



UNIVERSIDAD de VALLADOLID



ESCUELA de INGENIERIAS INDUSTRIALES

**MÁSTER EN GESTIÓN DE LA PREVENCIÓN DE RIESGOS LABORALES,
CALIDAD Y MEDIO AMBIENTE**

TRABAJO FIN DE MÁSTER

**ANÁLISIS DE CARGAS Y EVALUACIÓN
POSTURAL DE LA MOVILIZACIÓN DE
PACIENTES COMO MÉTODO
PREVENTIVO DE TME**

Autora:

Hernández Vaquero, Marta

Tutor de la UVa:

San Juan Blanco, Manuel

DPTO. CMelM/EGI/ICGF/IM/IPF

SEPTIEMBRE – 2012

1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN	1
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
2.1. Antecedentes	3
2.1.1.Trastornos Músculo- Esqueléticos	3
2.1.2.Impacto de los TME en el sector socio-sanitario	5
2.1.2.1. Grupo de riesgo	6
2.2. Marco de la investigación: clbeR	7
3. OBJETIVOS	7
4. ESTUDIO PREVIO	9
4.1. Movilización de pacientes	9
4.1.1.Técnicas de movilización	11
4.2. Cadena de medida	15
4.2.1.Introducción	15
4.2.2.Sensores piezoeléctricos	17
4.2.3.Acondicionador de señal	19
4.2.4.Sistema de adquisición de datos	20
4.2.4.1. IOtech WavwBook/512	20
4.2.4.2. Módulo IOtech WBK10	21
4.2.5.Plataforma dinamométrica	22
4.2.6.Sistema de vídeo	25
5. DESARROLLO DEL ESTUDIO	25
5.1. Introducción	25
5.2. Módulos de diseño mecánico DASSAULT SYSTEMS DELMIA V5	25
5.2.1.Diseño del banco de pruebas	26
5.3. Estudio ergonómico de la movilización de pacientes	28
5.3.1.Método RULA	28
5.3.2.Módulos ergonómicos DELMIA V5	29
5.3.3.Resultado postural con el método RULA	31
5.4. Diseño y montaje de la cadena de medida	32
5.4.1.Sensores piezoeléctricos	32
5.4.2.Plataforma dinamométrica	35
5.4.3.Conexiones	35
5.5. Software	37



5.5.1. Controlador IOtech ICAM 5073A411	38
5.5.2. IOtech DASyLab	38
5.5.2.1. Worksheet	38
5.5.2.2. Layout	43
5.5.3. KISTLER BioWare	45
5.6. Desarrollo de la aplicación web	47
5.6.1. Webcam XP	47
5.6.2. Frontpage	48
6. ESTUDIO ECONÓMICO	49
6.1. Introducción	49
6.2. Estudio previo	49
6.2.1. Planificación ejecutiva	49
6.2.2. Personal necesario	50
6.2.3. Equipamiento	50
6.3. Cálculos	50
6.3.1. Número de horas efectivas	50
6.3.2. Costes directos	51
6.3.3. Costes indirectos	54
6.3.4. Costes totales	54
7. CONCLUSIONES	55
8. LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN	56
9. BIBLIOGRAFÍA	57



1. INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN

Los **trastornos músculo-esqueléticos** (TME) derivados del trabajo afectan a un gran número de trabajadores de los distintos sectores de la actividad económica. Cada año, millones de trabajadores europeos los sufren. Las consecuencias de los sobreesfuerzos abarcan desde el dolor y la inflamación de diverso grado hasta lesiones graves e incapacidades.

Los sobreesfuerzos son la consecuencia de una exigencia fisiológica excesiva en el desarrollo de fuerza mecánica para realizar una determinada acción de trabajo. El sobreesfuerzo supone una exigencia de fuerza que supera a la considerada como extremo aceptable y sitúa al trabajador en niveles de riesgo no tolerables.

Entre las causas físicas de los trastornos músculo-esqueléticos cabe citar:

- Movimientos manuales
- Manipulación de cargas
- Malas posturas y movimientos forzados
- Movimientos muy repetitivos (RSI)
- Lesiones traumáticas acumulativas (CTD)
- Movimientos manuales enérgicos
- Presión mecánica directa sobre los tejidos corporales
- Vibraciones o entornos de trabajo fríos

Entre las causas relacionadas con la organización del trabajo:

- Ritmo de trabajo
- Trabajo repetitivo
- Horarios de trabajo
- Sistemas de retribución
- Trabajo monótono
- Factores de tipo psicosocial



Figura 1.1 - Efectos y consecuencias

A la izquierda, se observa una imagen que recoge, de manera resumida, algunos de los factores y de las consecuencias de los trastornos músculo-esqueléticos, teniendo en cuenta los efectos originados sobre el sistema cardiovascular.

Son innumerables las ocupaciones y actividades en las que se realizan sobreesfuerzos. Para prevenir con eficacia los trastornos músculo-esqueléticos, la atención debe centrarse en:

- Factores de riesgo que determinan las condiciones de trabajo
- Evaluación del riesgo
- Vigilancia de la salud

- Formación
- Información y consulta a los trabajadores
- Prevención de la fatiga
- Sistemas de trabajo ergonómicos
- Asesoramiento de los técnicos en prevención de riesgos laborales

La Agencia Europea para la Seguridad y la Salud en el Trabajo, expone unas estadísticas de lesiones de espalda en la población laboral nada optimistas:

1. Del 60% al 90% de la población padecerá trastornos dorso-lumbares a lo largo de su vida.
2. Entre un 15% y un 42% de la población padece actualmente algún tipo de trastorno dorso-lumbar.
3. Según datos de la Encuesta Europea sobre las condiciones de trabajo, el 30% de los trabajadores padece algún problema dolor-lumbar, siendo éste uno de los principales trastornos de origen laboral de los que se informa.
4. Entre el 60% y el 70% se recuperan en un plazo inferior a seis semanas.
5. El 70%-90% se recuperan en un plazo de doce semanas.
6. Entre el 20% y el 40% de los casos se presentan, reinciden en un año.
7. Se producen reincidencias en el 85% de los casos a lo largo de toda la vida.

Las lesiones de espalda generan un enorme gasto económico y social, teniendo en cuenta que una lesión de espalda es más vulnerable a sufrir nuevas lesiones o recaídas sobre la lesión inicial.

Existen profesiones y sectores especialmente afectados por este tipo de trastornos, por el tipo de trabajo que se desarrolla en ellos. La movilización manual de pacientes es una tarea rutinaria realizada frecuentemente en el ámbito socio-sanitario. Debido a ello, el personal implicado en la movilización padece importantes trastornos músculo-esqueléticos a lo largo de su vida profesional. Estas acciones de movilización de pacientes y de personas con movilidad reducida conllevan, a menudo, un sobreesfuerzo que sitúa al trabajador en niveles de riesgo no tolerables en cuanto a trastornos músculo-esqueléticos.

En función de lo mencionado anteriormente, desde el Centro de Investigación Biomecánica y Ergonómica (clbeR) se considera de gran importancia buscar soluciones a esta problemática para lo cual, desde el punto de vista de la prevención, se ha desarrollado el trabajo que a continuación se presenta: *Análisis de cargas y evaluación postural en la movilización de pacientes como método preventivo de trastornos músculo-esqueléticos*. Éste, posibilita mejorar las



técnicas para colocar y mover correctamente a los pacientes en la cama. Además de la comodidad de la persona discapacitada, se deberán buscar las posturas ideales del trabajador, para que este no sufra ninguna lesión durante el movimiento del paciente en la cama en la que se encuentre.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2.1. ANTECEDENTES

Antes de desarrollar el contenido del presente trabajo, es importante considerar una serie de antecedentes que van a permitir comprender, en mayor medida, la importancia del trabajo realizado y el modo en el que se ha elaborado. De esta manera, es conveniente hacer una breve referencia a una serie de aspectos. Se comentarán algunos factores relacionados con los trastornos músculo-esqueléticos, como problema que desde este trabajo se quiere evitar, así como su impacto en el sector socio-sanitario.

2.1.1. TRASTORNOS MÚSCULO-ESQUELÉTICOS

Los sobreesfuerzos y los trastornos músculo-esqueléticos derivados de los mismos, son la consecuencia de una exigencia fisiológica excesiva en el desarrollo de fuerza mecánica para realizar una determinada acción en el trabajo.

Desde la Organización Mundial de la Salud (OMS) (2004) se definen los trastornos músculo-esqueléticos como *“los problemas de salud del aparato locomotor, es decir, de músculos, tendones, esqueleto óseo, cartílagos, ligamentos y nervios. Esto abarca todo tipo de dolencias, desde las molestias leves y pasajeras hasta las lesiones irreversibles y discapacitantes”*.

Las consecuencias de este tipo de trastornos son muy variables. Comprenden una amplia gama de problemas de salud, siendo los más importantes los dolores/daños de espalda y las lesiones de las extremidades superiores relacionadas con el trabajo, comúnmente conocido como *“lesiones por esfuerzo repetitivo”*.

Para evitar los trastornos músculo-esqueléticos es muy importante tener en cuenta que el esfuerzo mecánico a realizar en el trabajo guarde proporción con la capacidad del aparato locomotor, en la manipulación de cargas. Para ilustrar esta recomendación se incluye la siguiente imagen:

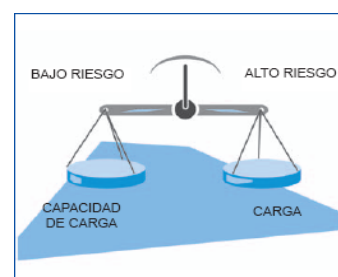


Figura 2.1 – Relación carga-riesgo

Una de las zonas expuesta a las lesiones:

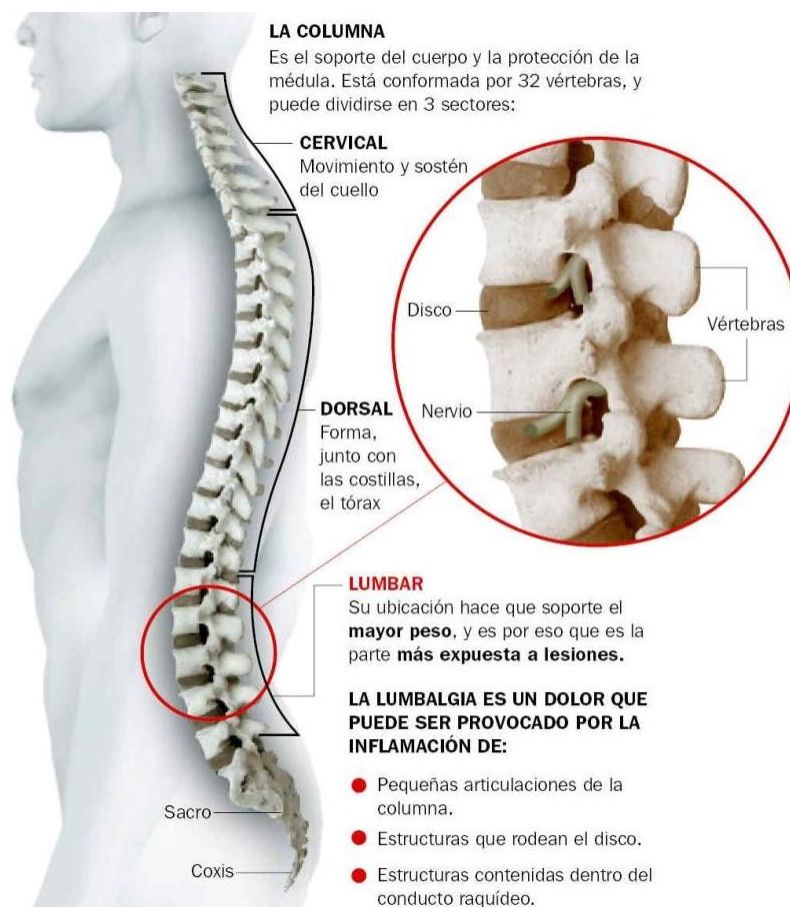


Figura 2.2 – Zonas de la columna expuestas a lesiones

Según las cifras de la Encuesta Europea sobre Condiciones de Trabajo (ESWC), el 24,7% de los trabajadores europeos manifiestan padecer dolores de espalda, el 22,8% de dolores musculares, el 45,5% manifiesta trabajar con posturas dolorosas o fatigantes, mientras que el 35% son personas que manejan grandes cargas en su trabajo. Estos datos se indican en la siguiente imagen:

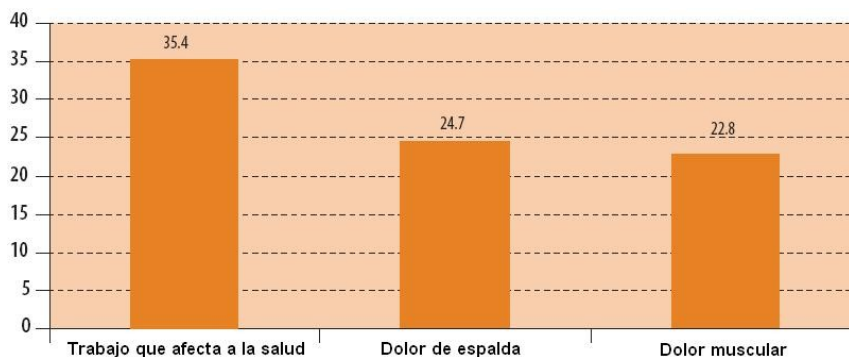


Figura 2.3 – Porcentaje de trabajadores que manifiestan problemas de salud

Los trastornos músculo-esqueléticos tienen una etiología multifactorial. En la mayoría de los casos es difícil señalar la causa exacta de la enfermedad. No son muy comúnmente aceptadas

como enfermedades profesionales en los seguros médicos. En España, las enfermedades músculo-esqueléticas son las más frecuentes de todas las enfermedades profesionales reconocidas. Además, se observa una tendencia creciente en muchos Estados miembros de la UE.

Según las cifras de Eurostat sobre las enfermedades profesionales reconocidas (EODS), los trastornos músculo-esqueléticos son también las enfermedades profesionales más comunes. Existen diferencias considerables entre los distintos países de la EU. Los trastornos de la parte baja de la espalda, el cuello y los hombros son reconocidos como enfermedades profesionales por pocos países de la UE.

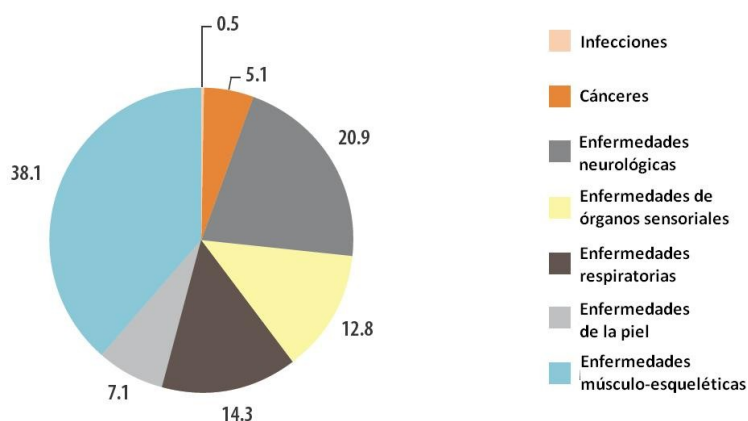


Figura 2.4 - Proporción de las enfermedades profesionales, lista EODS, 2005

El coste de los trastornos músculo-esqueléticos relacionados con el trabajo es una causa de atención no sólo por los efectos sobre la salud en los trabajadores, sino también por el impacto económico en las empresas y en los costos sociales de los países europeos. Según un informe de la Agencia Europea para la Seguridad y Salud en el Trabajo, se estima que el gasto para los trastornos músculo-esqueléticos de las extremidades superiores y el cuello supone entre el 0,5% y 2% del Producto Interior Bruto. Para ilustrar más detalladamente estos costes, y según otro informe de la Agencia Europea, en Francia, por ejemplo, en el año 2006 los TME relacionados con el trabajo dieron lugar a la pérdida de siete millones de días de trabajo, así como de unos 710 millones de euros en gastos empresariales.

2.1.2. IMPACTO DE LOS TME EN EL SECTOR SOCIO-SANITARIO

La elevación de personas, las malas posturas y los movimientos repetitivos son algunas de las causas de la aparición de estos trastornos en la movilización de pacientes. El tratamiento y la recuperación son a menudo insatisfactorios, especialmente para los casos más crónicos. El resultado final puede incluso ser incapacidad permanente, con los efectos que conlleva.

El sector socio-sanitario es uno de los más expuestos a los TME, junto con la agricultura, construcción e industria, principalmente. Según *encuesta europea ESWC* del año 2005:

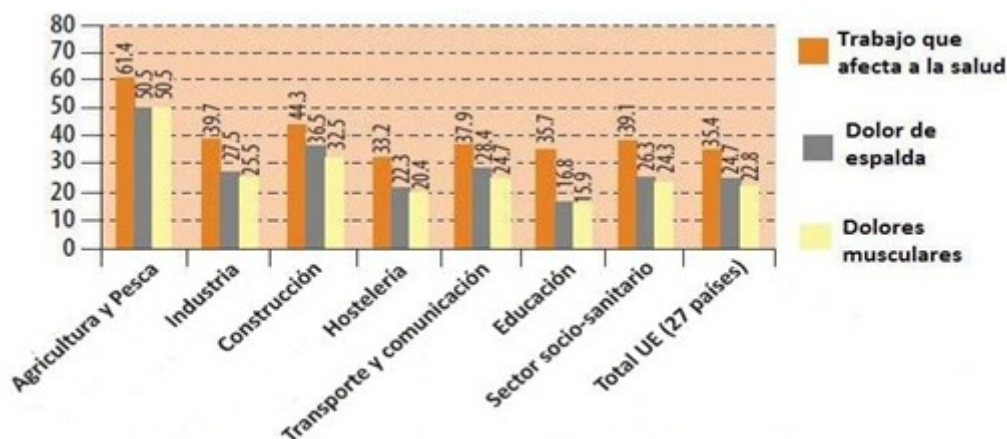


Figura 2.5 - Porcentaje de trabajadores con problemas de salud en la UE, por sector

Según la VI Encuesta Nacional, realizada en España en 2006, indica que las partes del cuerpo más afectadas por los TME, en el sector socio-sanitario, son las mostradas en la imagen siguiente:

En otro ámbito, según estadísticas de la Junta de Castilla y León, el 27,9% de los trabajadores en actividades sanitarias sufrió baja laboral.

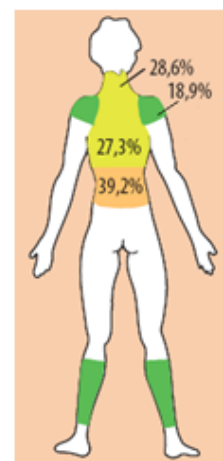


Figura 2.6 - Porcentaje de zonas afectadas

2.1.2.1. GRUPO DE RIESGO

Ante el alto porcentaje de las mujeres trabajadoras en el sector socio-sanitario, hay que aplicar una metodología de valoración la cual permita valorar el máximo peso que puede levantar una trabajadora embarazada. En este contexto, se plantea la necesidad de usar una herramienta sencilla que permita evaluar y detectar factores de riesgo ergonómico en el caso de trabajadoras en periodo de gestación, y obtener recomendaciones para adaptar la tarea al estado de la trabajadora gestante con el fin de reducir los riesgos. Actualmente, el único método en nuestro país que cumple con estos requisitos es el método “ErgoMater” desarrollado por el Instituto Biomecánico de Valencia.

2.2. MARCO DE LA INVESTIGACIÓN: clbeR

El presente trabajo se enmarca en las líneas de trabajo del Centro de Investigación Biomecánica y Ergonómica (clbeR). Este centro se encuentra en el Edificio I+D del campus Miguel Delibes y en el Laboratorio de Metrología y Calibración Dimensional situado, a su vez, en la Escuela de Ingenierías Industriales de Valladolid y nace dentro de la Universidad, con la interrelación de distintas empresas de la Región, Consultorías, Ingenierías y Asociaciones.

clbeR es una organización que trata de dar respuesta a la creciente demanda en el ámbito empresarial de la aplicación de los principios biomecánicos y de ergonomía en la concepción de nuevos productos, en la implantación de nuevas líneas y puestos de trabajo, pero también como apoyo al ámbito médico a la hora de abordar, entre otros aspectos, el de la discapacidad. Los fines que persigue son:

- La mayor atención a la seguridad en el trabajo y por tanto a la ergonomía del puesto de trabajo, por motivos elementales, aunque también impulsada por motivos económicos y legales.
- El valor añadido que el mercado concede al diseño de productos de todo tipo atendiendo a consideraciones ergonómicas.
- El desarrollo de sistemas protésicos para la sustitución o reparación de diversas estructuras orgánicas deterioradas, como huesos o articulaciones.
- Los recursos y capacidad tecnológica de nuestra sociedad para mejorar la calidad de vida del discapacitado.

Para llevar a cabo estas actividades, cuenta con un amplio equipamiento y tiene reconocida la competencia técnica desde el año 1997 que alcanzó la primera de las acreditaciones como Laboratorio de Calibración. En este momento dispone de tres acreditaciones (área dimensional, mecánica-masa y mecánica-fuerza).

El tutor de la Uva que me ha asesorado, es Manuel San Juan Blanco, profesor del presente Máster y de la Universidad de Valladolid.



Figura 2.7 – Logo clbeR

3. OBJETIVOS

El presente trabajo persigue como fin principal diseñar e implementar una serie de herramientas, que mediante los principios de la biomecánica y la ingeniería, permitan estudiar y

mejorar el entorno de trabajo en la movilización de pacientes, posibilitando la reducción de la alta incidencia de los trastornos músculo-esqueléticos y de los problemas sociales y económicos derivados de ellos.

El trabajo realizado tiene como finalidad establecer una serie de objetivos fundamentales, los cuales son:

- Análisis general de la problemática
- Diseño del entorno del estudio
- Modelado virtual de entorno de trabajo
- Sistema para validación de los modelos teóricos
- Diseño y construcción del banco de ensayos y de la aplicación de usuario para la evaluación de la movilización
- Análisis de cargas soportadas
- Análisis de las posturas adoptadas
- Evaluación postural

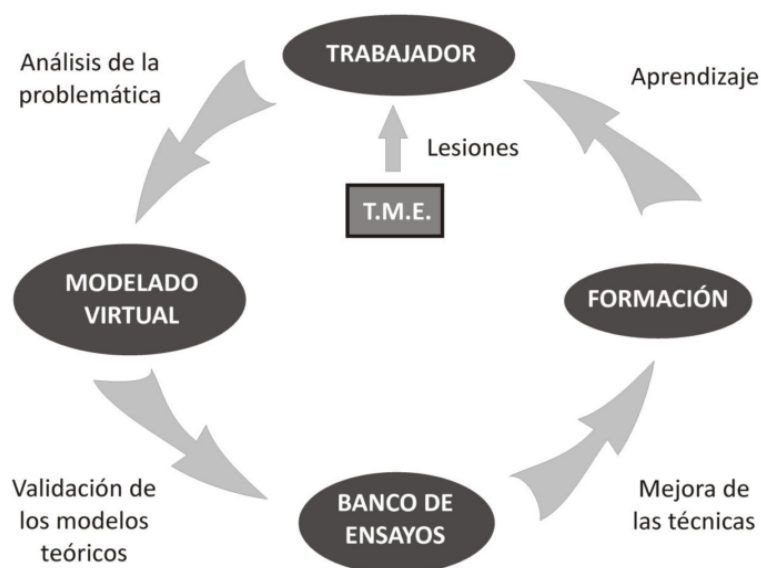


Figura 3.1 – Esquema conceptual

Para llevar a cabo los objetivos planteados, será necesario:

- Estudiar los elementos que intervienen en la movilización de pacientes.
- Crear una herramienta de diseño virtual que permita simular el entorno de trabajo en tres dimensiones.
- Con la herramienta anterior, validar los modelos teóricos en los que se basa la movilización.

- Construir una estructura específica de la cama y crear una aplicación que mediante un interface de usuario permita determinar los movimientos más idóneos en la movilización de pacientes.
- Mediante la aplicación anterior, analizar las cargas que se tienen que soportar en la movilización, así como analizar las diferentes posturas adoptadas.
- Mediante los datos obtenidos y la visualización de las diferentes movilizaciones, evaluar las posturas adoptadas para poder proponer nuevos movimientos que sean menos lesivos de cara a la prevención de los TME.
- Escribir y documentar los pasos necesarios para que cualquier persona ajena a la investigación (prevencionistas, investigadores etc) sea capaz de configurar la aplicación, recogiendo en un manual.

4. ESTUDIO PREVIO

4.1. MOVILIZACIÓN DE PACIENTES

Determinar si una movilización se realiza correctamente, resulta complejo ya que intervienen un gran número de factores tales como el estado físico del personal, la movilidad y cooperación del paciente, el propio movimiento a realizar, etc. Por ello, actualmente, no existe una guía específica para los trabajadores socio-sanitarios, que nos indique si el movimiento realizado es el más idóneo.

Según define el RD 487/1997 por el que se establecen las disposiciones mínimas de Salud y Seguridad relativas a la Manipulación Manual de Cargas, se entiende como tal *“cualquier operación de transporte o sujeción de una carga por parte de uno o varios trabajadores, como el levantamiento, la colocación, el empuje, la tracción o el desplazamiento; que por sus características o condiciones ergonómicas inadecuadas entrañe riesgos, en particular dorsolumbares para los trabajadores”*.

Partiendo de lo anterior, en el presente trabajo se utilizará como base los manuales de manipulación de cargas, de los cuales se han extraído las siguientes indicaciones relacionadas con dos factores importantes: el peso y la posición.

Peso manejado

Según los protocolos de manipulación de cargas, el peso máximo que se recomienda no sobrepasar (en condiciones ideales) es de 25 kg. Esta carga se reducirá a 15 kg (se multiplica el valor de referencia, 25 kg, por un factor de corrección de 0,6) en el caso de que sea manipulada por mujeres, trabajadores jóvenes o mayores, o si se busca proteger a la mayoría de la población;



y podrá aumentar esporádicamente, pero nunca sobrepasar los 40 kg (se multiplica el valor de referencia, 25 kg, por un factor de corrección de 1,6) si dicha carga va a ser movilizad por trabajadores sanos y entrenados físicamente. En relación a este último rango de carga, los estudios realizados hasta la fecha no determinan concretamente el porcentaje de población que podría incluirse en el mismo, no obstante, éste va a ser muy inferior a los dos anteriores casos. Teniendo en cuenta que los puestos de trabajo deberían ser accesibles y ergonómicos para toda la población trabajadora, la manipulación de cargas de 40 kg debe ser considerada como algo excepcional. Un grupo de especial atención son las mujeres en estado de gestación, a las que se les aplicará una reducción de carga de hasta 10 Kg. Esta cifra es el máximo peso que pueden levantar con ciertas garantías de seguridad.

	Peso máximo	Factor corrección	% Población protegida
En general	25 Kg	1	85%
Mayor protección	15 Kg	0,6	95%
Trabajadores entrenados	40 Kg	1,6	Datos no disponibles
Mujeres embarazadas	10 Kg	3,4	Datos no disponibles

Figura 4.1 – Tabla de cargas máximas manipuladas

Posición

Como norma general, es preferible manipular las cargas cerca del cuerpo, a una altura comprendida entre los codos y los nudillos, ya que de esta forma se reduce la tensión en la zona lumbar.

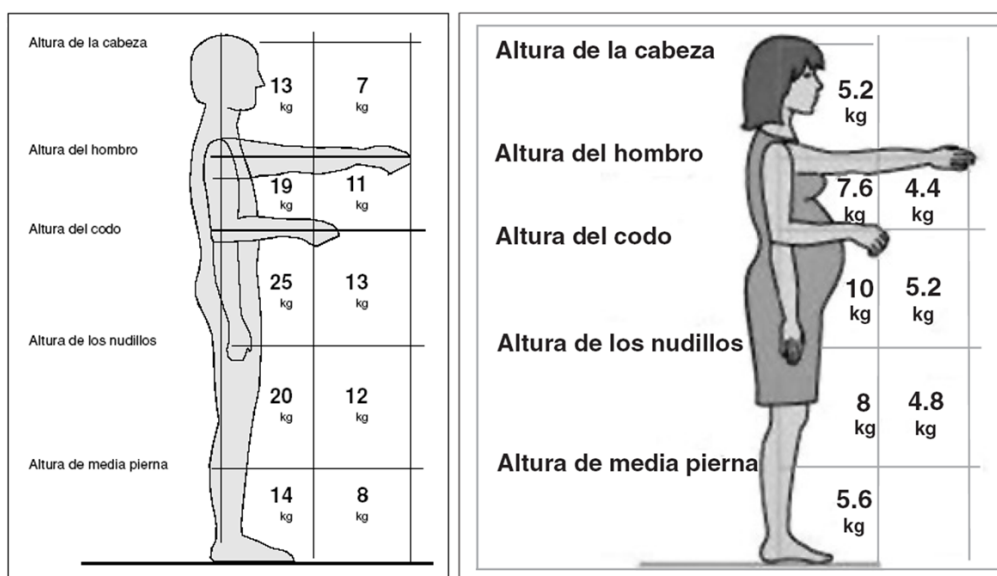


Figura 4.2 – Peso aceptable y condiciones de manipulación

4.1.1. TÉCNICAS DE MOVILIZACIÓN

Ante una movilización, se podrán encontrar distintos tipos de pacientes, dependiendo de su grado de colaboración. Estos tipos son:

- Pacientes autónomos
- Pacientes que colaboran
- Pacientes dependientes que no colaboran

Según el tipo de paciente a movilizar, el personal encargado de realizar esa tarea adoptará la técnica más adecuada, recurriendo a la colaboración de otros trabajadores y de ayudas técnicas siempre que sea necesario.

Aspectos generales a tener en cuenta antes de movilizar al paciente

- Asegurarse de que la movilización que se va a realizar no esté contraindicada para el paciente
- Explicarle al paciente lo que se va a hacer, pidiéndole que ayude en la medida de sus posibilidades
- Proteger y prever el recorrido de los elementos y accesorios que tenga el paciente
- Movilizar suavemente, evitando acciones bruscas que puedan suponer lesiones al paciente o al movilizador
- Mantener en todo momento las medidas de seguridad necesarias
- Ponerse en el lado del paciente de manera que el movimiento de este sea de tracción hacia el movilizador
- Si la técnica de movilización la van a realizar más de una persona, siempre habrá una que la dirija

Movilizar al paciente hacia el cabecero de la cama

- a. Seguir los aspectos generales de la movilización de pacientes.
- b. Colocar la cama en horizontal y retirar la almohada colocándola en posición vertical en el cabecero, evitando así que el paciente se golpee la cabeza.
- c. Pedirle al paciente que flexione las rodillas apoyando los pies en la cama y que si es posible, coloque las manos en el cabecero de la cama.
- d. Con la espalda recta, pasar el brazo más próximo al cabecero por debajo de los hombros, sujetando el cuello del paciente, y el otro por debajo del hombro del paciente más próximo a nosotros, mientras el paciente se sujeta al hombro del movilizador con ese mismo brazo pasándolo bajo la axila del movilizador, el cual, tendrá las piernas flexionadas y realizará el



movimiento cambiando el peso de la pierna de atrás (el pie en dirección a la cama) a la pierna de delante (el pie en dirección al movimiento).

- e. El paciente levantará la cadera apoyando con fuerza los pies y tirará de los brazos hacia arriba mientras el movilizador le ayuda en el movimiento hacia el cabecero.
- f. Colocar la almohada bajo la cabeza del paciente.
- g. Si el paciente no colabora, la técnica se realizará siempre con dos movilizadores.



Figura 4.3 – Primer paso



Figura 4.4 – Segundo paso



Figura 4.5 – Tercer paso



Figura 4.6 – Cuarto paso

Movilizar al paciente al borde de la cama

- a. Seguir los aspectos generales de la movilización de pacientes.
- b. Situarse al lado del paciente hacia donde se le va a mover.
- c. Adelantar una pierna haciendo tope con la cama para evitar la caída del paciente.
- d. Pasar los brazos en la misma posición que para subirlo al cabecero
- e. Pedirle al paciente que apoye los pies en la cama para realizar el movimiento
- f. Con la ayuda del paciente, llevarlo hacia el movilizador cambiando el peso de la pierna más adelantada a la de atrás, para realizar el movimiento con las piernas y no con la espalda.

- g. En el caso de que el paciente no colabore, la técnica es la misma pero el movilizador realizará todo el esfuerzo en tres tiempos, para repartir la carga en cada movimiento y reducir el riesgo de lesión.



Figura 4.7 – Primer paso



Figura 4.8 – Segundo paso



Figura 4.9 – Tercer paso

Movilizar al paciente de decúbito supino a decúbito lateral

Esta técnica es uno de los procedimientos más utilizados en el ámbito socio-sanitario.

- Seguir los aspectos generales de la movilización de pacientes.
- Mover al paciente al borde de la cama del lado contrario al que se le va a girar, de forma que al finalizar la movilización, este quede en el centro de la cama y no haya riesgo de caída.
- Situarse al lado de la cama en el que se va a girar al paciente.
- Separar ligeramente el brazo del paciente que luego quedará en la parte inferior, para que no se quede bajo el cuerpo al realizar el movimiento. Cruzar el brazo contrario sobre el tórax del paciente.
- Estirar la pierna más cercana al movilizador y flexionar la pierna más alejada o bien cruzarla sobre la otra, y con la espalda recta, situar una mano por detrás del hombro más lejano y la otra detrás de la cadera más lejana.

- f. Manteniendo la espalda recta, y con un cambio de peso de la pierna más próxima a la cama a la pierna más alejada, girar con suavizar al paciente, teniendo en cuenta que no debe quedar muy cercano al borde de la cama.
- g. Si el hombro inferior del paciente queda debajo del cuerpo, tirar ligeramente de él para sacarlo un poco sin deshacer la postura.



Figura 4.10 – Primer paso



Figura 4.11 – Segundo paso



Figura 4.12 – Tercer paso



Figura 4.13 – Cuarto paso

Levantar al paciente de la cama

- a. Seguir los aspectos generales de la movilización de pacientes.
- b. Indicar al paciente que se acerque al borde de la cama y si no puede, le acercará el movilizador según la técnica descrita anteriormente.
- c. Situarse en el borde de la cama a la altura de la cadera del paciente, con la espalda recta, el pie cercano a la cabecera dirigido hacia esta y el posterior en dirección a la cama.
- d. Con el brazo extendido, pasarlo por detrás de los hombros del paciente y sujetar el cuello y los hombros, con este brazo no se hará fuerza y únicamente servirá para acompañar el movimiento, evitando que el paciente caiga de espaldas sobre la cama.
- e. Con el otro brazo se sujetará al paciente por la rodilla más alejada, tirando de las rodillas mientras el movilizador se separa ligeramente para dejar paso a las piernas del paciente,

que en ese momento estarán bajando. Mientras tanto, se mantendrán los hombros y el cuello del paciente para que no se caiga hacia atrás.

- f. El paciente debe quedar sentado en el borde de la cama, con sus piernas entre las del movilizador.
- g. Sujetar al paciente por las axilas e indicar que se agarre a los hombros del movilizador, nunca al cuello, y levantarlo hasta que esté completamente de pie.
- h. Para subir al paciente a la cama, realizar la técnica en sentido inverso.
- i. En caso de que el paciente no colabore, realizar la misma técnica por al menos dos movilizadores en función del tamaño y peso del paciente.



Figura 4.14- Primer paso



Figura 4.15 - Segundo paso



Figura 4.16 - Tercer paso



Figura 4.17 - Cuarto paso

4.2. CADENA DE MEDIDA

4.2.1. INTRODUCCIÓN

El concepto de cadena de medida, en ingeniería electrónica, hace referencia a la conversión, a través de una serie de instrumentos o elementos, de una magnitud mecánica en otra observable cuantificable proporcional a dicha magnitud mecánica.

Para ello se necesitan conocer las características de los elementos que forman dicha cadena con el fin de asegurar el correcto funcionamiento de la misma. La cadena de medida convierte magnitudes mecánicas en otras cuantificables proporcionales (habitualmente una señal eléctrica). Normalmente estará formada por transductores o captadores, equipos acondicionadores de señal, sistemas indicadores y sistemas registradores. Un esquema habitual será el mostrado a continuación.

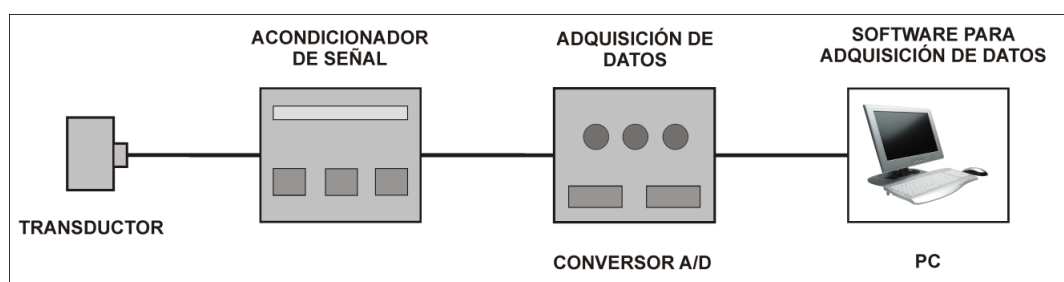


Figura 4.18 – Diagrama de una cadena de medida

Un sistema de adquisición de datos se compone de varios dispositivos que están integrados con la finalidad de:

- Medir variables físicas a través de los transductores.
- Acondicionar la señal eléctrica para que sea legible por un sistema A/D (analógico-digital).
- Convertir la señal en un formato permitido por un ordenador.
- Procesar, analizar, almacenar y representar los datos adquiridos con la ayuda de un software.

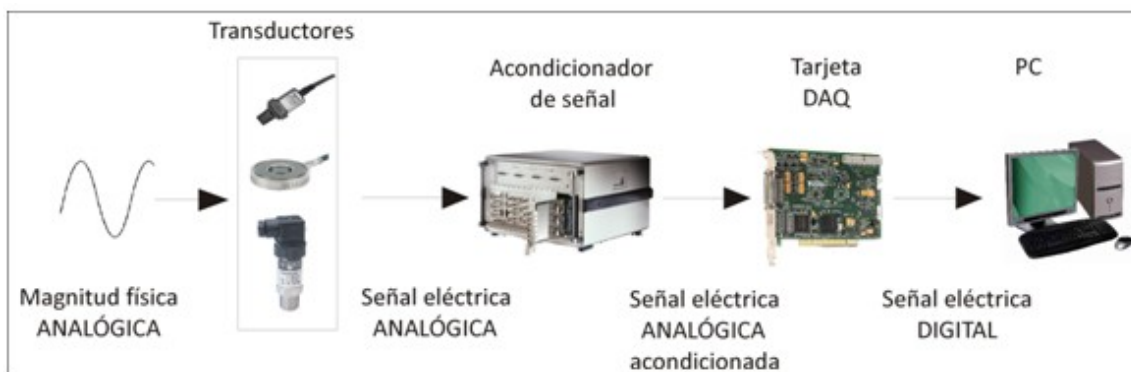


Figura 4.19 – Diagrama del sistema de adquisición de datos

Los elementos empleados para realizar la cadena de medida son los siguientes:

- Sensor piezoeléctrico 9130B21 de la casa Kistler
- Acondicionador de señal Kistler 5073 A411
- Sistema de adquisición de datos WaveBook 512 de IOtech
- Módulo de extensión del sistema de adquisición de datos WBK10 de IOtech
- Plataforma dinamométrica 9286AA de la casa Kistler

- Amplificador de señal 5606A de la casa Kistler
- Videocámara VP-MX20 de Samsung.

El esquema del diagrama de conexiones de todos los elementos es el siguiente:

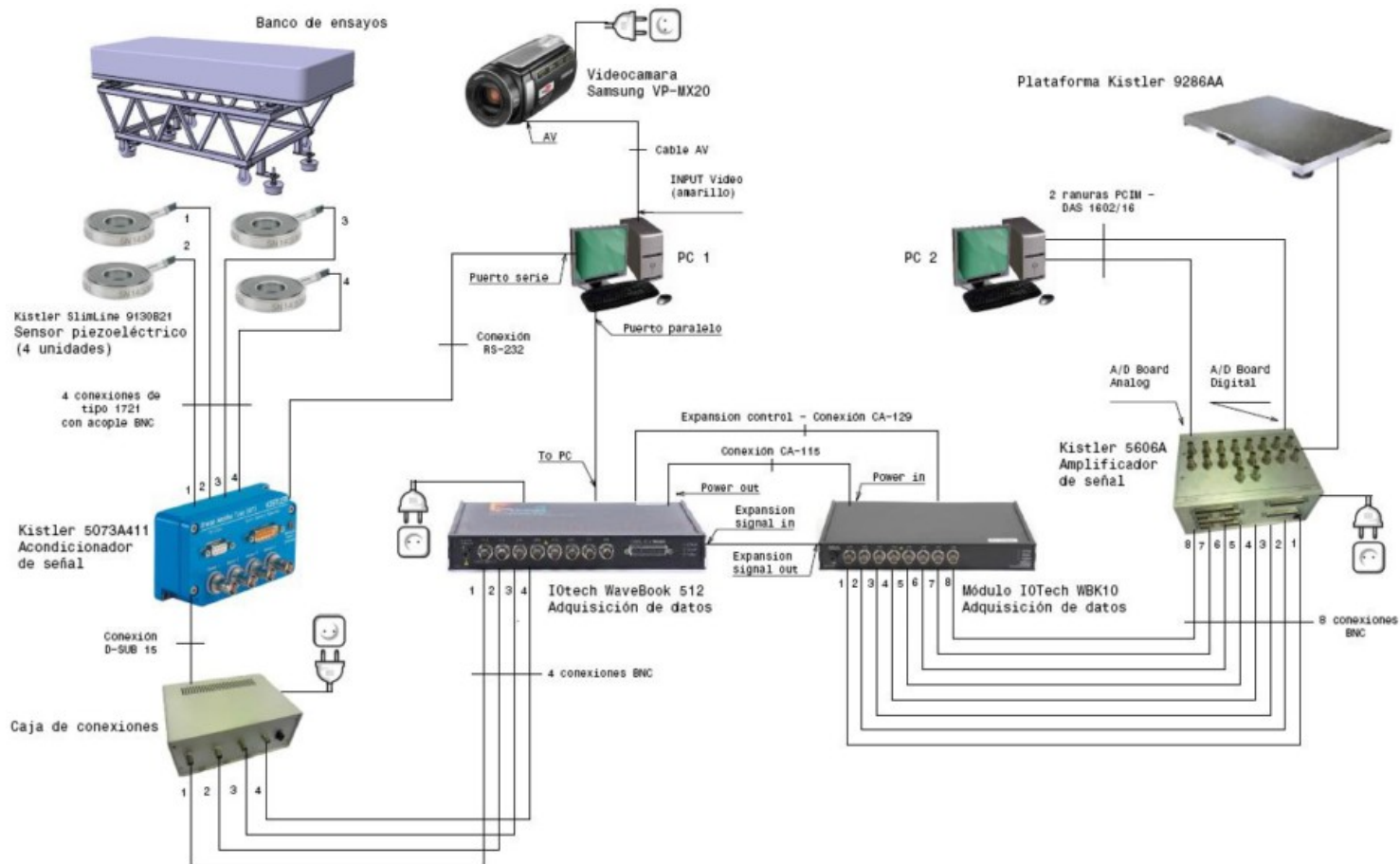


Figura 4.20 – Diagrama conexiones

4.2.2. SENSORES PIEZOELÉCTRICOS

Para el desarrollo del presente trabajo, se han empleado transductores piezoeléctricos para obtener las señales primarias, con el objetivo de convertirlas en voltajes analógicos y digitales para su procesamiento y tratamiento con ayuda de la electrónica digital.

Los transductores piezoeléctricos son dispositivos que aprovechan el efecto piezoeléctrico (fenómeno físico por el cual aparece una diferencia de potencial entre las caras de un cristal cuando éste se somete a una presión mecánica, también funciona a la inversa) para convertir magnitudes mecánicas en señales eléctricas. Se utilizan para medir fuerza, presión, aceleración, velocidad, posición, masa, humedad y temperatura.

El modelo de transductor que se ha empleado es el 9130B21 de la marca KISTLER que se muestra a continuación:



Figura 4.21 – Transductor KISTLER 9130B21 y Soporte piezoeléctrico

Las características técnicas de los sensores empleados son las descritas a continuación:

Sensor de cuarzo con diseño muy plano para medir fuerzas dinámicas y cuasiestáticas. La alta resolución, la alta rigidez y sus sumamente pequeñas dimensiones caracterizan a este sensor. Sus características lo hacen el ideal para el montaje en estructuras mecánicas. Su carcasa está herméticamente sellada y a prueba de humedad en la conexión con el cable. Los sensores de la serie Slimline deben ser calibrados después del montaje. Entre sus principales características se pueden destacar:

- Tamaño reducido con una amplia gama de medición.
- Flexibilidad de montaje.
- Adecuado para las fuerzas tensas de la precarga.
- Prácticamente libre de desplazamiento, de desgaste y de fatiga.
- Medida, incluso en fuerzas pequeñas, de alta resolución.
- Cable integrado de cobre Viton[®].

Diferentes aplicaciones:

- Seguimiento de las fuerzas de prensado, fuerzas de perforación, etc.
- Herramienta de seguimiento.
- Medición de las grandes fuerzas en el modo de derivación de la fuerza.
- Incorporación en dinamómetros con pequeñas dimensiones.



Figura 4.22 – Sensores de la serie Slimline

4.2.3. ACONDICIONADOR DE SEÑAL

Los acondicionadores de señal, sean adaptadores o amplificadores, en general, son los elementos del sistema de medida que ofrecen, a partir de la señal de salida de un sensor electrónico, una señal apta para ser presentada, registrada o que permita un procesamiento posterior mediante un equipo o instrumento estándar. Normalmente, son circuitos electrónicos que ofrecen, entre otras funciones: amplificación, filtrado, adaptación de impedancias, modulación, demodulación.

Aunque el término se aplica principalmente al ámbito de los amplificadores electrónicos, existen también otros tipos de amplificadores, como los mecánicos, neumáticos, hidráulicos y los boosters usados en los frenos de potencia de los automóviles.

El acondicionador de señal empleado es el Kistler 5073A411. Tiene como función tratar la señal proveniente del transductor y proporcionarle la corriente necesaria para su funcionamiento, además de esto, es la unidad de control del piezoeléctrico. Consta de cuatro entradas para poder conectar los cuatro sensores Kistler 9130B21.

Se trata de un acondicionador utilizado en el ámbito industrial. El amplificador de carga ICAM (Industrial Charge Amplifier Manufacturing) convierte la señal de carga piezoeléctrica del sensor en un voltaje de salida proporcional a la cantidad de entrada mecánica. El sistema de control ICAM funciona mediante entradas digitales y un interfaz en serie.



Figura 4.23 –Acondicionador de señal Kistler 5073A411

Como principales características, destacan:

- Una amplia medición que recorre $\pm 100 \dots \pm 1\,000\,000 P_c$
- Dos canales independientes que miden distintos fondos de escala. Se pueden cambiar en línea.
- LED para visualizar el estado de las operaciones
- ICAM para los grados de protección de las versiones IP60 e IP65

- Valor máximo de memoria integrado para cada canal

El ICAM se encuentra en una carcasa de metal resistente. Tiene una gran potencia y se suministra con un grado de protección hasta IP65 para entornos industriales.

El amplificador de carga puede ser proveído con uno, dos, tres y cuatro canales. Se destaca por la facilidad de operación y los datos técnicos sobre una amplia gama de medición. En combinación con el software basado en LabView, se puede ajustar a cualquier rango de medición, con lo que aumenta la resolución significativamente.

4.2.4. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Los sistemas de adquisición de datos ayudan a medir información tanto en forma digital como analógica.

Las señales digitales pueden venir de una variedad de fuentes tales como: interruptores, relevadores, interfaces compatibles con niveles TTL, etc. Con la interfase apropiada se pueden leer directamente por el PC.

Las señales analógicas provienen de diferentes instrumentos, sensores o transductores que convierten energía en forma de presión, posición y temperatura, en voltaje. Las señales analógicas no pueden procesarse directamente en un ordenador, debiendo convertirse primero a una señal digital. A este proceso se le llama Conversión Analógica Digital (CAD). El proceso complementario, Conversión de Digital a Analógico (CDA), convierte datos digitales, a señales de voltaje o corriente. Ambos procesos permiten la medición y el control por ordenador de procesos industriales y experimentos de laboratorio.

4.2.4.1. IOtech WaveBook/512

El sistema de adquisición de datos utilizado es el IOtech WaveBook 512. La tarjeta transforma la señal analógica en voltaje procedente del acondicionador en una señal digital. Esta señal digital representa la señal de entrada de forma escalonada con una resolución finita. A continuación, se muestran dos ilustraciones con las partes posterior y anterior del equipo de adquisición de datos WaveBook 512.



Figura 4.24 – Parte frontal del WaveBook/512



Figura 4.25 – Parte frontal del WaveBook/512

Este dispositivo consta de ocho canales analógicos que permiten introducir señales para aplicaciones que requieren alta resolución y/o capturas de señal de alta velocidad, así como testear multicanales acústicos. Permite mediante la utilización de módulos de expansión ampliar las señales de entrada analógicas a 72. El WaveBook/512 también permite 8 entradas digitales, las cuales son leídas a una velocidad de 1Mbyte/s. La conexión física de las entradas es de tipo BNC.

La alimentación se puede realizar mediante corriente alterna o corriente continua. Esto lo hace ideal para aplicaciones que requieran movilidad ya que se adapta perfectamente a los distintos tipos de alimentación. Para que este dispositivo pueda funcionar en corriente alterna, dispone de un adaptador externo de AC/DC. El estatus del dispositivo se indica mediante 3 LEDs, que reflejan si está activo, preparado para tratar las señales y alimentado.

La forma de comunicación de la tarjeta de adquisición de datos WaveBook 512 con el equipo informático (PC) se ha realizado mediante una conexión con el puerto paralelo COM1. Adicionalmente, si se requiere de una conexión a un PC portátil que carezca de puerto paralelo, esta conexión puede ser realizada mediante una tarjeta PCMCIA, proveída por el suministrador.

4.2.4.2. MÓDULO IOTECH WBK10

Este dispositivo es un módulo de expansión del sistema de adquisición de datos utilizado (IOtech WaveBook 512). A continuación, se muestran dos ilustraciones con las partes posterior y anterior del equipo de adquisición de datos WBK10:



Figura 4.26 – Parte frontal del WBK10



Figura 4.27 – Parte trasera del WBK10

Este módulo permite conectar 8 entradas analógicas. Los conectores son de tipo BNC. El estatus del dispositivo también se indica mediante 3 LEDs, que reflejan si está activo, preparado para tratar las señales y alimentado.

La conexión entre el dispositivo principal WaveBook/512 y el módulo de expansión WBK10 se realiza de la siguiente manera:

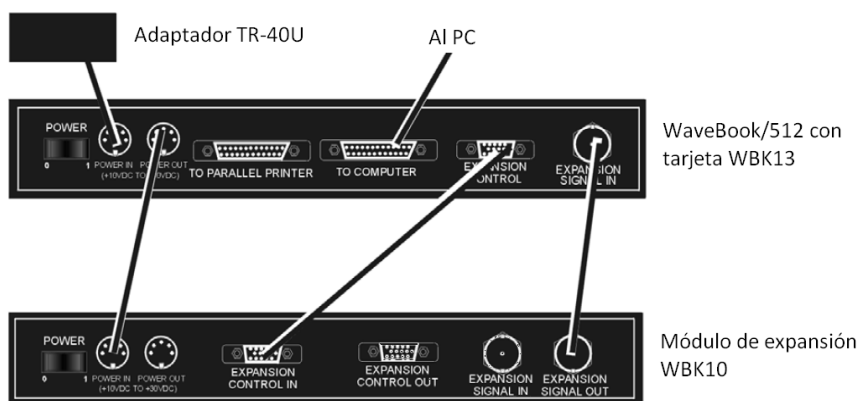


Figura 4.28 – Conexiones del sistema de adquisición de datos

4.2.5. PLATAFORMA DINAMOMÉTRICA

Para el desarrollo del presente trabajo, se ha utilizado una plataforma dinamométrica de tres ejes para obtener las señales primarias, con el objetivo de convertirlas en voltajes analógicos y digitales para su procesamiento y tratamiento con ayuda de la electrónica digital.

El modelo de dispositivo que se ha empleado es el 9286AA de la marca KISTLER que se muestra a continuación:

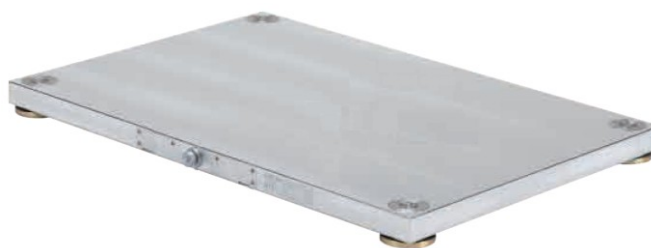


Figura 4.29 – Plataforma Kistler 9286AA

Sus características técnicas son las siguientes:

La plataforma de fuerzas proporciona medidas dinámicas y cuasiestáticas de las tres componentes ortogonales de la fuerza (F_x , F_y , F_z), que actúan sobre la superficie superior de la misma. Lleva integrados cuatro sensores piezoeléctricos.

Entre sus principales características se pueden destacar:

- Alto rango de medida de hasta seis décadas.
- Sensibilidad, umbral y resolución independientemente del rango de medida.
- Alta rigidez y libre desplazamiento virtual de medida.
- Alta frecuencia natural y de amortiguación.
- Protección frente a sobrecargas, libre de fatigas y una gran estabilidad.
- Baja sensibilidad a interferencias.
- Configuración compacta para un rango grande de medición.
- Simplicidad en la conexión y en el transporte (no fija, bajo peso y tamaño).

Las fuerzas son medidas en la parte superior de la plataforma. Cada sensor tiene tres pares de cristales de cuarzo, uno sensible a la presión en la dirección del eje z, otro a la del eje x y el último a la del eje y. En estos cuatro sensores las fuerzas son introducidas al sistema mediante tres componentes. Se ilustra en la Figura 4.30:

Las cargas eléctricas dadas por la plataforma son estrictamente proporcionales a las fuerzas medidas. Se convierten por medio de amplificadores a voltajes analógicos que pueden ser procesados en cualquier dispositivo. Las cargas negativas dan voltajes positivos en la salida del amplificador y viceversa. De las doce señales de salida de los cuatro sensores, dos de ellas por cada sensor, corresponden a fuerzas con la misma línea de acción, pudiendo ser paralelas (por ejemplo f_{x1} y f_{x2} de las que resulta f_{x1+2}). Por lo tanto, se necesitan solamente ocho señales para captar toda la información. En la siguiente imagen se representan las fuerzas:

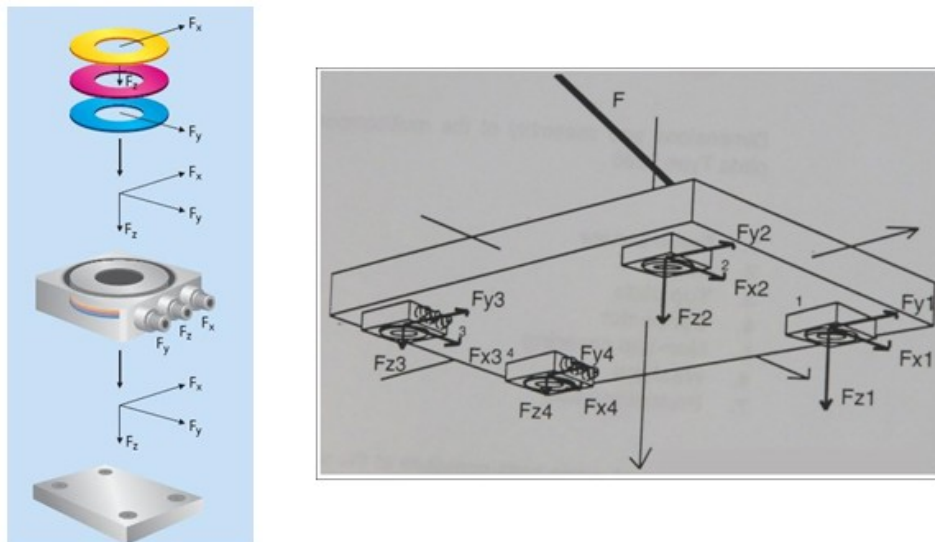


Figura 4.30 – Desglose de los sensores y esquema de fuerzas de la plataforma

Con la ayuda de otras aplicaciones, como por ejemplo BioWare que será explicado posteriormente, se podrán realizar mediciones como:

- Momentos M_x , M_y y M_z .

- Coordenadas a_x y a_y del punto de aplicación de la fuerza en la superficie de la plataforma COP (Center Of Pressure).
- Torsión T_z sobre un eje normal a la superficie de la plataforma.
- Desplazamiento de centro de masas y aceleración.
- Coeficiente de fricciones.

Esta plataforma está indicada para aplicaciones prácticas como:

- Investigaciones biomecánicas, en las que se graban las fuerzas experimentadas por el pie humano cuando se camina, para analizar el paso.
- Revisiones ortopédicas y de equilibrio.
- Determinación del progreso en rehabilitación, con prótesis, después de fracturas, principalmente.

El tipo de conector utilizado entre la plataforma y el amplificador de señal es del tipo 1758A de la casa Kistler, como el que se muestra en la imagen:

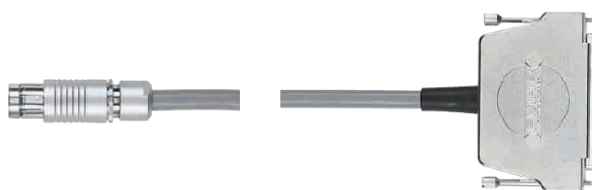


Figura 4.31 – Conector 1758A de Kistler

Las fuerzas físicas captadas por la plataforma se calculan con las siguientes ecuaciones:

Parámetros	Cálculos	Descripción
F_x	$= F_{x12} + F_{x34}$	Fuerza medio-lateral
F_y	$= F_{y14} + F_{y23}$	Fuerza anterior-posterior
F_z	$= F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4}$	Fuerza vertical
M_x	$= b \cdot (F_{z1} + F_{z2} - F_{z3} + F_{z4})$	Momento en el eje x
M_y	$= a \cdot (-F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} - F_{z4})$	Momento en el eje y
M_z	$= b \cdot (-F_{x12} + F_{x34}) + a \cdot (F_{y14} - F_{y23})$	Momento en el eje z
M'_x	$= M_x + F_y \cdot a_{z0}$	Momento sobre la superficie superior
M'_y	$= M_y + F_x \cdot a_{z0}$	Momento sobre la superficie superior
a_x	$= (F_x \cdot a_{z0} - M'_y) / F_z$	Coordenada x del COP
a_y	$= (F_y \cdot a_{z0} + M'_x) / F_z$	Coordenada y del COP
T_z	$= M_z - F_y \cdot a_x + F_x \cdot a_y$	Torsión en el eje vertical

Figura 4.32 – Cálculo de parámetros

4.2.6. SISTEMA DE VÍDEO

El presente trabajo requiere de una captación de imágenes reales de las acciones que se están realizando. Por ello se recurre a un sistema de vídeo. Las ventajas que presenta son el poder tratar dichas imágenes, incluirlas en otras aplicaciones y poderlas transmitir vía internet.

La videocámara empleada es la SAMSUNG VP-MX2. Las características principales son:

- Sensor de imágenes CCD de alta sensibilidad, con resolución de 0,8 Megapíxeles.
- Lente Schneider con zoom óptico 34x y zoom digital de 1200x.
- Pantalla LCD de 2.7", con giro de 360º y Distancia focal de $f=2.3-78.2$ mm.
- Peso de 270 g y dimensiones reducidas: 60x61x125 mm.
- Conexiones: USB 2.0, tarjetas de memoria (SD,SDHC).
- Autonomía de la batería de 180 minutos.
- Funciones extra: reducción digital de ruido y modo de captura YouTube.

5. DESARROLLO DEL ESTUDIO

5.1. INTRODUCCIÓN

Una vez documentado el estudio previo sobre los componentes necesarios para la realización del presente trabajo, se puede empezar a desarrollar el mismo.

Para ello, se hablará de los distintos software utilizados, de las pruebas teóricas realizadas, de la construcción, diseño y montaje de la cadena de medida, del diseño y construcción de la cama para pacientes, de la creación de las aplicaciones virtuales y de usuario, y de la inclusión de vídeo en ellas.

En primer lugar, se va a comentar la realización del banco de pruebas. La captación de datos se realiza a través de éste, y está formado por una cama para pacientes, la cual se ha diseñado y construido. En este apartado se explica la aplicación informática utilizada para realizar el banco de ensayos (módulos de diseño mecánico DASSAULT SYSTEMS DELMIA V5), así como el diseño final. A continuación, se detallará el estudio teórico realizado con otra herramienta del software utilizado, que se basa en una simulación de los movimientos a realizar y en un análisis de movimiento a través del método RULA.

5.2. MÓDULOS DE DISEÑO MECÁNICO DASSAULT SYSTEMS DELMIA V5

Delmia V5 es un conjunto de potentes herramientas virtuales utilizadas para el diseño y fabricación de productos, además de poder implementar procesos industriales. CATIA V5, otra



herramienta de diseño virtual de la misma empresa, está integrada dentro de DELMIA V5. Todo ello supone una solución para la gestión del ciclo de vida del producto (ACV) muy extendida en el ámbito empresarial mundial.

Esta aplicación está especialmente indicada como herramienta ergonómica en actividades manuales de la industria y manipulación de cargas, posibilitando el diseño de puestos de trabajo y actividades saludables, seguras y productivas. Se puede realizar el seguimiento de mejoras introducidas en un puesto de trabajo y compararlo con otros. Por tanto, es una gran ayuda para la reducción de los TME en entornos de trabajo, haciéndolos más confortables.

Las características principales que presenta Delmia V5 son:

- Reducción de costes derivados del diseño y fabricación de productos, así como en la implantación de tareas productivas.
- Diseño de productos o procesos sin tener que recurrir a maquetas físicas o simulaciones reales.
- Lanzamiento de productos innovadores y de mejoras de forma más rápida y segura.
- Ahorro económico debido a la detección de problemas de ergonomía en las fases iniciales de diseño.

El diseño de la cama se realiza mediante la aplicación informática DELMIA V5 y los diferentes módulos que contiene, para poder simular la estructura compuesta, y así poder evaluar la idoneidad del diseño.

5.2.1. DISEÑO DEL BANCO DE PRUEBAS

Después de barajar diferentes diseños, el aspecto que presenta el diseño final es el siguiente:

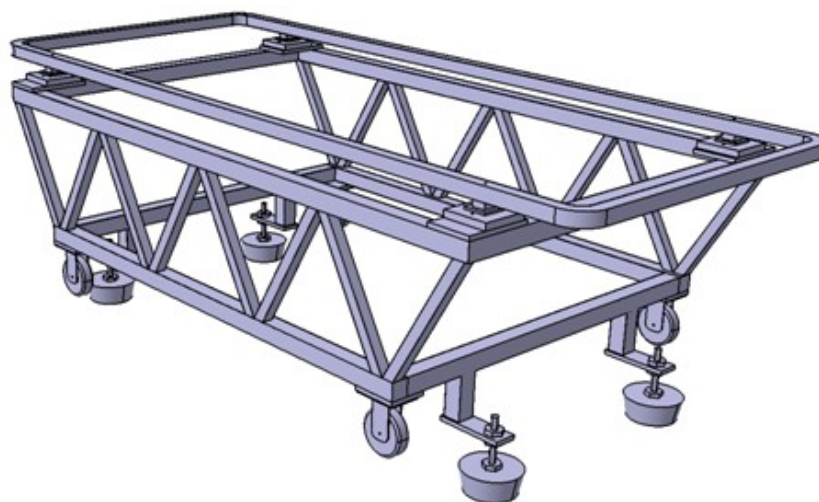


Figura 5.1 – Perspectiva general de Diseño final

Sus características son:

- Fijación de los sensores a la estructura mediante pletinas atornilladas. Al no haber elementos intermedios en la estructura, toda la fuerza del somier se descarga por los sensores, consiguiendo así una gran fiabilidad en la captación de datos. El somier también está acoplado a los sensores mediante tornillos. Al estar el sensor atornillado, su sustitución o desacople es muy sencillo.
- Refuerzos laterales: la cama tiene incorporada una estructura en forma de dientes de sierra en los laterales, que proporcionan una rigidez y equilibrio estructural.
- Regulación en altura: la cama puede regularse mediante cuatro patas. Estas poseen un tornillo (de gran resistencia al peso), que eleva o baja la cama según se rosque a este. Lleva un conjunto de tuerca - contratuerca, para fijar la altura de la cama. Para apoyar la cama en el suelo, se han roscado al tornillo unos resistentes tacos de material plástico. La rosca de tornillo es de un diámetro de 15 mm.

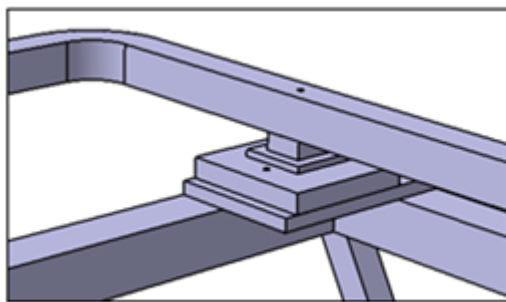


Figura 5.2 – Detalle de sensores

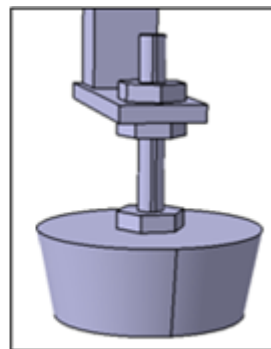


Figura 5.3 – Detalle de la regulación en altura

- Ruedas: se han colocado cuatro ruedas para poder cambiar de ubicación la cama. Tienen una altura de 128 mm y una anchura de rueda de 30 mm. Son de la marca LAG, y están construidas en nylon (material rodante) y aluminio.
- Las barras utilizadas son de acero, lo que proporciona gran rigidez y gran resistencia ante elevados pesos. Los perfiles empleados en dichas barras son de sección 40 x 40 mm y espesor de 1,5 mm, y de sección 25 x 25 mm y espesor de 1,5 mm. La última se emplea en las barras de diente de sierra.

5.3. ESTUDIO ERGONÓMICO DE LA MOVILIZACIÓN DE PACIENTES

5.3.1. MÉTODO RULA

Antes de continuar, se hará una breve reseña para explicar el método RULA. Este método tiene como finalidad la valoración ergonómica de las posturas. Existen otros métodos como NIOSH, SNOOK&CIRIELLO y MTM, pero su uso está menos generalizado. Además, el método RULA es el elegido puesto que la herramienta de la que se dispone para trabajar en los proyectos de simulación ergonómica lo incluye entre sus funciones.

Dicho método ha sido desarrollado por los doctores Lynn McAtamney y Nigel Corlett en el Institute of Occupational Ergonomics de la Universidad de Nottingham. Fue descrito por primera vez en 1993. El método RULA fue diseñado para detectar los trabajadores que están expuestos a cargas músculo-esqueléticas importantes y que pueden ocasionar trastornos en las extremidades superiores

El método RULA valora las exposiciones individuales de posturas, fuerzas y actividades musculares, pudiendo detectar la incidencia de los TME. El riesgo se evalúa con una puntuación en una escala de siete puntos, siendo el siete el valor crítico en la postura estudiada. En el ANEXO II se adjunta la tabla, puntuaciones y procedimiento para la evaluación manual con este método. Mediante el uso de Delmia V5, la aplicación de este método está automatizada siendo solamente necesario introducir el maniquí y su entorno de trabajo.

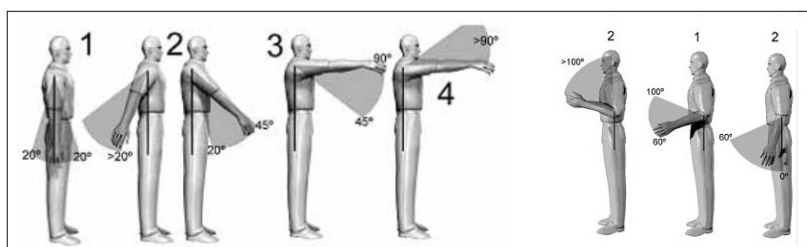


Figura 5.4 – Posiciones del brazo y antebrazo

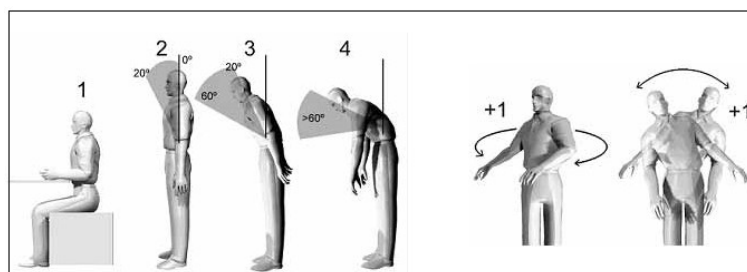


Figura 5.5 – Posiciones y puntuaciones del tronco

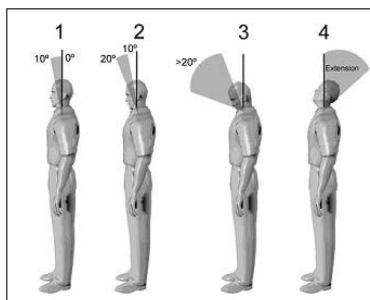


Figura 5.6 – Posiciones del cuello

El estudio va a permitir simular las condiciones de trabajo de una movilización real. Será necesaria la modelización del puesto de trabajo (el banco de ensayos y la plataforma dinamométrica) y la inclusión de dos modelos humanos (movilizador y paciente), mediante la aplicación de diseño y análisis virtual DELMIA V5. Se explica a continuación el procedimiento a seguir.

5.3.2. MÓDULOS ERGONÓMICOS DELMIA V5

Los diferentes módulos y submódulos de DELMIA V5 (Ergonomics & Análisis, utilizando los siguientes sub-módulos: Human Measurements Editos, Human Task Simulation, Human Activity Análisis, Human Builder y Human Posture Análisis), permiten crear y modificar maniqués virtuales, simulando el cuerpo humano, que pueden adoptar multitud de posturas, posibilitando un análisis cuantitativo y cualitativo. Cabe destacar las siguientes características:

- Costumización de maniqués animados en 3D.
- 103 parámetros antropométricos editables.
- Bases de datos de población masculina y femenina, además de varios países.
- Algoritmo de contorno en maniqués.
- Valoración postural local y total.
- Análisis de esfuerzos estáticos, de articulaciones y confort.
- 148 grados de libertad permitidos con posibilidad de limitaciones angulares.
- Detección de choques e interferencias.
- Análisis de tareas (levantamiento, arrastre, empuje, transporte, entre otras).
- Análisis de distinto tipo: RULA, NIOSH, principalmente.
- Validación y análisis del proceso completo.
- Simulación de tareas dentro de una secuencia de operaciones.
- Reutilización de herramientas.

Insertar el modelo humano (maniquí) en el entorno de trabajo

El primer paso es crear los modelos humanos para poder realizar el análisis ergonómico, mediante el sub-módulo Human Builder. Se selecciona el maniquí y la configuración del género, percentil y los datos antropométricos de poblaciones, principalmente. EL resultado es el mostrado en la siguiente figura:

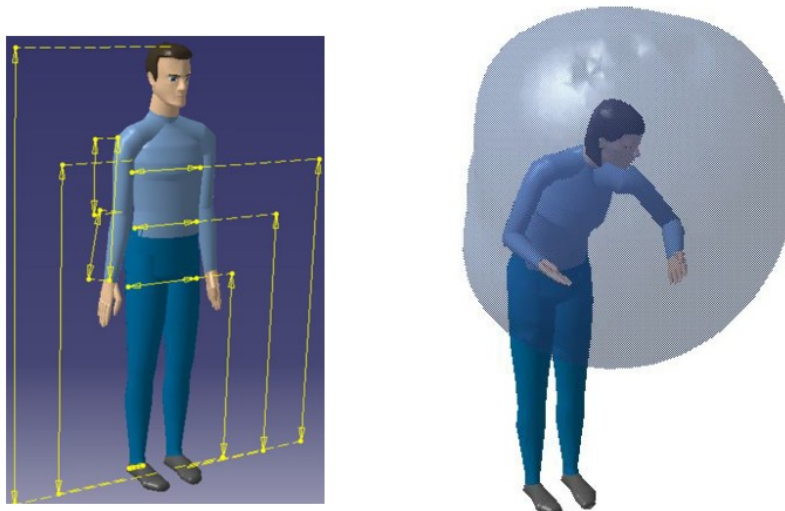


Figura 5.7 – Medidas antropométricas del maniquí

Una vez creados los modelos humanos, se procederá a realizar el análisis de la movilización mediante el método RULA. La evaluación postural se realiza mediante una puntuación y un código de colores. La interpretación de ello se muestra en la siguiente tabla:

Puntuación	
1 - 2	Postura aceptable
3 - 4	Estudiar la postura y realizar cambios
5 - 6	Estudiar la postura y realizar cambios pronto
7	Estudiar la postura y realizar cambios inmediatamente

Figura 5.8 – Puntuaciones y valoración del método RULA

Una vez fijada la postura a analizar y en función de los datos introducidos y de la postura que adopta el maniquí, este método la valora en su conjunto mediante una puntuación numérica y un código de color, como se muestra en la parte 1 de la Figura 5.10. Las puntuaciones detalladas de los distintos segmentos corporales también se muestran, como se ilustra en la parte 2 de la Figura 5.10.

5.3.3. RESULTADO POSTURAL CON MÉTODO RULA

Se realizará el estudio postural de la técnica en la que se moviliza al paciente hacia el cabecero de la cama, como se observa en la Figura 4.5 del presente trabajo. La postura simulada es la siguiente:

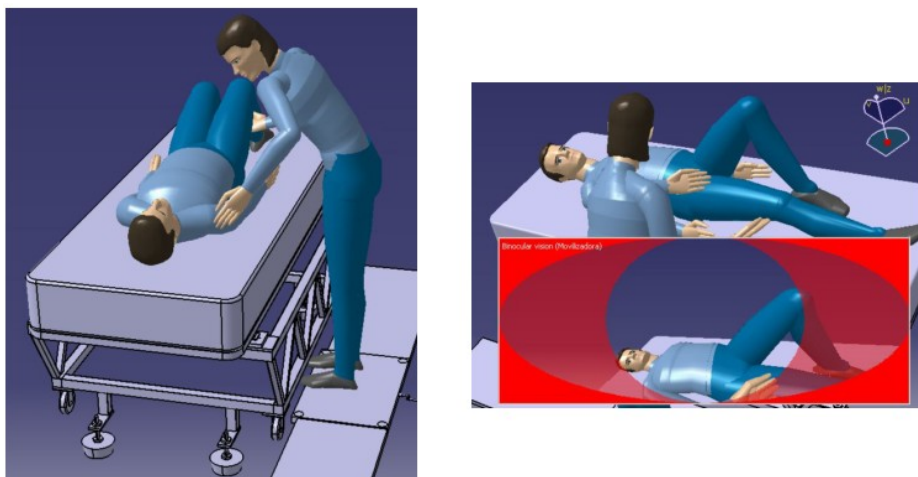


Figura 5.9 – Ventanas de simulación del análisis RULA

El método RULA aplicado a la situación anterior, en el que se estudia la postura intermitente del lado izquierdo de la movilizadora con una carga de 15 kilogramos, arroja una valoración y puntuación que se muestra a continuación:

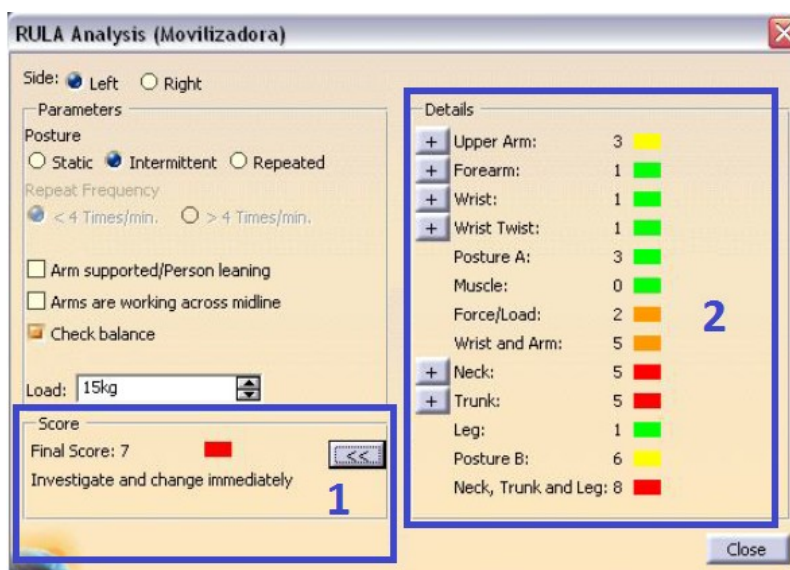


Figura 5.10 – Resultado final del método RULA

Se observa que la puntuación final indica que la postura no es aceptable y que se tienen que tomar medidas inmediatamente. Las partes corporales más afectadas son las marcadas en rojo y son el cuello (debido a que está muy girado) y el tronco (a causa de que está muy girado y con una excesiva inclinación lateral)

Una vez realizado el estudio teórico, se procede a su aplicación real.

5.4. DISEÑO Y MONTAJE DE LA CADENA DE MEDIDA

Una vez diseñado y construido el banco de ensayos, se realizará el montaje de la cadena de medida de medida.

5.4.1. SENSORES PIEZOELÉCTRICOS

El modelo de transductor empleado es el 9130B21 de la casa KISTLER. Los transductores van acoplados a la estructura de la cama tal y como se muestra en la imagen:



Figura 5.11 – Montaje de los sensores en la estructura de la cama



Figura 5.12 – Detalle de la unión del sensor

Para poder acoplar el transductor a la cama, se han construido unos soportes (Figura 5.13). Cada uno de ellos está formado por el sensor, un tornillo, una placa (para que la superficie de acción del sensor aumente), un disco de precarga, dos arandelas, y una tuerca, como se muestra en la Figura 5.14. De esta manera se asegura que la fuerza que se aplica sobre el soporte va dirigida en su totalidad al sensor.

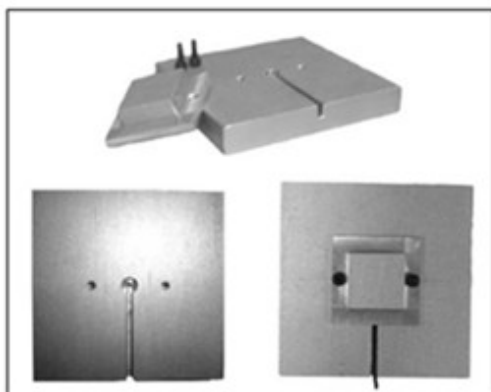


Figura 5.13 – Soporte del sensor

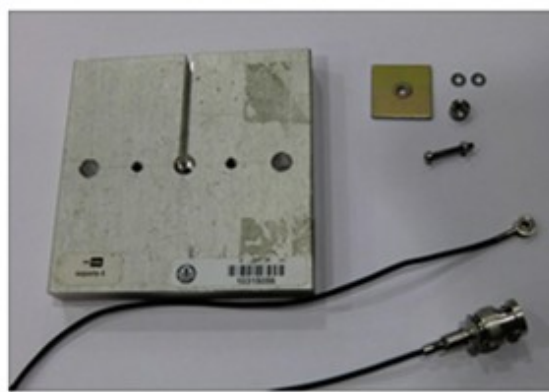


Figura 5.14 – Detalle de las piezas que componen el soporte del sensor

Antes de acoplar los sensores a la estructura de la cama, hay que realizar una serie de cálculos para calibrar el sensor. El primer paso será precargar los sensores.

La precarga que se necesita conseguir es de 1500N, ya que es el 50% del fondo de escala del sensor, como indica el fabricante en las hojas de características. Para ello, se han utilizado unos tornillos especiales (M2,5) debido a que había que conseguir una salida de aproximadamente 5V y aguantan grandes cargas sin romperse.

Una vez realizada la precarga del sensor, se procede a su calibración. Para ello se ha contado con la ayuda del **Laboratorio de metrología y Calibración Dimensional (LCD)** que cuenta con una máquina de patrones de fuerza.

Con el fin de que la calibración sea efectiva, se debe asegurar que las condiciones del montaje no varíen. En función de esto, lo primero que se ha hecho es asignar a cada sensor un montaje que deberá ser definitivo por lo que a cada sensor se le ha dado un número de serie representativo.

La unidad utilizada para medir las fuerzas ha sido el Newton. En relación a esto, es importante destacar que los sensores piezoeléctricos usados tienen un fondo de escala de 3kN. Al haberse realizado una precarga del 50%, el fondo de escala pasa a ser de 1,5kN, por lo que se pierde 1,5kN de rango de medida. No obstante, esto no supone un problema dado que, al perseguir una medida lo más precisa posible, el fondo de escala que se utilizará es solamente de 1kN.

Tras verificar que la precarga es correcta, se procede a la calibración de los sensores. Para ello, se coloca el sensor en la máquina de fuerzas. (Figura 5.15).

Para la calibración se ha utilizado una célula de fuerza de 1kN, ya que es la que mejor se adapta al rango elegido. Dicha célula y la colocación del sensor se pueden observar en la Figura 5.16.

Con el fin de asegurar que la fuerza se transmita perpendicularmente, se ha utilizado un cilindro de carga. Para ello se coloca la pieza semiesférica encima del cilindro, todo ello entre el sensor y la célula de carga. El cilindro de carga se observa de forma más detallada en la Figura 5.17.





Figura 5.15 - Máquina de fuerzas



Figura 5.16 - Célula de fuerza de 1kN



Figura 5.17 - Cilindro de carga

Para que la calibración sea fiable, se realizan tres series de prueba con el fin de que el sensor se caliente y así su comportamiento sea más regular. Acto seguido, se da inicio a la calibración. Primero se toman ocho puntos de medida equiespaciados del fondo de escala elegido para la calibración, y se programan en la máquina de fuerzas para que se detenga en esos puntos de medida. La máquina no es capaz de mantener la medida exacta, pero sí muy próxima. Para poder anotar la lectura del sensor, la máquina emite una señal acústica y a su vez, registra el valor de la fuerza que estaba ejerciendo en ese momento. Este proceso se repite cuatro veces descargando completamente la fuerza que se le ejerce al sensor, correspondiendo a cada una de las cuatro series que se muestran posteriormente.

Las dos primeras series sirven para conocer la repetibilidad de los sensores, y las otras dos se realizan con un giro de 120° y 240° respectivamente, lo que nos indica la reproductibilidad de los mismos. Una vez calculadas las estimaciones para las fuerzas patrón y las ecuaciones de regresión para cada serie, se procede a calcular el polinomio de interpolación. Éste se obtiene con una aplicación utilizada en el LCD para este tipo de aplicaciones.

Este procedimiento se ha repetido con cada sensor. Los polinomios de calibración son:

$$\text{Sensor 1: } [4,890181 + (101,6916 \cdot X_1)] / 9,8$$

$$\text{Sensor 2: } [13,51147 + (99,47575 \cdot X_2)] / 9,8$$

$$\text{Sensor 3: } [6,019341 + (99,83201 \cdot X_3)] / 9,8$$

$$\text{Sensor 4: } [-2,671429 + (107,1429 \cdot X_4)] / 9,8$$

5.4.2. PLATAFORMA DINAMOMÉTRICA

Antes de la utilización de la plataforma dinamométrica, se han realizado una serie de configuraciones básicas con el fin del transformar los valores captados por la plataforma para que puedan ser utilizados en sus unidades correspondientes. La configuración principal es la matriz de conversión:

RANGO	FX12	FX34	FY14	FY23	FZ1	FZ2	FZ3	FZ4
1	39,512	39,402	39,276	39,182	17,699	17,741	17,812	17,720
2	19,756	19,701	19,638	19,591	8,849	8,870	8,906	8,860
3	3,941	3,933	3,963	3,951	1,772	1,776	1,783	1,773
4	1,970	1,967	1,981	1,976	0,886	0,888	0,891	0,887

Figura 5.18 – Matriz de conversión

5.4.3. CONEXIONES

La conexión de todos los elementos que forman la cadena de medida es la siguiente:



Figura 5.19 – Cadena de medida

EL diagrama de conexiones de todo el conjunto se incluye en el ANEXO I.

La primera parte de la cadena de medida corresponde a los sensores piezoeléctricos. Estos van conectados al acondicionador de señal Kistler 5073A411 mediante los propios cables de los sensores, de tipo 1721 con acople BNC.

Se puede observar en la imagen cómo el acondicionador de señal determina dónde colocar cada sensor.



Figura 5.20 – Acondicionador Kistler

Las otras dos conexiones comunican al acondicionador de señal con el ordenador para la configuración del mismo a través del software ICAM, y con el sistema de adquisición de datos, al que transmite la señal de salida de los sensores.

La conexión con el ordenador se realiza a través del conector RS-232 mediante un bus de datos de diez hilos, en los que solamente se utilizarán cuatro de ellos correspondientes a los cuatro sensores piezoeléctricos. La conexión con el sistema de adquisición de datos (WaveBook/512) se realiza a través de la caja de conexiones que transforma la salida del acondicionador de señal, mediante un conector D-Sub 15, en cuatro salidas con conector BNC.



Figura 5.21 – Caja de conexiones



Figura 5.22 – Conexión entre WavvBook y caja de conexiones

En esta última imagen podemos comprobar cómo se conecta la caja de conexiones con el sistema de adquisición de datos.

La segunda parte de la cadena de medida corresponde a la plataforma dinamométrica, la cual va conectada al amplificador de señal Kistler 5606A mediante el cable Kistler tipo 1758A (Fischer con dos conectores: 19 pin y D-Sub37). Esta conexión aparece detallada en la siguiente imagen con la etiqueta FORCE PLATE 1:



Figura 5.23 – Conexión de la plataforma con el amplificador de señal

La conexión del amplificador de señal anterior con el sistema de adquisición de datos (módulo WBK10) se realiza a través de ocho conectores BNC.



Figura 5.24 – Conexión entre WBK10 y amplificador de señal

La conexión con el ordenador se realiza a través de dos cables correspondientes a la salida del amplificador A/D Board Analog y A/D Board Digital, los cuales se conectan a dos ranuras PCIM-DAS 1602/16 del ordenador.

Para finalizar el montaje de la cadena, el sistema de adquisición de datos se conecta al ordenador mediante un puerto paralelo.

5.5. SOFTWARE

En este apartado se van a comentar los programas que sirven para configurar y obtener los datos de la cadena de media. Se describirá brevemente el software empleado para la creación de cada una de las partes de la aplicación: IOtech DasyLab, Controlador IOtech ICAM 5073A411, Kistler Bioware, Microsoft FrontPage y WebcamXP.

5.5.1. CONTROLADOR IOTECH ICAM 5073A411

Este dispositivo comunica el acondicionador de señal con el ordenador. ICAM es una aplicación de Labview, proporcionada por Kistler. Sirve para configurar el acondicionador de señal.

Mediante el mismo, se puede cambiar la sensibilidad, el fondo de escala y la señal de offset. Además es posible reiniciar la medición de los sensores. Esto tiene una gran importancia en los sensores piezoeléctricos, ya que una de sus características es que cuando se reinician, toman la carga que posean en ese momento como cero.

5.5.2. IOTECH DASYLAB

Es la herramienta con la cual se va a crear la aplicación del sistema de medida. Se detallarán a continuación los pasos realizados.

DASYLab es una potente herramienta de análisis interactiva que permite el desarrollo de aplicaciones basadas en la adquisición, control y simulación de dispositivos externos y de datos. El sistema de funcionamiento DASYLab es simple: se seleccionan los módulos de función deseados y se posicionan en el entorno de trabajo del programa. Posteriormente, se configuran las tareas a realizar conectando los diferentes módulos.

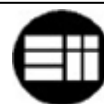
DASYLab soporta una amplia variedad de dispositivos de control y tarjetas de adquisición de datos, así como diferentes interfaces que permiten la comunicación con dispositivos externos. Con este software se procederá a capturar las señales proporcionadas por los sensores que a través del acondicionador de señal y del equipo de adquisición de datos serán evaluadas.

La herramienta DASYLab es muy útil, debido al amplio abanico de posibilidades en cuanto a configuraciones, compatibilidades y tratamiento de señales. Este programa se utilizará para capturar los datos que provienen del sistema de adquisición de datos, para la inspección de los mismos por medio del módulo gráfico y para el almacenamiento de dichos datos en formatos adecuados para su posterior tratamiento y análisis.

El programa DASYLab se compone de dos partes principales, la primera de ellas es el Worksheet o espacio de trabajo, en el cual se realizará la programación de la aplicación. La segunda parte es el Layout en el que se realizará el diseño visual para el usuario.

5.5.2.1. WORKSHEET

El Worksheet es la parte de DASYLab destinada a realizar la programación de la aplicación. A continuación, se van a describir los pasos seguidos para la realización del programa.



Para ello, se incluye previamente una imagen general (Figura 5.25)

Como se puede observar en la imagen, la primera parte del programa está referida a los datos captados por los sensores, mientras que la segunda está referida a los datos captados por la plataforma.

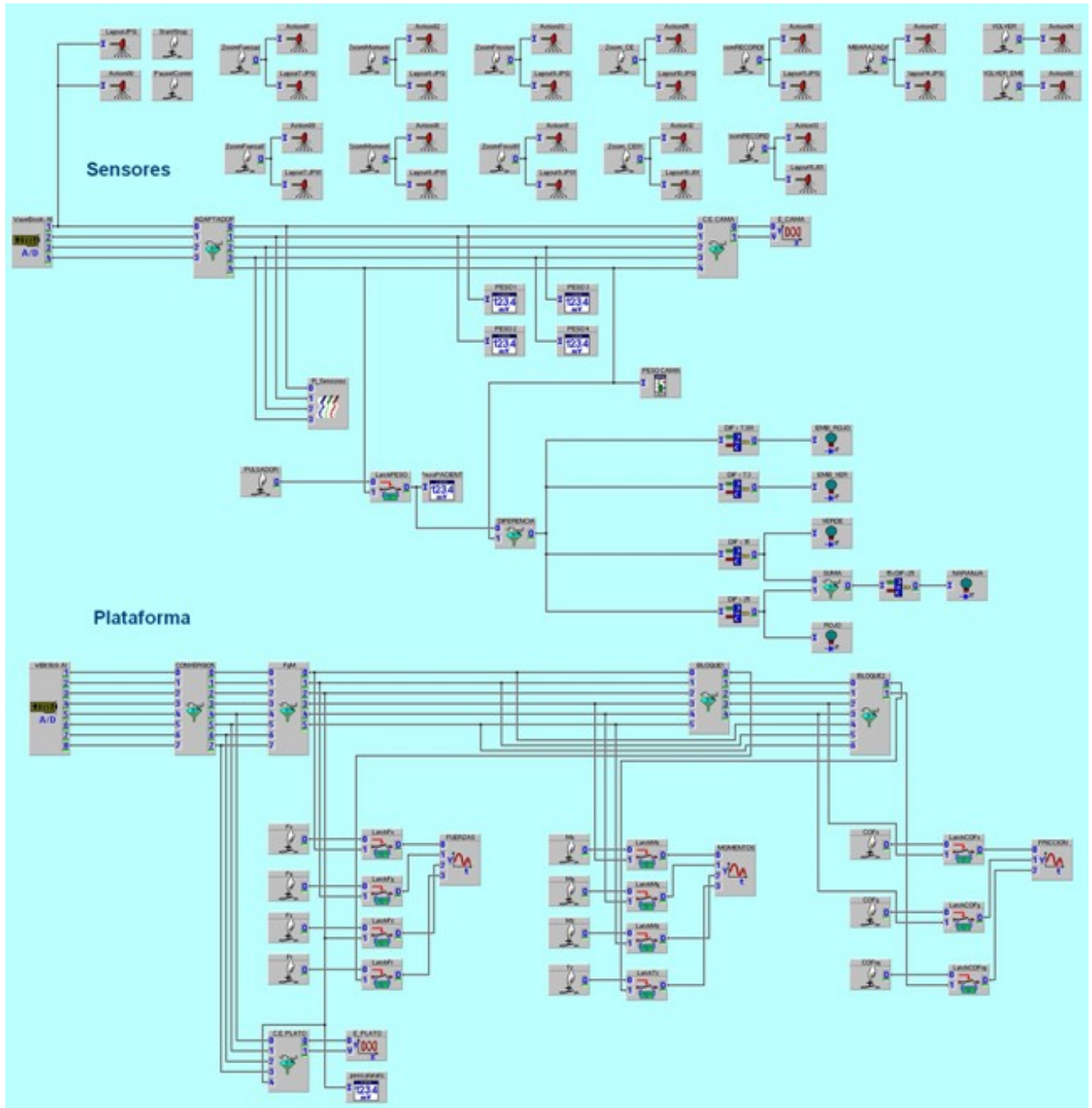


Figura 5.25 – Programa

Los diferentes bloques usados para la codificación del programa son los detallados a continuación, y se dividen en los siguientes grupos:

Adquisición de datos

El programa contiene dos bloques de adquisición de datos:

WaveBook:AI

Permite realizar la captación de datos a través del Wavebook/512. Este sistema de adquisición convierte la información recogida por los sensores de señal analógica a señal digital. El módulo tiene cuatro salidas, las cuales pertenecen a cada uno de los sensores.

WBK10:0:AI

Realiza la captación de datos a través del módulo de expansión WBK10. Convierte los diferentes parámetros recogidos por la plataforma dinamométrica. A partir de los datos tomados, se pueden analizar y transformar de acuerdo a las necesidades del proyecto. El módulo tiene ocho salidas, que corresponden a los ocho canales de la plataforma.

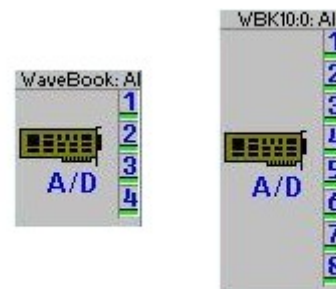


Figura 5.26– Módulos WaveBook y WBK10

Control del programa

Esta sección está dirigida a controlar el programa. Para ello, se han creado una serie de botones para comenzar y terminar la lectura, pausarla y reanudarla en cualquier momento. También permiten cambiar de una pantalla del Layout a otra dependiendo de los parámetros que el usuario quiera visualizar. Además, mediante los módulos de acciones, se consigue que el Layout sea lanzado de manera automática y también que tome imágenes del mismo constantemente. Estas imágenes serán guardadas en un archivo con extensión .JPG, para utilizarlas posteriormente en la aplicación web.

Módulos de acción

Son los módulos que sirven para lanzar los Layouts de forma automática y para guardar las imágenes mencionadas anteriormente.

Módulos de botones

Permiten pausar y detener el programa, ampliar las diferentes gráficas del Layout así como activar o desactivar los diferentes parámetros que se muestran en las gráficas dependiendo de lo que quiera visualizar el usuario en cada momento.

Los diferentes módulos son los siguientes:



Figura 5.27 – Módulos de control del programa

Transformación de datos

Este apartado está dedicado a la transformación de los datos de entrada. Esto posee una gran importancia dado que los datos son tomados en forma de tensión y se necesitan en una medida de fuerza para poder tratarlos. Los diferentes módulos usados y configuración son los de la siguiente figura y se detallan a continuación:

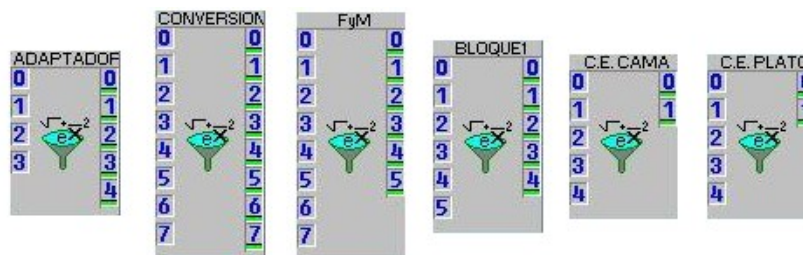


Figura 5.28 – Módulos de transformación de datos

Módulo adaptador

Transforma los datos de los sensores que proceden del módulo WaveBook:AI.

Módulo conversión

Transforma los datos de la plataforma que proceden del módulo WBK:10:0:AI.

Módulo FyM

Transforma los datos que proceden del módulo de conversión a parámetros físicos como fuerzas y momentos para su posterior visualización.

Módulo BLOQUE1

Calcula diferentes parámetros como la fuerza total y los coeficientes de fricción.

Módulo C.E.CAMA

Calcula el centro de esfuerzos de la cama.

Módulo C.E.PLATO

Calcula el centro de esfuerzos de la plataforma dinamométrica.

Muestra de datos por pantalla

Esta sección está dirigida a la visualización de datos por pantalla, ya sea a modo de gráficas, diagramas o displays. Como se puede observar en la imagen, los módulos solo tienen entradas, ya que su salida será la muestra de los datos por pantalla:



Figura 5.29 – Módulos de muestra de datos por pantalla

Módulos de FUERZAS, MOMENTOS, FRICCIONES

La finalidad de estos módulos, es mostrar por pantalla las gráficas de los parámetros que provienen de la plataforma, que son las fuerzas, los momentos y las fricciones.

Módulos E.PLATO y E.CAMA

Sirven para mostrar por pantalla el centro de esfuerzos de la plataforma y el centro de esfuerzos de la cama mediante una gráfica de entradas X/Y.

Módulo PESO CAMA

Muestra la suma de la lectura de los cuatro sensores mediante una gráfica de barras, proporcionando así el peso que hay sobre la cama en todo momento.

Módulo R Sensores

Muestra como varían los datos registrados en cada sensor a lo largo del tiempo.

Módulos Displays

Estos módulos, muestran por pantalla: el peso del paciente, el peso del movilizador y el peso que está soportando cada uno de los sensores.

Análisis del movimiento

Este apartado está dedicado al análisis del movimiento. Se encarga de mostrar, mediante tres indicadores de colores, si el movimiento es correcto, peligroso o incorrecto. Para ello toma los datos del peso del paciente y del peso total y, mediante comparadores, el programa calcula en qué franja se encuentra el movimiento. Los diferentes módulos usados y son:



Figura 5.30 – Módulos comparadores, SUMA y DIFERENCIA, y módulos de estado

Módulos comparadores

Comparan los diferentes datos que provienen de otros módulos con una constante. Al realizar la comparación, el módulo asigna una salida de 5 voltios en caso de que se cumpla la condición y una de 0 voltios en el caso de que no se cumpla. Las salidas se utilizarán para que las lámparas de estado se enciendan o se apaguen dependiendo del movimiento realizado.

Módulos SUMA y DIFERENCIA

Son módulos tipo fórmula que permiten sumar y restar entradas.

Módulos de estado

Son lámparas de estado que van conectadas a la salida de los comparadores y dependiendo del valor que tengan, se activan o se apagan, mostrando así la zona en la donde se localiza el movimiento, ya sea correcta, prevención o sobreesfuerzo.

5.5.2.2. LAYOUT

El Layout es una aplicación de DASyLab que sirve para facilitar el uso del programa a los usuarios, no siendo necesario el conocimiento del manejo del mismo. Se ha creado un interfaz de usuario de fácil manejo e intuitivo.

La pantalla principal es la siguiente:

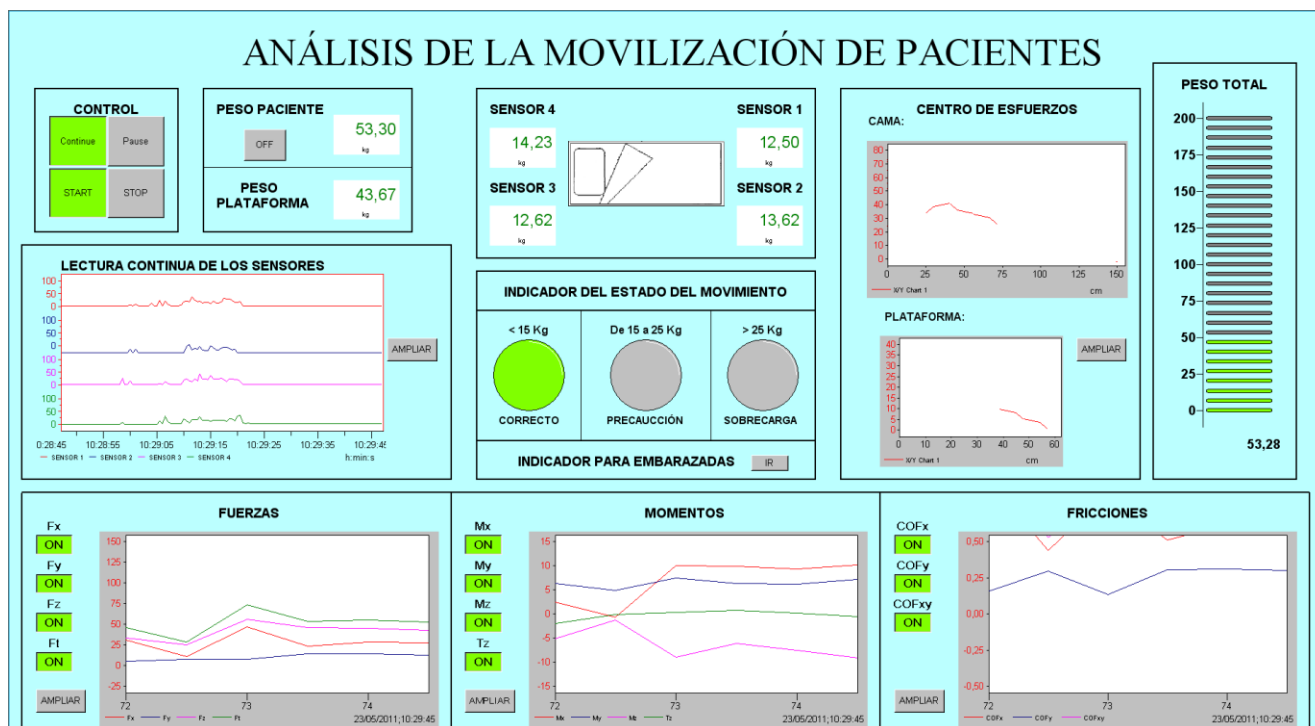


Figura 5.31 – Pantalla principal del Layout

Las partes de las que se compone son:

Control

Mediante los cuatro botones, se controla el funcionamiento de la aplicación, pudiendo ponerlo en marcha o detenerlo. También pausar o continuar una medición.

Indicadores de peso

Se compone de dos partes, la primera referida al peso del paciente y del movilizador, y la segunda referida a la carga que soportan los cuatro sensores. En estos displays, se pueden visualizar las distintas lecturas, teniendo en tiempo real el peso de cada uno de ellos.

Centro de esfuerzos

Permite ver el centro de esfuerzos de la cama y de la plataforma respectivamente, sabiendo en todo momento hacia donde se está desplazando el peso, pudiendo así corregir malas posiciones.

Lectura continua de los sensores

Permite visualizar una medida de la carga que está soportando cada sensor en todo momento, mostrando su evolución en el tiempo.

Barra indicadora de peso total

Muestra el peso total que hay sobre la cama en todo momento. De esta forma, se puede observar si la persona que realiza la movilización está cargando peso o no.

Graficas de fuerzas, momentos y fricciones

Muestran diferentes parámetros referidos al movilizador, viendo su evolución en el tiempo en todo momento. Se pueden habilitar o deshabilitar los distintos parámetros gracias a la botonera de cada una de las gráficas, permitiendo así una lectura clara y personalizada.

Indicador del estado del movimiento

Se observa el estado del movimiento, indicando en todo momento si la movilización realiza es correcta (color verde), si se encuentra en la zona de precaución, (color naranja) o si por el contrario se trata de un movimiento que conlleva sobreesfuerzo (color rojo) y no es aconsejable realizarlo. Se ha realizado otro layout similar al layout principal, variando solamente este apartado, en el que el semáforo, está referido a grupos de riesgo, en este caso mujeres en estado de gestación. Se compone de dos indicadores, uno de ellos para saber si el movimiento se está realizando correctamente (color verde y carga menor de 10 kg) y el otro si el movimiento conlleva un sobreesfuerzo por lo que no se podría realizar (color rojo y carga mayor de 10 kg). No existe zona de precaución. Se puede observar en la siguiente figura:

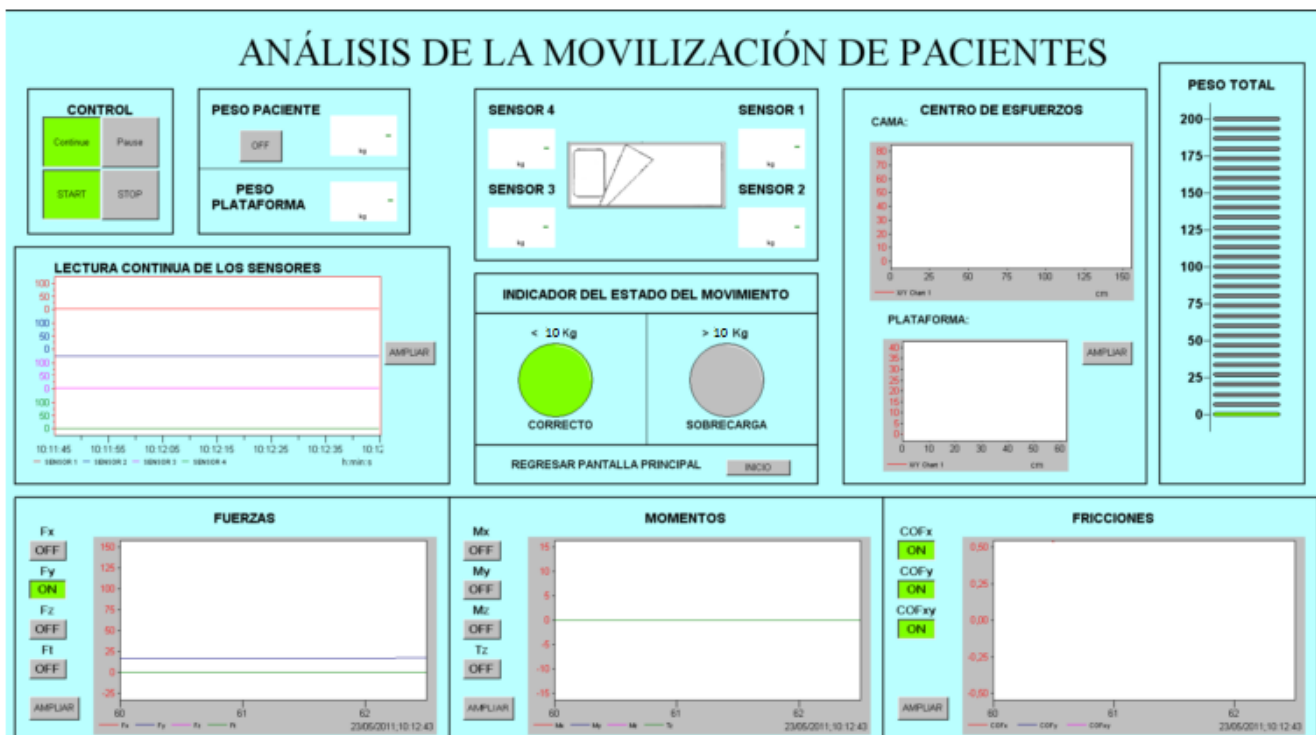


Figura 5.32 – Pantalla movilización para mujeres en periodo de gestación

Por último, existen unos botones llamados “Ampliar”. Permiten, como su propio nombre indica, ampliar las diferentes gráficas para poder así hacer un estudio más exhaustivo de los diferentes parámetros que intervienen en la movilización. Como ejemplo se muestran las siguientes imágenes de las distintas gráficas ampliadas:



Figura 5.33 – Representación gráfica de las fuerzas



Figura 5.34 – Representación gráfica de los momentos



Figura 5.35 – Representación gráfica de las fricciones

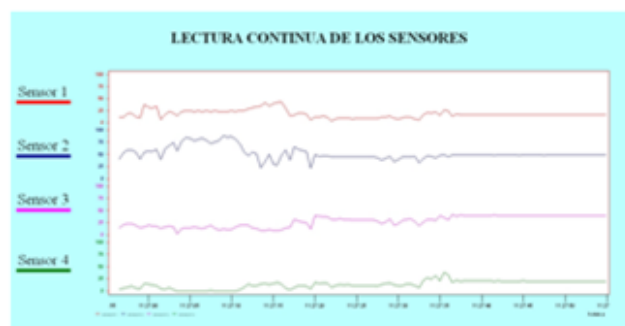


Figura 5.36 – Representación gráfica de la lectura de los sensores

5.5.3. KISTLER BIOWARE

La plataforma dinamométrica se controla mediante la aplicación Kistler BioWare v3.21, que es del tipo 2812A1-3, referencia del producto dentro de la gama Kistler.

Es una herramienta que permite recibir y analizar los datos que provienen de la plataforma. El usuario tiene control total sobre la medición, pudiendo modificar la frecuencia de muestreo, el tiempo de medición, así como el rango de amplificación y las opciones para el trigger (señal inicial de adquisición de datos). También es posible modificar las unidades de las variables captadas por la plataforma. El funcionamiento de la aplicación es sencillo. Una vez configurados los parámetros de la plataforma, se pueden tomar diferentes mediciones dependiendo de la función seleccionada. El BioWare, junto con la utilización de la plataforma dinamométrica, es una aplicación idónea para las siguientes situaciones:

- Investigación biomecánica.
- Análisis del movimiento (rehabilitación, ortopedia, prótesis entre otros).
- Actividades deportivas (fuerzas en salto, impactos, entrenamiento).
- Neurología (posturas, equilibrios, microvibraciones).

- Industria ergonómica (desarrollo de zapatos, testeo de material, seguridad y pruebas de carga).

Las ventajas que aporta la utilización del BioWare son las siguientes:

- Aporta multitud de posibilidades en las mediciones.
- Potencia la adquisición de información y el procesado de las señales.

El BioWare procesa toda la adquisición de datos, acondicionamiento de señal y análisis de información de la plataforma. Es posible visualizar y maniobrar con los siguientes parámetros:

- Fuerzas, momentos, centro de presión (COP), coeficiente de fricción (COF) en diferentes representaciones.
- Posibilidad de referenciar las mediciones a dos posibles sistemas de coordenadas.
- Funciones en tiempo real (fuerzas, vectores 3D, COP).
- Completas estadísticas acerca de las mediciones.
- Control remoto de amplificación, entrada y salida de triggers (TTL)
- Impulso, trabajo y gradiente de fuerza.
- Amplio procesado de señales digitales: filtros digitales, análisis en frecuencia (FFT), software de muestreo (SSH) y algoritmo de mejora del COP.

La captación de información de la plataforma dinamométrica se realiza mediante la habilitación de las señales de entrada. Mediante este programa se pueden obtener aplicaciones complementarias al presente trabajo, como obtener la gráfica de una pisada (figura 5.37) y poder elegir los parámetros a mostrar por pantalla ya sean fuerzas, momentos etc.

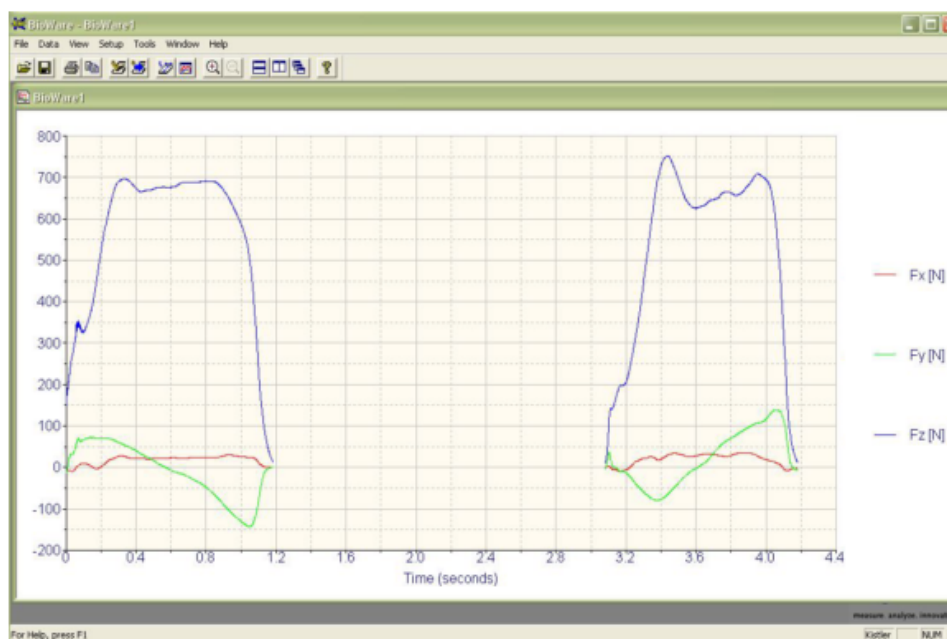


Figura 5.37 – Ejemplo de una pisada

5.6. DESARROLLO DE LA APLICACIÓN WEB

Para la puesta en marcha de la aplicación web se han utilizado dos programas:

- WebcamXP: programa a través del cual se transmite vía internet la imagen captada por la videocámara.
- FrontPage: software con el que se ha diseñado la aplicación web.

5.6.1. WEBCAM XP

El programa empleado para captar y transmitir las imágenes de la videocámara es el WebcamXP. Es un poderoso software de streaming en cámara web para uso privado y profesional. Permite emitir imágenes en directo en sitios web y compartir videos desde una fuente local. Destaca por poseer un servidor web integrado, lo que facilita el uso del programa, necesitando configurar algunos parámetros, como el puerto y el directorio local. Dicho servidor proporciona una página personal desde donde es posible visualizar las imágenes captadas.



Figura 5.38 – Pantalla principal del WebcamXP

La dirección en la cual el programa WebcamXP emite las imágenes es <http://direcciónIP:8080>. Cuando se accede a la página señalada, el sistema solicita al usuario el nombre y la contraseña. Una vez validados los datos, se podrán ver las imágenes captadas por videocámara seleccionada en tiempo real.

5.6.2. MICROSOFT FRONTPAGE

Microsoft FrontPage, aplicación incluida en la Suite Microsoft Office, es una potente herramienta destinada a la creación y administración de sitios Web. Se ha utilizado para la creación de la aplicación web.

La página web creada, contiene las imágenes del Layout que son enviadas por DASyLab a un archivo que se actualiza de manera constante. La aplicación se actualiza cada un segundo. El layout principal es el referido a toda la población y el secundario el referido a mujeres en periodo de gestación. Como se puede observar en la Figura 5.39, en la parte inferior de la aplicación se incluye una botonera, la cual permite ampliar las diferentes gráficas: lectura continua de los sensores, centro de esfuerzos de la cama, gráficas de fuerzas, momentos y fricciones etc. La página web también incluye la imagen de vídeo captada por el WebcamXP en tiempo real.



Figura 5.39 – Diseño principal de la página web

A modo de síntesis de todo lo expuesto hasta el momento, se muestra la página web en la que se visualiza el resultado de la movilización de pacientes. Como se puede observar, la página se divide en tres partes que lo componen: el logotipo, la imagen de vídeo captada por la videocámara y transmitida por el programa WebcamXP y el Layout donde se verán los cambios que se producen al movilizar al paciente. El resultado final es el siguiente:

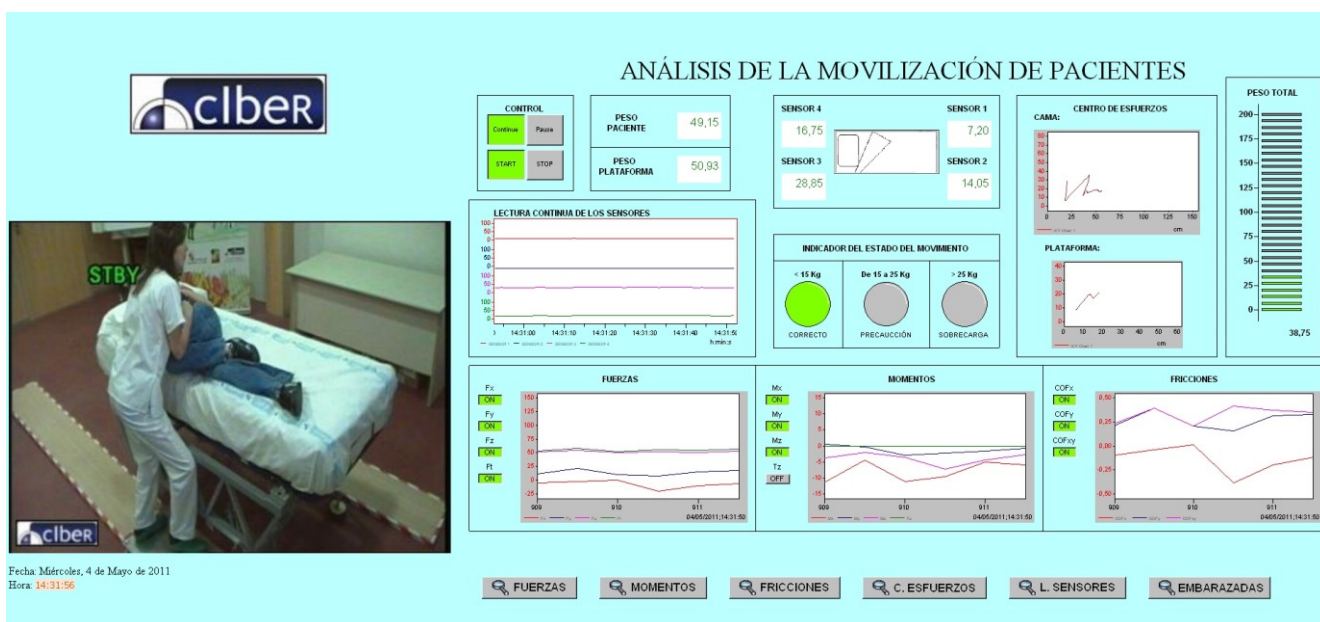


Figura 5.40 –Resultado de la aplicación

6. ESTUDIO ECONÓMICO

6.1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se abordará un estudio en el que se recogen todos los aspectos referidos a la contabilidad de costes del presente trabajo. En algunos casos, los importes reflejados son meramente orientativos, ya que algunos conceptos son difícilmente cuantificables. Se tendrán en cuenta todas las etapas en la ejecución del trabajo y los costes de cada una de ellas, de la forma más detallada posible.

6.2. ESTUDIO PREVIO

6.2.1. PLANIFICACIÓN EJECUTIVA

- Análisis general de la problemática
- Diseño del entorno del estudio
- Modelado virtual de entorno de trabajo
- Sistema virtual para validación de los modelos teóricos
- Diseño y construcción del banco de ensayos
- Definición de las cadenas de medida
- Control de la cadena de medida
- Montaje y puesta a punto
- Diseño de un interface de usuario

6.2.2. PERSONAL NECESARIO

Para llevar a cabo el presente trabajo, han intervenido los siguientes profesionales:

- Ingeniero Técnico Industrial especializado en Electrónica Industrial.
- Técnico Oficial de 1ª especializado en Mecanizado.

6.2.3. EQUIPAMIENTO

- Dos ordenadores personales.
- Cuatro sensores piezoeléctricos KISTLER Slimline 9130B21.
- Amplificador de señal KISTLER 5073A411.
- Caja de conexiones.
- Sistema de adquisición de datos IOTECH WAVEBOOK/512.
- Módulo de expansión IOTECH WBK10.
- Plataforma dinamométrica KISTLER 9286AA.
- Amplificador de señal KISTLER 5606A.
- Software
- Cama
- Videocámara SAMSUNG VP-MX20
- Trípode JOBY

6.3. CÁLCULOS

6.3.1. NÚMERO DE HORAS EFECTIVAS

En función de las actividades ejecutadas y del personal encargado de realizarlas, se realiza un desglose de las horas empleadas en ellas:

Concepto	Número de días
Año promedio	365
Sábados y Domingos	- 104
Días festivos reconocidos	-14
Periodo vacacional	-20
Días perdidos	-8
Total días efectivos	219

Figura 6.1 – Número de días efectivos al año



Se considera que la jornada laboral es de ocho horas, por lo que el cómputo total de horas empleadas es de:

$$219 \cdot 8h = \mathbf{1752} \text{ horas}$$

A continuación se calcula el número de horas reales empleadas por el personal en la elaboración del trabajo:

Actividades realizadas	Horas empleadas	
	I.T.I.	T.O.P
Planificación ejecutiva	20	
Documentación en técnicas de movilización	40	
Documentación en materias propias de la investigación	50	
Estudio de transductores piezoeléctricos	50	
Diseño y montaje del banco de ensayos	80	25
Montaje de cadenas de medida	15	
Calibración de los sensores	15	
Estudio del manejo del software y aplicaciones	30	
Diseño y elaboración de las aplicaciones	90	
Realización de pruebas	30	
Análisis de resultados obtenidos	20	
Elaboración de informes	40	
Total	480	25

Figura 6.2 – Número de horas reales empleadas

En la tabla anterior se muestra el total de número de horas reales empleadas en la realización del trabajo, que son **505**, de las cuales, **25 horas** corresponden al Técnico Oficial.

6.3.2. COSTES DIRECTOS

Los costes directos son aquellos directamente imputables a la elaboración del trabajo y están formados por las partidas de gastos tangibles o los que añaden algún tipo de valor. Se consideran costes directos los gastos salariales debidos al personal vinculado al trabajo y los costes de amortización de los equipos empleados en él.

Costes de personal

El coste de personal se calcula cuantificando las horas dedicadas al proyecto por cada trabajador, teniendo en cuenta los pagos asumidos por la empresa como son: cuotas a la Seguridad Social, salario bruto, vacaciones, días festivos, principalmente.



El coste horario del personal resulta de la división del coste anual del mismo entre el número de horas efectivas calculadas en el apartado anterior.

	I.T.I.	T.O.P
Salario bruto anual (€)	16.613,25	8.873,40
Seguridad Social (23,60%)(€)	3.920,73	2.094,12
Coste total (€)	20.533,98	10.967,52
Horas efectivas	1752	1752
Coste horario (€)	11,72	6,26

Figura 6.3 – Coste horario del personal

El coste por cada uno de los trabajadores, se calcula multiplicando el coste horario de la tabla anterior por el número de horas reales empleadas en el trabajo, dando lugar:

$$\text{Coste Ingeniero Técnico Industrial} = 480\text{horas} \cdot 11,72 \text{ €/h} = \mathbf{5.625,6€}$$

$$\text{Coste Técnico Oficial de 1ª} = 25 \text{ horas} \cdot 6,26 \text{ €/h} = \mathbf{156,5 €}$$

Por lo que el coste total de personal supone **5.782,1€**

Costes de amortización

Resultan de contabilizar la amortización de todos los equipos de medida, informáticos, software y materiales empleados en la realización del presente trabajo.

El cálculo de los costes de amortización por hora (CA) resulta de la diferencia entre el valor de la inversión inicial (CV) y el valor residual (VR), todo ello dividido entre el número de años que se tarda en amortizar el equipo (n).

El valor residual se define como el 10% del valor inicial para los equipos que al final de su vida útil pueden ser vendidos como repuestos o chatarra. Debido a la escasa antigüedad de los equipos de medida empleados, el valor residual será nulo. En cambio, los equipos informáticos y el software, a causa de su rápida devaluación, se considera su valor residual como el 5%.

La expresión matemática será:

$$CA = \frac{CV - VR}{n}$$



Concepto	Inversión (€)	Tiempo de amortización (años)	Valor residual (€)	Coste de amortización (€/año)
2 ordenadores personales	1000,00	5	50	190
Microsoft Windows XP Professional (licencia 2 ordenadores)	100,00	5	5	19
Microsoft Windows XP Professional (licencia 2 ordenadores)	134,00	5	6,7	25,5
Software ICAM	485,95	5	24,30	92,33
Software DASyLab V8.0	2.103,54	5	105,18	399,67
4 Sensores Kistler 9130B21	4.144,93	5	0	690,79
4 Discos de precarga Kistler	91,48	5	0	18,30
4 soportes para sensores	360,59	8	0	45,07
Estructura mecánica	249,20	8	0	31,15
Tornillos y tuercas de precarga	6,00	5	0	1,20
Amplificador de señal Kistler 5073	1.104,56	5	0	220,91
Caja de conexiones	101,75	4	0	25,44
Sistema de adquisición de datos WaveBook/512	12.979,76	5	0	2.595,95
Módulo WBK10	12.020,24	5	0	2.404,05
Plataforma Kistler 9286AA, Acondicionador de señal Kistler 5606A y Software BioWare	36.000,00	5	0	7.200,00
Calibración de los 4 sensores 5 0	1200,00	5	0	240,00
Videocámara Samsung VP-MX20	238,00	5	0	47,60
Trípode Joby	20,00	8	0	2,50
TOTAL	72.340			14.249,46

Figura 6.4 – Coste de amortización



Calculados los totales de la tabla anterior, resulta el coste total de amortización de **14.249,46 €**.

Costes de material consumible

Dentro de estos costes están incluidos los materiales físicos para llevar a cabo el trabajo, como pueden ser papel para impresora, cartuchos de tinta, consumibles de oficina etc. Los costes de material han ascendido a **75 €**.

Costes directos totales

Resultan de la suma de los costes de personal, amortización y material, por lo que asciende a **20.106,56 €**.

6.3.3. COSTES INDIRECTOS

Se consideran costes indirectos todos aquellos gastos producidos en la elaboración del trabajo y que son intangibles, como gastos de explotación (electricidad, servicios comunes, telefonía y datos etc) y de servicios administrativos.

Concepto	Cantidad (€)
Coste energético (electricidad y calefacción)	190
Telefonía y datos	90
Dirección y servicios administrativos	15
Otros gastos	65
Total	360

Figura 6.5 – Costes indirectos

6.3.4. COSTES TOTALES

El cálculo del coste total del presente trabajo se establece mediante la suma de costes directos e indirectos, añadiendo a esta suma el margen comercial aplicado por la empresa, que en este caso es el 40% de los costes directos. Además, se sumará a todo ello los impuestos vigentes.

Concepto	Cantidad (€)
Costes directos	20.106,56
Costes indirectos	360
Margen de ganancia (25%)	5.026,54
COSTE TOTAL	25.493,2

Figura 6.7 – Costes totales



7. CONCLUSIONES

Una vez finalizado el trabajo de investigación, se señalan una serie de conclusiones que se han extraído de la ejecución del trabajo.

Se ha realizado un estudio exhaustivo de los trastornos músculo-esqueléticos en el sector socio-sanitario y de los problemas derivados de ellos así como las diferentes técnicas de movilización que se practican en la actualidad. Para ello se ha analizado numerosa bibliografía relativa a esta materia.

Con el fin de poder estudiar la incidencia de estos trastornos, se ha diseñado y construido un entorno de trabajo apropiado, en el que destaca la fabricación de una cama instrumentada ideada para realizar las mediciones lo más precisas y fiables posibles.

Una vez estudiada la problemática y el entorno de trabajo, se ha utilizado una herramienta de diseño virtual que permite simular fielmente, las movilizaciones realizadas en el banco de ensayos, en tres dimensiones. Todo ello, permite tener al alcance de la mano una herramienta para validar previamente posturas y movimientos, y adaptarse a las diversas variaciones del entorno de trabajo y de los parámetros antropométricos del movilizador y del paciente.

La captación de datos de las mediciones, se controlan mediante una aplicación diseñada específicamente para este fin. En ella se pueden visualizar los distintos parámetros que intervienen en la movilización, en un entorno gráfico, sencillo e intuitivo. Esto posibilita que cualquier persona ajena a la presente investigación pueda utilizarla sin dificultad.

Para complementar la información obtenida, se ha optado por incluir un sistema de captación de video que recoge las imágenes de la movilización y mediante una aplicación web, se pueden observar los movimientos realizados y sus parámetros, obtenidos en tiempo real y de forma sincronizada, con la ventaja añadida, de que se puede volver a visualizar en cualquier momento para un estudio más profundo sobre la ergonomía postural a adoptar en las diferentes situaciones.

Con el fin de facilitar el montaje y la utilización de la aplicación a cualquier usuario ajeno a la investigación (técnicos en prevención, investigadores etc.), se ha elaborado una guía que recoge la información más importante que se debe tener en cuenta.

Mediante el sistema implementado y mostrado en este trabajo, se dispone de una completa herramienta para abordar un estudio detallado de la movilización de pacientes, que abarca desde el análisis de las cargas soportadas en la movilización de pacientes tanto desde el



punto de vista de la simulación como de la cuantificación real, así como de un análisis y una evaluación postural de los movimientos realizados y de las diferentes técnicas empleadas.

Desde el ámbito de la prevención de riesgos asociados a la movilización de pacientes, el sistema implementado es de gran ayuda, puesto que al tener una herramienta de análisis, se puede introducir como un instrumento básico en la formación tanto práctica como teórica de los futuros trabajadores del sector socio-sanitario, así como utilizarse para cursos de continuación y de reciclaje para el personal que se encuentra actualmente trabajando, pudiendo llegar a ser incluso personalizados dependiendo de las diferentes características antropométricas.

Finalmente, éste sistema busca posibilitar la reducción de la alta incidencia de los trastornos músculo-esqueléticos y de los problemas personales, sociales y económicos derivados de ellos, para así poder plantear en términos de la prevención de riesgos, nuevos procedimientos que faciliten un trabajo más saludable, ergonómico y eficaz.



Figura 7.1 – Movilización simulada y movilización real

8. LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN

Analizando los resultados obtenidos en la realización de este trabajo, se plantean una serie de posibles mejoras y ampliaciones para las futuras investigaciones.



Figura 8.1 – Imagen captada por la cámara termográfica

- En este trabajo se ha utilizado el programa DASyLab para la recogida de todos los parámetros que intervienen en la movilización. Debido a la versión utilizada, no se puede generar un intercambio de paquetes de datos entre la aplicación web y el DASyLab, por lo que se podrían utilizar versiones posteriores e incluso otro programa de recogida de datos que lo permitiese.
- Posibilitar la creación de una base de datos que almacenase las movilizaciones realizadas.
- Estandarizar un modelo biomecánico para el estudio de la ergonomía de la movilización.
- Se puede complementar el sistema mediante la introducción de dispositivos cinemáticos que permitan ampliar el análisis del movimiento.
- Se pueden incorporar dispositivos termográficos ampliando así los campos de investigación
- Utilizar más de una videocámara para poder captar los movimientos de la movilización desde diferentes ángulos y posiciones.
- Contar con profesionales del sector socio-sanitario y prevenciónistas, para poder evaluar de una manera correcta las diferentes posturas a adoptar en la movilización.

9. BIBLIOGRAFÍA

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alwin Luttmann, Matthias Jäger, Gustav Caffier (2004): *Prevención de trastornos musculoesqueléticos en el lugar de trabajo*. Serie protección de la salud de los trabajadores nº5. Organización Mundial de la Salud (OMS). ISBN 9243591002.
- *A statistical portrait of the health and safety at work of Young workers.* nº8. Agencia Europea para la Seguridad y Salud en el trabajo (EU-OSHA).
- Elke Scheider, Xabier Irastorza (2010): *OSH in figures: Work-related musculoskeletal disorders in the EU – Facts and figures*. Agencia Europea para la Seguridad y Salud en el trabajo (EU-OSHA). Bilbao. ISBN 9789291912247.
- Peter Buckle, Jason Devereux (1999): *Work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders*. Agencia Europea para la Seguridad y Salud en el trabajo (EU-OSHA). Bilbao. ISBN 9282881741.
- Matthias Jäger, C. Jordan, A. Theilmeier, DOLLY Group (2010): *Lumbar-load quantification and overload-risk prevention for manual patient handling: the Dortmund approach*. Artículo en el Congreso Internacional de Prevención de Riesgos Laborales. Valencia 2010.



- Belén Asenjo, Begoña Bravo Vallejo, M^a Nieves Erdozáin, Isabel Francés, (2008): *Manual de prevención de riesgos laborales para los trabajadores del Servicio Navarro de Salud. Manipulación manual de cargas*. Gobierno de Navarra. ISBN 9788423530861.
- Aitor Jaén Sánchez (2004): *Ergonomía aplicada a la prevención de lesiones dorsolumbares en personal sanitario. Prevención de lesiones de espalda en personal sanitario de una residencia geriátrica*. Madrid.
- *Guía Técnica para la evaluación y prevención de los riesgos relativos a la manipulación de cargas. Real Decreto 487/1997*. Instituto de Seguridad e Higiene en el Trabajo (INSHT). 2003.
- NTP 452: Evaluación de las condiciones de trabajo: carga postural.
- Silvia Nogareda, Lourdes Tortosa, Carlos García. *Ergomater: método para la evaluación de riesgos ergonómicos en trabajadoras embarazadas*. Nota Técnica de Prevención nº 785. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo (INSHT).
- Lourdes Tortosa, Carlos García, Álvaro Page, Antonio Cano, Jose M^a Sendra, Rosario Ballester: *ErgoMater. Requisitos ergonómicos para la protección de la maternidad en tareas con carga física*. Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV). ISBN 8495448084.
- *VI Encuesta Nacional de Condiciones de Trabajo*. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo (INSHT). 2007.
- *Estadísticas de Siniestralidad Laboral de Castilla y León 2008*. Junta de Castilla y León.
Fuente: www.trabajoyprevención.jcyl.es

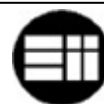
PROYECTOS DE FIN DE CARRERA CONSULTADOS

- José Antonio Bullón García (2009): *Estudio y mejora de técnicas de movilización*. Universidad de Valladolid.
- Alejandro Cívicos López (2010): *Estudio de la ergonomía del puesto de trabajo mediante herramientas numéricas (DELMIA V5 y Photomodeler Pro5)*. Proyecto de Fin de Máster. Universidad de Valladolid.

MANUALES Y HOJAS DE CARACTERÍSTICAS

- Manuales y tutoriales CATIA V5R17 y DELMIA V5R16.
- Manuales de KISTLER:

ICAM Tipo 5073A.



Sensores piezoeléctricos 9130B21.

Acondicionador de señal 5073 A411.

Plataforma dinanométrica 9286AA.

BIOWare versión 3.20. Referencia 2812A1-3.

- Manuales de IOtech:

DASYLab. User Guide. Book 1. 2004.

Using IOtech Data Acquisition Products with DASYLab. 2002.

WaveBook/512 User's Manual. Documento WaveBook-901 1997.

- Manual WebCamXP.

REFERENCIAS WEB (El último acceso es 25 de Agosto de 2012)

<http://www.trabajoyprevencion.jcyl.es/web/jcyl/TrabajoYPrevencion/es/Plantilla1009>

<http://enfermeriaua0811.wetpaint.com/page/3.+La+cama>

<http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos.html>

<http://www.jcyl.es>

<http://www.svmst.com/Revista/N14/DONDEDUELE>

<http://www.bvsde.ops-oms.org>

<http://osha.europa.eu/en/publications/reports/TERO09009ENC.html>

<http://www.umivale.es/digitalAssets.html>

<http://whqlibdoc.who.int/pwh/2004>

<http://www.auxiliar-enfermeria.com/movilizaciones.htm#marc01.html>

http://www.who.int/occupational_health/publications.html

<http://www.viviabiotech.com/index.html>

<http://www.ergonautas.upv.es/metodos/rula/rula-ayuda.php>

<http://www.aenor.es/aenor/normas/buscadornormas/resultadobuscnormas.asp>

http://www.muchocatia.es/FAQ/103_impresion.html

<http://www.proyectosfindecarrera.com/planos-proyecto.htm>

http://www.segsocial.es/Internet_1/Trabajadores/CotizacionRecaudaci10777/Regimenes/RegimenGeneraldeLaS10957/InformacionGeneral/index.htm#580

