ISBN: 0-7680-1258-9, 2003;
- [Villalón García] - Villalón Ángel Luis García, Reflejos espinales, Paginas de docencia de fisiología, ([http://www.uam.es/personal\\_pdi/medicina/algvilla/refesp/refesp.htm](http://www.uam.es/personal_pdi/medicina/algvilla/refesp/refesp.htm));
- [VMED] - Skeletal muscle receptors, VMED 5171/NS6/GMS. (<http://rover.vetmed.lsu.edu/student/2009/SkeletalMuscleReceptors.ppt>);
- [Volvo] - <http://www.edmunds.com/media/ownership/safety/antiwhiplash/volvo.whiplash.500.jpg>;
- [Watanabe 2000] - Watanabe Y., et al., Influence of seat characteristics on occupant motion in low-speed rear impacts, Accid Anal Prev 32, pp.243-250, 2000;
- [webdelaespalda] - Cómo es y cómo funciona la espalda. ([www.webdelaespalda.org/divulgativa/como\\_es\\_funciona/discos.asp](http://www.webdelaespalda.org/divulgativa/como_es_funciona/discos.asp));
- [Wendell 2005] - Wendell Liemohn, Prescripción del ejercicio para la espalda, Editorial\_PAIDOTRIBO, ISBN: 978-84-8019-854-7, 2005; ([www.paidotribo.com/pdfs/828/828.0.pdf](http://www.paidotribo.com/pdfs/828/828.0.pdf));
- [Wheeldon 2006] - Wheeldon J.A., et al., Experimental Flexion/Extension Data Corridors for Validation of Finite Element Models of the Young, Normal Cervical Spine. Journal of Biomechanics 39, 375 – 380, 2006;
- [White 2002] - White Marc Ira, Toward an evidence-informed, theory-driven model for continuing medical education, Tesis, etd-04292003-084929, 2002, (<http://skeena.library.ubc.ca/theses/available/etd-04292003-084929/>);
- [William 2001] - William Diem, Anti-whiplash systems, AutoTechnology 2/2001, p.44-45, 2001;
- [Winters 1988] - Winters J.M., Stark L., Estimated Mechanical Properties of Synergistic Muscles Involved in Movements of a Variety of Human Joints, Journal of Biomechanics 21(12), pp.1027-1041, 1988;
- [Wismans 1986] - Wismans J., et al., Omni-Directional Human Head-Neck Response. Proceedings of the 30th Stapp Car Crash Conference, SAE Paper No. 861893, pp.313-331, 1986;
- [Wyllie 1998] - Wyllie E., et al., El síndrome del «bebé sacudido» (shaken baby): una causa no accidental de traumatismo encéfalo craneano, N Engl J Med, 338:1822-1829, Departamento de Neurología y Psiquiatría, Fundación Clínica de Cleveland, Ohio, EE.UU; 1998; ([http://www.sap.org.ar/publicaciones/correo/cor2\\_99/cor752.htm](http://www.sap.org.ar/publicaciones/correo/cor2_99/cor752.htm));
- [Yamazaki 2000] - Yamazaki K., et al., A Simulation Analysis of Human Cervical Spine Motion During Low Speed Rear- End Impacts, Stapp Car Crash Conference 44th, SAE 2000-01-0154, 2000;
- [Yan 2006] - Yan Jun, A computer simulation model of the human head-neck musculoskeletal system, Tesis, University of Tennessee and The University of Memphis, 2006; (<http://etd.utmem.edu/WORLD-ACCESS/yan/2006-002-yan.pdf>);
- [Yang 2006] - Yang King H., et al., Development of Numerical Models for Injury Biomechanics Research: A Review of 50 Years of Publications in the Stapp Car Crash Conference, Stapp Car Crash Journal, vol. 50, pp. 429-490,2006;

[Yoganandan 1989] - Yoganandan, N., et al., Dynamic response of human cervical spine ligaments, Spine 14(10), pp.1102 – 1110, 1989;

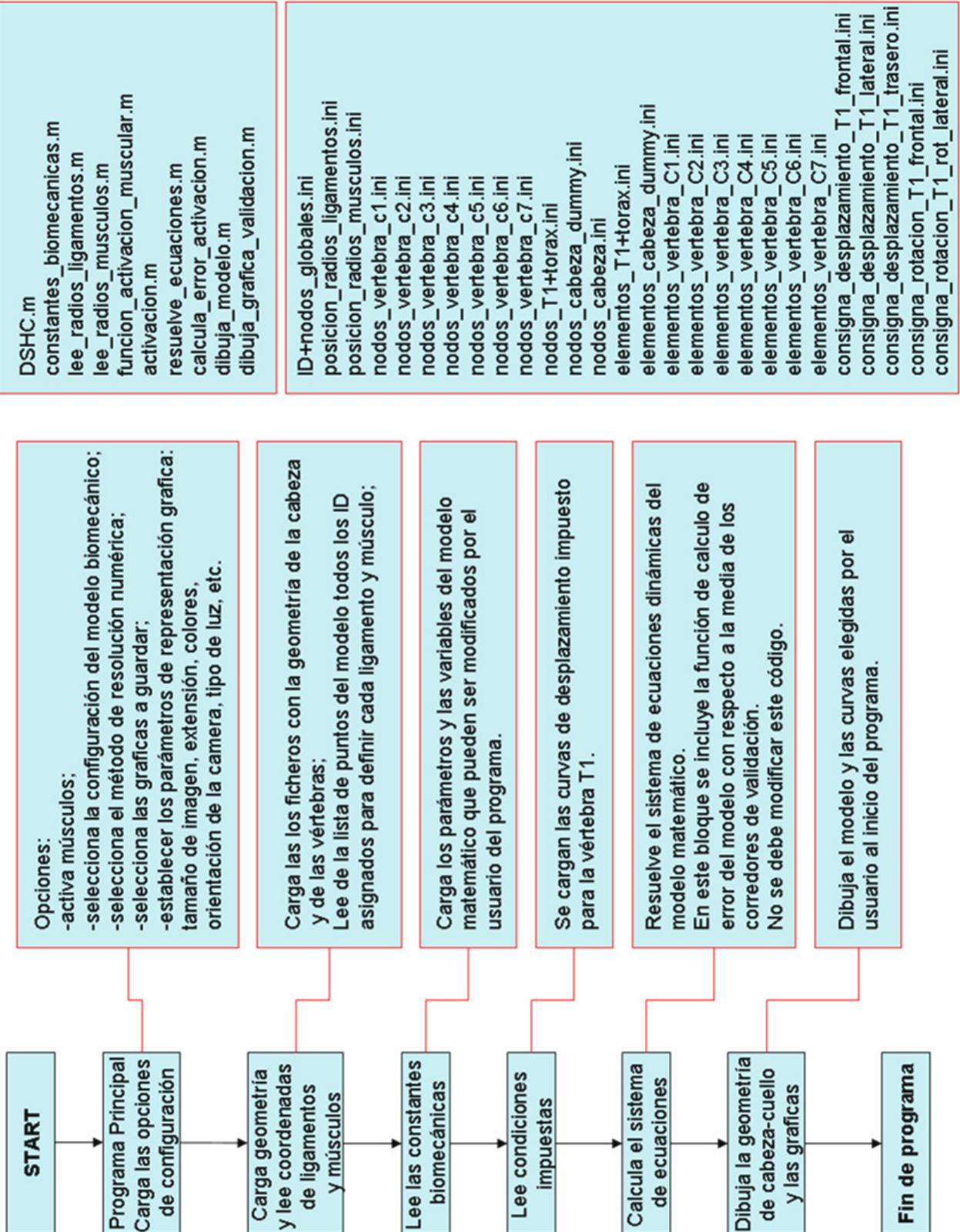
[Yoganandan 2001] - Yoganandan N., et al., Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling, Clinical Biomechanics 16, pp.1-27, 2001; ([www.elsevier.com/locate/clinbiomech](http://www.elsevier.com/locate/clinbiomech));

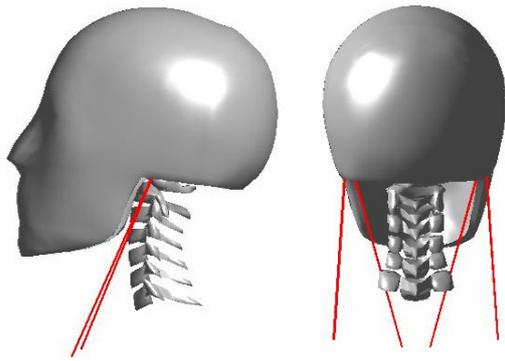
[Yoganandan 2001b] - Yoganandan N., et al., Whiplash Injury Determination With Conventional Spine Imaging and Cryomicrotomy, SPINE Volume 26, Núm. 22, pp. 2443-2448, 2001;

[Yolanda 2006] - Yolanda Martín Aparicio, Estudio morfométrico de la región cervical humana mediante técnicas de análisis de imagen, Universitat De Valencia, I.S.B.N.:84-370-6495-3, 2006;

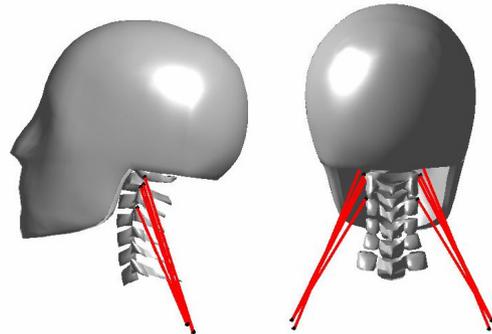
[Zajac 1989] – Zajac Felix E., Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, Crit Rev Biomed Eng, Vol. 17, No. 4, pp. 359-411, 1989;

[Zhang 2006] - Zhang Q., E. Teo, H. Ng, V. Lee, Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine. Journal of Biomechanics, Volume 39, Issue 1, pp. 189 – 193, 2006.

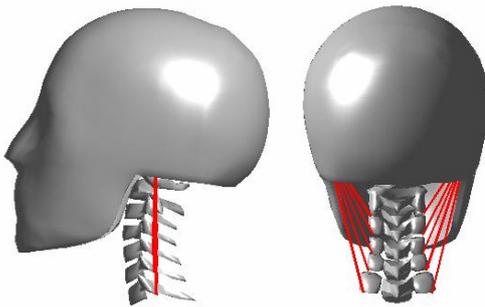




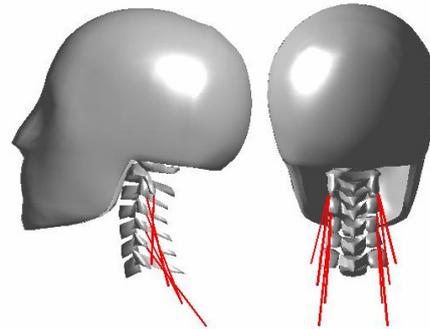
a ) esternocleidomastoideo



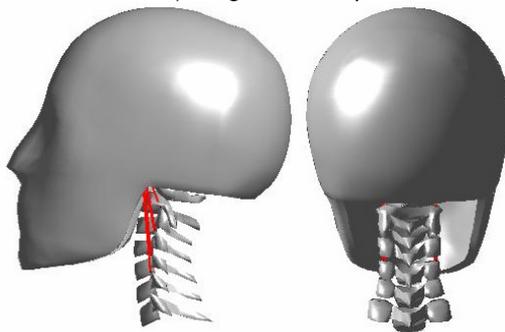
b) levator\_scapulae



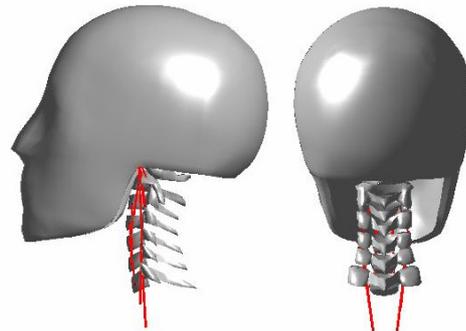
c) longissimus capitis



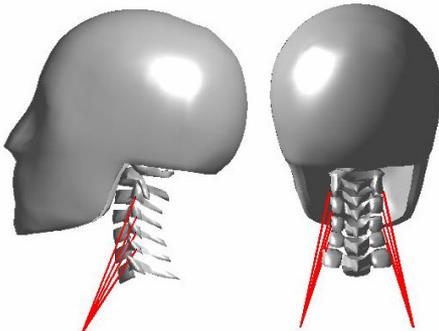
d) longissimus cervicis



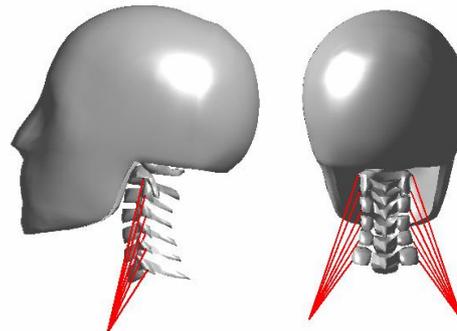
e) longus capitis



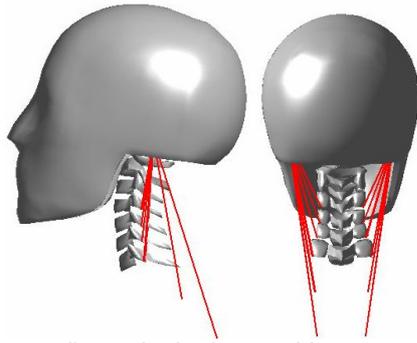
f) longus cervicis



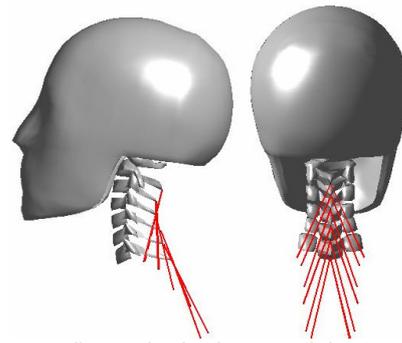
g) scalenus anterior



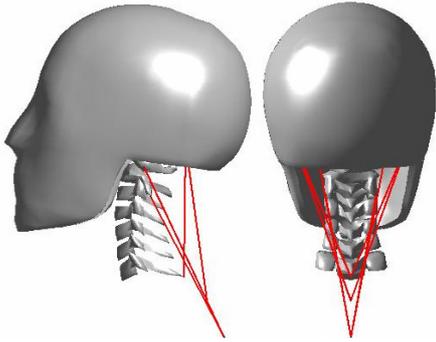
h) scalenus medio



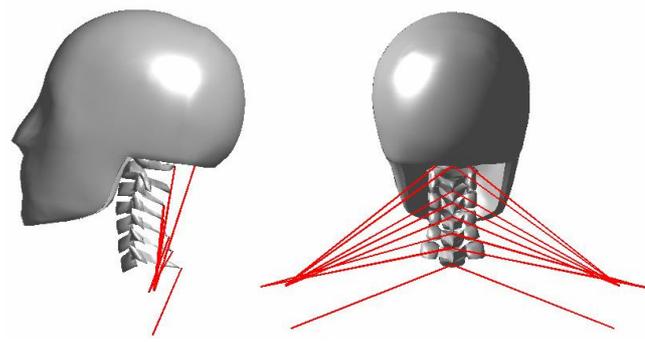
i) semispalpius capitis



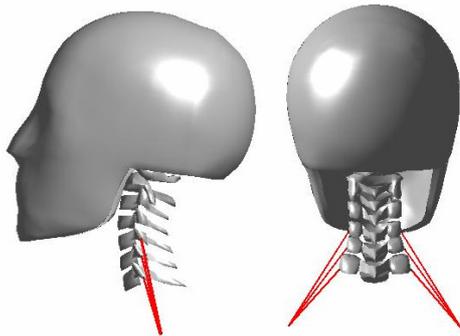
j) semispalpius cervicis



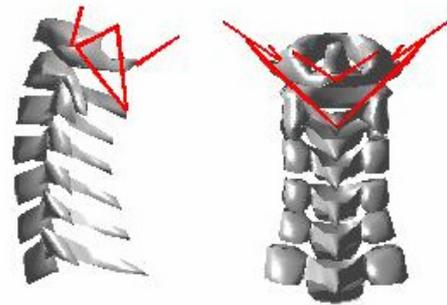
k) splenius



l) trapecio

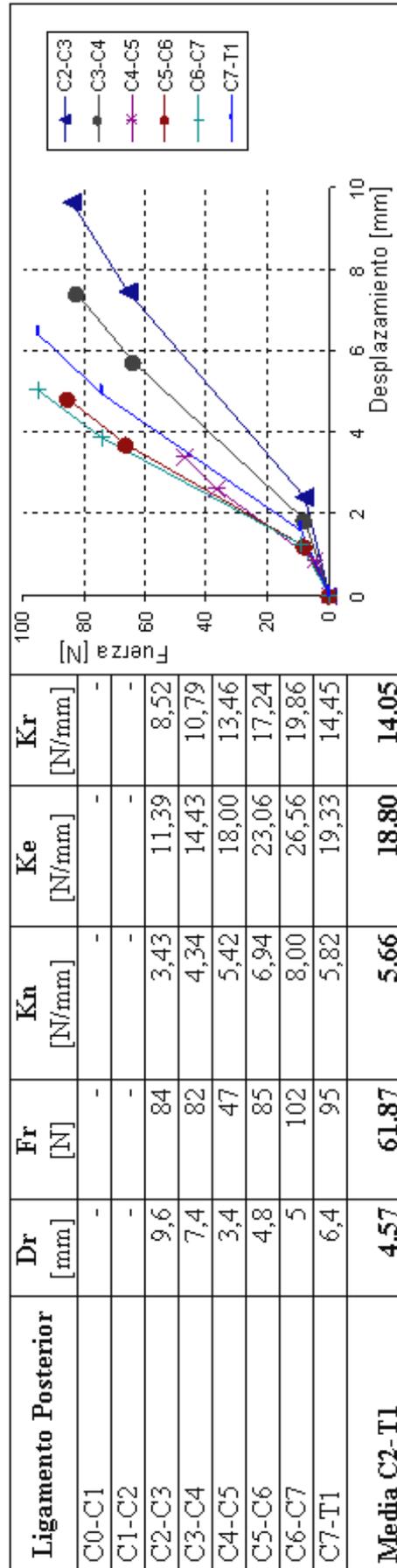
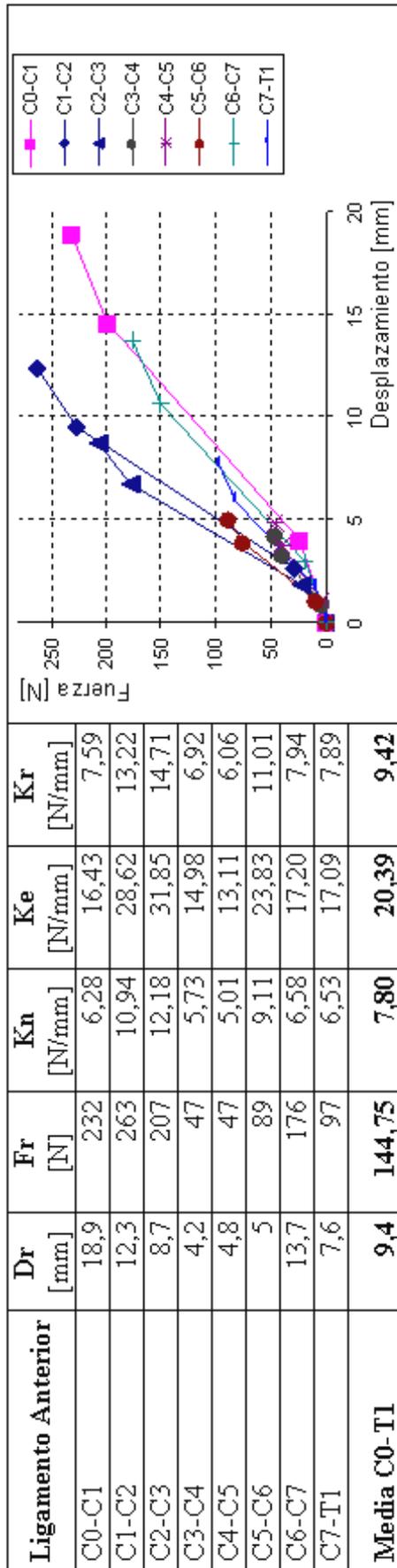


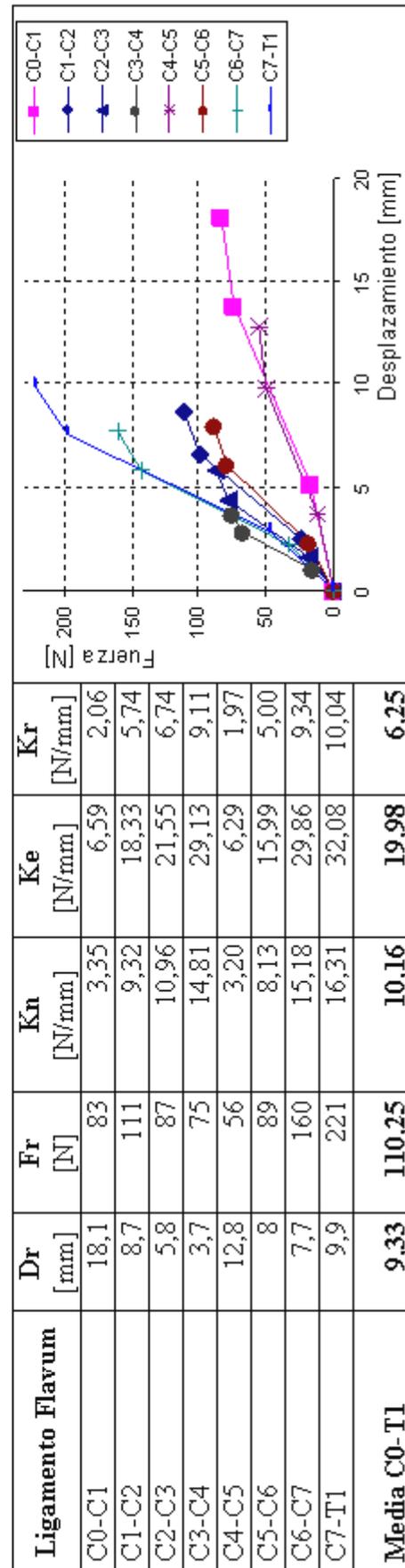
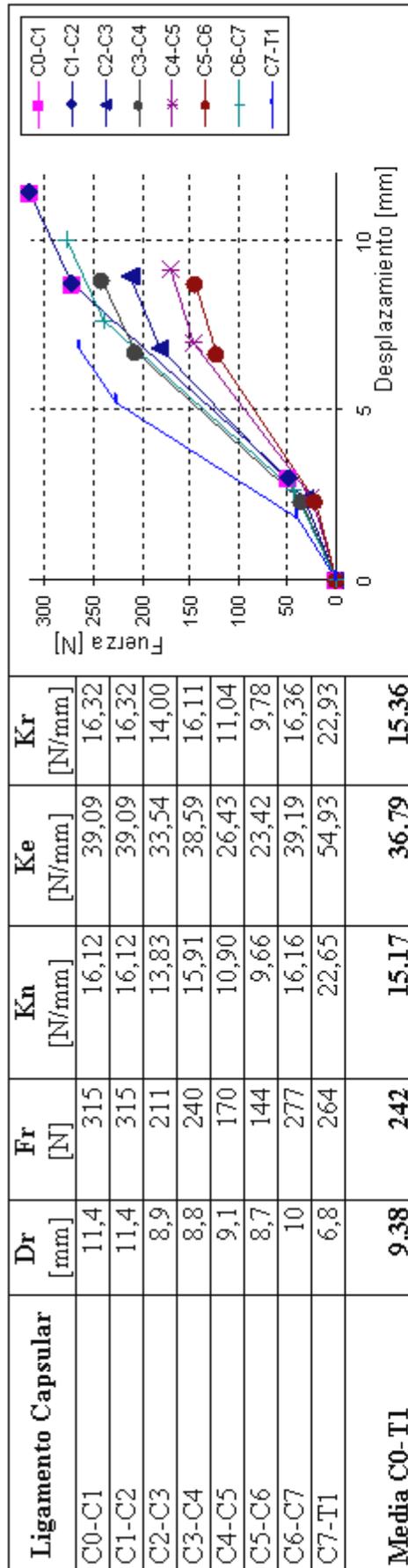
m) scalenus posterior

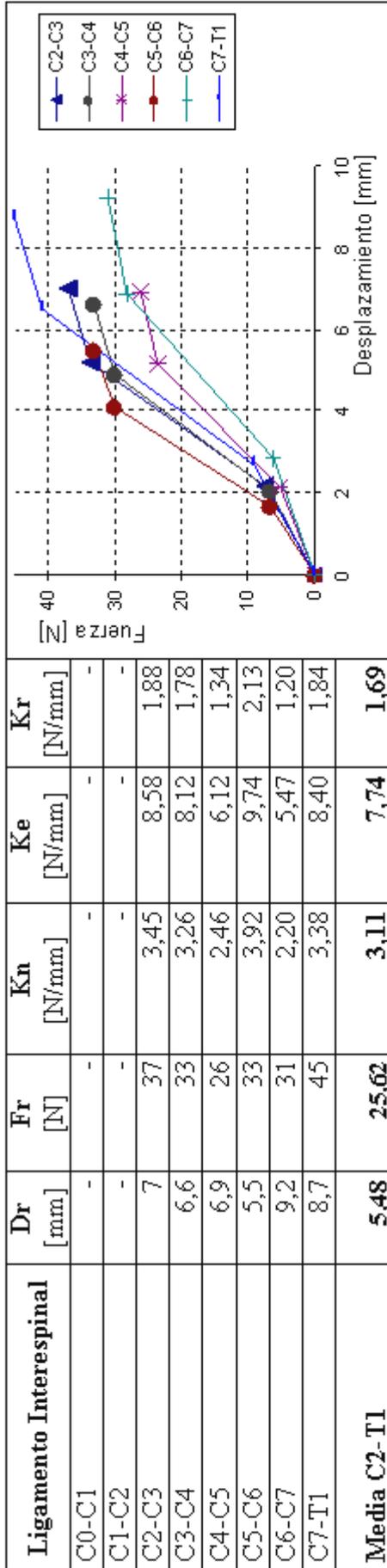


n) romboid

Anexo 4.2 Músculos utilizados en el modelo inicial; vistas lateral y trasera.







Valores medias

