



---

**Universidad de Valladolid**

ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES (EII)

DEPARTAMENTO DE CONSTRUCCIONES  
ARQUITECTÓNICAS, INGENIERÍA DEL TERRENO Y  
MECÁNICA DE LOS MEDIOS CONTINUOS Y TEORÍA DE  
ESTRUCTURAS

TESIS DOCTORAL:

**ESTUDIO DE FACTORES QUE AFECTAN A LA  
PERCEPCIÓN DE LAS VIBRACIONES  
INDUCIDAS POR LOS OCUPANTES EN  
ESTRUCTURAS LIGERAS**

**(STUDY OF FACTORS THAT AFFECT THE  
PERCEPTION OF VIBRATIONS INDUCED BY  
OCCUPANTS ON SLENDER STRUCTURES)**

Presentada por **Melania Vasilica Istrate Rosu-  
Vezeteu** para optar al grado de doctora por la  
Universidad de Valladolid

Dirigida por:

Antolín Lorenzana Ibán  
Curso académico 2012-2013



## RESUMEN

En los últimos años, la arquitectura y la ingeniería moderna han experimentado espectaculares y profundos avances tecnológicos, fruto del empleo de nuevas tecnologías constructivas y del uso de innovadores materiales. Dicha evolución ha permitido, entre otras cosas, aumentar la presencia en nuestro entorno de estructuras ligeras y esbeltas que experimentan mayor sensibilidad a factores externos, como los meteorológicos o el tránsito de las personas, en el caso de las pasarelas peatonales.

En estas últimas construcciones mencionadas, la consecuencia de dicha sensibilidad puede llegar a producir en determinadas circunstancias una notable disminución del confort de los usuarios y al mismo tiempo afectar a las condiciones de servicio de la estructura. Ante tales situaciones, aprovechando una nueva generación de materiales, en el presente trabajo se plantea el empleo de éstos en la superficie transitable de pasarelas peatonales, buscando en el estudio, por un lado, una mejor percepción de los fenómenos vibratorios por parte de los peatones que transitan sobre la estructura -faceta subjetiva- y, por otro lado, la atenuación del propio fenómeno del movimiento -faceta objetiva-.

**El objetivo principal de esta tesis es, por consiguiente, la valoración subjetiva y cuantificación objetiva de la percepción de las vibraciones en pasarelas peatonales con propensión a vibrar, al colocar en su superficie transitable materiales viscoelásticos a base de gránulos de NFU aglomerados con resinas o *foam* EVA75<sup>1</sup>.**

A tal efecto, se llevó a cabo la caracterización de las dos estructuras sobre las que se han realizado los estudios. La primera de ellas es la pasarela peatonal “Doctor Pedro Gómez Bosque”<sup>2</sup> (pPGB en adelante), recientemente construida sobre el río Pisuerga en Valladolid capital y la pasarela de laboratorio “Warwick Bridge”<sup>3</sup> (pWB en adelante) ubicada en el Departamento de Estructuras de la Universidad de Warwick en Inglaterra. Igualmente, se llevó a cabo la caracterización mecánica, tanto dinámica como estática, de los materiales planteados para la superficie transitable de las pasarelas objeto de estudio, con la finalidad de entender su comportamiento y ver la posible influencia sobre el usuario.

Independientemente de las pasarelas susceptibles de vibrar, se ha creído necesario un mejor entendimiento de la pisada humana, por lo que se han realizado ensayos para su caracterización sobre suelo rígido y recubrimientos característicos de los materiales a emplear en la superficie transitable de las pasarelas. Por otro lado, para aislar la posible interacción (consciente o inconsciente) del sujeto con el medio por el que transita, se ha simulado la pisada usando un actuador inercial. Con estos datos, se ha planteado la caracterización de la

marcha y la influencia de la utilización de un material viscoelástico sobre las superficies transitables de estructuras esbeltas. Como valoración subjetiva de la serviciabilidad, sobre las dos pasarelas adecuadamente sensorizadas, se han realizado ensayos con la colaboración de un conjunto de usuarios, a quienes se les ha pedido rellenar un cuestionario tras el experimento, con la finalidad de recopilar datos relacionados con la cuantía en que sentían las vibraciones al transitar sobre diferentes superficies. Los estudios se han realizado teniendo en cuenta las normativas nacionales e internacionales, recomendaciones y guías de diseño existentes que dan pautas para estimar la incomodidad mediante distintos indicadores.

Con toda la información obtenida se ha valorado la relación entre la flexibilidad del pavimento, las características dinámicas de las pasarelas y las sensaciones de sus usuarios en cuanto a la percepción de vibraciones.

La presente tesis tiene como aportación principal, el proporcionar una visión novedosa del análisis de la percepción de las vibraciones en estructuras esbeltas peatonales cuando se emplean superficies transitables viscoelásticas, considerando a tal efecto tanto datos objetivos derivados del estudio de las curvas obtenidas de la sensorización de las estructuras tomadas como modelo y del análisis de la marcha (registrada mediante acelerómetros o sistemas ópticos), así como una vertiente subjetiva a partir de una serie de encuestas a los usuarios. La interrelación de ambas disciplinas permite obtener conclusiones más detalladas a las existentes en la actualidad acerca de la conveniencia de utilizar determinados materiales viscoelásticos como solución de confort en el tránsito de los viandantes.

Como descubrimiento más relevante se podría mencionar que alterar la flexibilidad del pavimento mediante el uso de recubrimientos de diferente naturaleza como alfombras, moquetas, espumas en interiores, o aglomerados de caucho en exteriores, es una medida viable que, sin afectar a las propiedades estructurales, hace que la apreciación de los usuarios sea distinta. Con pavimentos flexibles, aunque las aceleraciones aumenten al hundirse dicho pavimento bajo los pies, el movimiento de la estructura queda enmascarado y hace que, en líneas generales, no se noten tanto las vibraciones durante el tránsito del sujeto. Se hace notar que andar por pavimentos flexibles puede no resultar tan cómodo como por los tradicionales pavimentos rígidos.

<sup>1</sup> EVA: Ethylene-vinyl acetate

<sup>2</sup> <http://www.elnortedecastilla.es/v/20110315/valladolid/pasarela-cien-metros-arturo-20110315.html>

<sup>3</sup> [http://www2.warwick.ac.uk/fac/sci/eng/staff/sz/hust/warwick\\_bridge/](http://www2.warwick.ac.uk/fac/sci/eng/staff/sz/hust/warwick_bridge/)

## ABSTRACT

In recent years, architecture and modern engineering have experienced spectacular and deep technological advances, thanks to the use of new constructive technologies and innovative materials. This evolution has allowed, among other things, to increase the presence in our environment of light and slender structures that experience higher sensitivity to external factors such as weather or transit of pedestrians, in the case of footbridges.

In these last mentioned constructions, the consequence of this sensitivity can bring along a significant decrease of comfort of users and, at the same time, affect to service conditions of the structure. For this reason, taking advantage of the new generation of materials, the incorporation of those materials has raised a solution to walking surfaces, with the purpose of having a direct action on the users in terms of perception of appreciable vibratory movements in structures.

**The main objective of this thesis is a subjective evaluation and objective quantification of influence in perception of vibrations in a lively structure, such as a footbridge, during the crossing of pedestrians, having on its walking surface viscoelastic material based on NFU granules and resin matrix or EVA75 foam<sup>1</sup>.**

For such purpose, a characterization of the two structures used in the study has been carried out. The first one is the "Dr. Pedro Gómez Bosque"<sup>2</sup> footbridge located in Valladolid, (Spain) (hereinafter, pPGB) and the second is the "Warwick Bridge"<sup>3</sup>, located in the laboratory of the University of Warwick (England) (hereinafter, pWB). Furthermore, a static and dynamic characterization of materials used as covers of the passable surface for both footbridges, in order to understand their behavior and see the possible influence on the user's perception, was also conducted.

It has been necessary to understand the human footprint, both on rigid structures (forges) and slender (footbridges); - therefore, studies were conducted using different materials with the possibility to be incorporated as walking surface into the footbridges. Furthermore, to isolate the possible interaction (conscious or unconscious) of subjects with them during the transit, it was intended to simulate the footprint using a shaker. With these data and knowledge acquired, the characterization of the parade and the influence of the use of a viscoelastic material as cover of walking surfaces in slender structures were arisen.

As serviceability subjective assessment of the two footbridges, using the proper sensors on both, studies have been conducted in collaboration with a set of users, who were asked to complete a questionnaire after the experiment, in order to collect certain data related the

amount of vibration perceived on different surfaces. All studies were carried out taking into account national and international regulations, recommendations and existing design guidelines that provide indications to estimate the discomfort by different indicators. With all the information obtained, the relationship between the dynamic characteristics of the runways and the opinion of its users in terms of perception of vibrations has been assessed.

The main contribution of the thesis consists, thus, in providing a novel point of view which takes into account both objective and subjective data, intended also to have an approach on the convenience to use viscoelastic materials as surface covering in footbridges with the purpose of improving the comfort of pedestrians during their transit.

The findings reveal that changes on the flexibility of the surface by the use of coverings with different nature like carpets, foam indoors or rubber agglomerate outdoors, is a feasible countermeasure that, without affecting structural properties, leads to different perceptions to pedestrians. With flexible pavements, despite acceleration increases due to compression under foot, the bounce is masked and makes the structural vibration less perceptible. It also was noted that, walking on flexible pavements may not be as comfortable as on traditional rigid pavements.

<sup>1</sup> EVA: Ethylene-vinyl acetate

<sup>2</sup> <http://www.elnortedecastilla.es/v/20110315/valladolid/pasarela-cien-metros-arturo-20110315.html>

<sup>3</sup> [http://www2.warwick.ac.uk/fac/sci/eng/staff/sz/hust/warwick\\_bridge/](http://www2.warwick.ac.uk/fac/sci/eng/staff/sz/hust/warwick_bridge/)

# Índice

---





# ÍNDICE DE CONTENIDOS

## AGRADECIMIENTOS

## GLOSARIO DE ACRÓNIMOS

RESUMEN .....	2
ABSTRACT .....	4
ÍNDICE DE CONTENIDOS.....	8
AGRADECIMIENTOS .....	8
GLOSARIO DE ACRÓNIMOS .....	8
ÍNDICE DE FIGURAS .....	12
ÍNDICE DE TABLAS .....	16
AGRADECIMIENTOS .....	18
GLOSARIO DE ACRÓNIMOS .....	20
1. INTRODUCCIÓN.....	24
1.1 Identificación de propiedades dinámicas de las estructuras .....	25
1.2 Criterio de serviciabilidad .....	26
1.3 Percepción .....	27
INTRODUCTION.....	32
Identification of the dynamic properties of the structures .....	33
Serviceability criteria .....	34
Perception .....	35
2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA .....	40
2.1 Fuerzas inducidas por la actividad humana e interacción humano-estructura ...	41
2.2 Recubrimiento superficial .....	42

<b>2.3</b>	<b>Nomativas, códigos y guías de diseño .....</b>	<b>43</b>
2.3.1	El efecto del pavimento no rígido .....	45
<b>LITERATURE REVIEW.....</b>		<b>50</b>
Forces induced by human activity and human - structure interaction.....		51
Surfacing materials .....		52
Codes and design guides .....		53
<b>3.</b>	<b>METODOLOGÍA .....</b>	<b>60</b>
<b>3.1</b>	<b>Equipamiento.....</b>	<b>64</b>
<b>3.2</b>	<b>Caracterización de las estructuras.....</b>	<b>74</b>
3.2.1	Pasarela Peatonal Doctor Pedro Gómez Bosque (pPGB) .....	74
3.2.2	Puente Warwick (pWB).....	76
<b>3.3</b>	<b>Materiales.....</b>	<b>84</b>
3.3.1	Caucho .....	84
3.3.2	Foam EVA.....	88
<b>4.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>94</b>
<b>4.1</b>	<b>Caracterización de la pisada .....</b>	<b>98</b>
4.1.1	Caracterización de laboratorio de la pisada de un usuario .....	98
4.1.2	Caracterización de la pisada empleando el AI (Actuador Inercial) .....	107
4.1.3	Análisis de las aceleraciones.....	110
<b>4.2</b>	<b>Caracterización de la marcha .....</b>	<b>114</b>
4.2.1	Ensayos realizados en la pPGB.....	114
4.2.2	Ensayos realizados en la Universidad de Warwick.....	121
<b>4.3</b>	<b>Aptitud al servicio (serviciabilidad).....</b>	<b>146</b>
4.3.1	Normativas .....	146
4.3.2	Estudio de serviciabilidad de la pPGB.....	151
<b>5.</b>	<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>156</b>
<b>5.1</b>	<b>Conclusiones generales .....</b>	<b>156</b>
<b>5.2</b>	<b>Conclusiones específicas .....</b>	<b>160</b>
<b>CONCLUSIONS.....</b>		<b>164</b>
General conclusions.....		164
Specific conclusions .....		167
<b>6</b>	<b>REFERENCIAS .....</b>	<b>170</b>

<b>7</b>	<b>PUBLICACIONES.....</b>	<b>180</b>
<b>7.1</b>	<b>Cuantificación de la percepción de la vibración en pasarelas peatonales.....</b>	<b>180</b>
<b>7.2</b>	<b>Estudio de la comodidad de la marcha al cruzar una pasarela propensa a vibrar con pavimento flexible .....</b>	<b>202</b>
<b>7.3</b>	<b>Improvement comfortability through adding soft rubber pavement on lively footbridges.....</b>	<b>222</b>
<b>7.4</b>	<b>Discomfort evaluation on lively footbridges with soft-rubber pavement.....</b>	<b>234</b>
<b>7.5</b>	<b>Quantifying differences between walking locomotion on rigid and flexible pavements.....</b>	<b>248</b>
<b>7.6</b>	<b>Simulation of the aeroelastic response of a stress ribbon footbridge using a simplified method .....</b>	<b>262</b>
<b>7.7</b>	<b>Modal Testing and FE Model Updating of a Lovely Staircase Structure.....</b>	<b>278</b>



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Equipos CARTIF – Caracterización de la pisada y de las vibraciones de la pasarela .....	64
Figura 2. Equipos CARTIF – Caracterización de la marcha.....	65
Figura 3. Instron 5582 (CARTIF) .....	67
Figura 4. Equipos WARWICK .....	68
Figura 5. Panel trasero Giganet [61] .....	69
Figura 6. Wand [61] .....	69
Figura 7. Sistema MX simple [61] .....	69
Figura 8. Tarjeta analógica ADC [61].....	69
Figura 9. Cámara MX serie T [61] .....	70
Figura 10. Vista general de la estructura objeto de estudio .....	74
Figura 11. Modos de vibración pPGB.....	75
Figura 12. Vista de perfil, vista desde arriba y la sección de la pWB [59].....	77
Figura 13. Flexión vertical de la pWB .....	77
Figura 14. Estructura (arriba-izquierda). Encofrado para vertido (arriba-derecha). Vertido (abajo-izquierda). Estructura final sobre apoyos (abajo-derecha) [59].....	79
Figura 15. Grid de puntos de medida (a). Espectro de Fourier (b). Primeros dos modos de flexión (c) [59] .....	80
Figura 16. Paso normal, respuesta aceleración (a) y PSD (b). Paso rápido, respuesta aceleración (c) y PSD (d) [59].....	81
Figura 17. <i>Pads</i> de caucho de 10 y 40 mm de espesor.....	84
Figura 18. Superficie de contacto - S1 .....	85
Figura 19. Superficie de contacto - S2 .....	85
Figura 20. Caracterización dinámica del caucho de diferentes espesores a 2.5 Hz, 3 Hz, 3.5 Hz y 4 Hz .....	86
Figura 21. Desplazamiento y presión, para 10 y 40 mm de espesor - apoyo S1 y S2 .....	86
Figura 22. Presión frente a desplazamiento .....	87
Figura 23. Rigidez frente a presión .....	87
Figura 24. <i>Foams</i> EVA .....	88
Figura 25. Tensión - Deformación .....	89
Figura 26. Fuerza - Deformación compresión .....	90
Figura 27. Pisada - placa de fuerzas .....	98
Figura 28. Reacciones de una pisada en la PF para un sujeto de 70 kg.....	99
Figura 29. Pisada sobre diferentes superficies .....	99
Figura 30. Promedio de las reacciones de la pisada en dirección vertical sobre suelo rígido, caucho y <i>foam</i> .....	100

Figura 31. Comparativas de los rangos en dirección vertical (eje Z) para el suelo rígido, caucho y <i>foam</i> .....	101
Figura 32. Promedio de las reacciones de la pisada en dirección de la marcha (eje X) sobre suelo rígido, caucho y <i>foam</i> .....	101
Figura 33. Comparativas de los rangos en dirección de la marcha para el suelo rígido, caucho y <i>foam</i> .....	102
Figura 34. Impulsos ante diferentes superficies .....	103
Figura 35. Reacciones ante diferentes superficies .....	104
Figura 36. Equipos para el ensayo de la pisada en la pasarela.....	104
Figura 37. Ensayos en el CP.....	105
Figura 38. Ensayos en el CB .....	105
Figura 39. Caracterización de la pisada sobre el caucho en el CB y CP – promedio .....	105
Figura 40. Caracterización de la pisada sobre el caucho en el CB y CP - rango .....	106
Figura 41. Registro acelerómetros de la pasarela.....	107
Figura 42. Caracterización de la pisada empleando el AI.....	108
Figura 43. Comparativa del paso patrón con una señal senoidal generada por el AI .....	109
Figura 44. Fuerzas en Z del suelo rígido y el caucho de 10 y 40 mm de espesor.....	109
Figura 45. Aceleraciones en Z del suelo rígido y el caucho de 10 y 40 mm de espesor.....	110
Figura 46. Comportamiento MTVVw para el acelerómetro situado en la PF y en el AI de la parte fija.....	111
Figura 47. Instante durante la toma de datos caminando por el CP.....	115
Figura 48. Escenarios de los ensayos .....	115
Figura 49. Registros del acelerómetro colocado en la puntera .....	116
Figura 50. Registros del acelerómetro colocado en el talón .....	116
Figura 51. Registros del acelerómetro colocado en la cadera .....	116
Figura 52. Registros de aceleración promediados.....	117
Figura 53. Comparación $\Delta a_0$ , $\Delta a_1$ , a y $\Delta t$ - puntera .....	118
Figura 54. Comparación $\Delta a_0$ , $\Delta a_1$ , a y $\Delta t$ - talón .....	118
Figura 55. Comparación $\Delta a_0$ , $\Delta a_1$ , a y $\Delta t$ - cadera.....	118
Figura 56. $\Delta a_0$ - cadera, puntera y talón .....	120
Figura 57. $\Delta a_1$ - cadera, puntera y talón .....	120
Figura 58. a - cadera, puntera y talón.....	121
Figura 59. $\Delta t$ - cadera, puntera y talón .....	121
Figura 60. Ensayos sobre la PF del GL.....	122
Figura 61. Distribución en planta del GL.....	123
Figura 62. Instrumentación de los sujetos en ensayos en el GL .....	123
Figura 63. Captura VICON sujeto monitorizado .....	124

Figura 64. Colocación de 6 cámaras MX .....	125
Figura 65. Colocación de 8 cámaras MX .....	125
Figura 66. Zona de registro y posición de los acelerómetros (marcadores rojos).....	126
Figura 67. <i>Marker</i> sobre la pasarela.....	127
Figura 68. <i>Marker</i> sobre el acelerómetro .....	127
Figura 69. Primer sujeto .....	128
Figura 70. Segundo sujeto.....	128
Figura 71. Tercer sujeto .....	128
Figura 72. Sentido de registro .....	129
Figura 73. pWB multiapoyado .....	129
Figura 74. pWB biapoyado .....	130
Figura 75. Sin <i>foam</i> .....	130
Figura 76. 1 capa de <i>foam</i> .....	130
Figura 77. 2 capas de <i>foam</i> .....	130
Figura 78. Trayectorias del cuerpo del segundo sujeto andando a 2 Hz.....	132
Figura 79. Trayectorias del cuerpo del segundo sujeto andando a 2.4 Hz.....	132
Figura 80. Trayectorias de la cabeza del segundo sujeto andando a 2 Hz .....	133
Figura 81. Trayectorias del <i>marker</i> del centro de la pWB durante el tránsito del segundo sujeto a 2 Hz.....	133
Figura 82. Trayectorias de los <i>markers</i> de la cabeza del segundo sujeto andando a 2.4 Hz..	134
Figura 83. Trayectorias del centro de la pWB cuando es transitado por el segundo sujeto a 2.4 Hz .....	135
Figura 84. Trayectoria de la cabeza del segundo sujeto andando a 2 y 2.4 Hz.....	136
Figura 85. Aceleraciones de la pasarela en la configuración biapoyada - sin <i>foam</i> .....	136
Figura 86. Aceleraciones de la pasarela en la configuración biapoyada - dos capas de <i>foam</i>	137
Figura 87. Aceleraciones de la cabeza del segundo sujeto andando a 2 Hz .....	137
Figura 88. Aceleraciones del <i>marker</i> M4 durante el paseo del segundo sujeto a 2 Hz.....	137
Figura 89. Aceleraciones de la cabeza del segundo sujeto andando a 2.4 Hz .....	138
Figura 90. Aceleraciones del <i>marker</i> M4 durante el paseo del segundo sujeto a 2.4 Hz.....	138
Figura 91. Movimiento de la cabeza a 2 Hz.....	139
Figura 92. Amplitudes de los <i>markers</i> de las rodillas del segundo sujeto andando a 2 Hz ...	140
Figura 93. Amplitudes de los <i>markers</i> de las rodillas del segundo sujeto andando a 2.4 Hz	140
Figura 94. Desplazamiento en dirección Z de la rodilla del segundo sujeto andando a 2.4 Hz .....	141
Figura 95. Separaciones transversales de piernas del segundo sujeto a 2 Hz .....	142
Figura 96. Separaciones transversales de piernas del segundo sujeto a 2.4 Hz .....	142
Figura 97. Separación transversal de los brazos del segundo sujeto a 2 Hz .....	143

Figura 98. Separación transversal de los brazos del segundo sujeto a 2.4 Hz .....	143
Figura 99. Fechas de publicación de documentos nacionales e internacionales relacionadas con el estado de servicio en pasarelas peatonales .....	148



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Frecuencias normales de andar y correr [51] .....	85
Tabla 2. Dimensiones de los <i>pads</i> de caucho de espesor 10 y 40 mm.....	87
Tabla 3. Rigidez de los <i>pads</i> de caucho .....	88
Tabla 4. Dimensiones de las baldosas de <i>foam</i> . Espesor 10 mm .....	89
Tabla 5. Impulsos, valores de los picos y los tiempos en los casos de estudio.....	103
Tabla 6. Análisis de las señales de aceleración ( $m/s^2$ ) y fuerzas (N).....	111
Tabla 7. $\Delta a_0$ , $\Delta a_1$ , $a$ y $\Delta t$ - cadera, talón y puntera en las 3 zonas.....	119
Tabla 8. Percepción de las vibraciones de los tres sujetos .....	131
Tabla 9. Separaciones transversales de piernas.....	141
Tabla 10. Separación transversal de los brazos (Dirección X) .....	142
Tabla 11. Frecuencias críticas y valores de aceleración máximos de confort.....	149



## AGRADECIMIENTOS

Esta tesis es fruto de un trabajo al cual ha contribuido especialmente el director de la misma, Antolín Lorenzana. Me gustaría mostrar el debido agradecimiento por sus enseñanzas y guía desde el punto de vista técnico y científico, así como por su apoyo y entusiasmo durante el desarrollo del trabajo.

Del mismo modo agradezco a Norberto Ibán su apoyo en el "día a día" durante la labor técnica que se ha desarrollado en la tesis.

Especial recordatorio merece igualmente el equipo de trabajo donde se ha desarrollado parte de esta tesis, el "*Structural Dynamics Department*" de la Universidad de Warwick (Reino Unido), liderado por Stana Živanović, quienes amablemente me acogieron y ayudaron en lo personal y lo profesional a lo largo de los tres meses que duró mi estancia.

Un especial agradecimiento a Eduardo, Lore, Mihai, Rosa y Salva por su incondicional apoyo, a Aníbal, María y Miguel por vuestras oportunas correcciones.

Para acabar, agradecer a Fundación CARTIF su ayuda, poniendo a mi disposición los medios necesarios para la realización de los ensayos físicos y el análisis de los mismos.

Y como no, especial mención a mi familia. Pocas cosas relevantes hubieran existido sin su apoyo, cariño, perdón, comprensión, aceptación de mis fallos.



## **GLOSARIO DE ACRÓNIMOS**

pPGB - Pasarela peatonal “Doctor Pedro Gómez Bosque” construida sobre el río Pisuerga en Valladolid capital

pWB - Pasarela de laboratorio “Warwick Bridge” ubicada en el Departamento de Estructuras de la Universidad de Warwick en Inglaterra

AmI – Amplificador para el Actuador Inercial

AI – Actuador Inercial

PF – Placa de Fuerzas

CP - Carril peatonal

CB - Carril para bicicletas

IT – Impulso total

IF – Impulso de frenado

IP – Impulso de propulsión

AIb – Acelerómetro ubicado sobre el bastidor del actuador inercial

AI<sub>m</sub> – Acelerómetro ubicado sobre la masa móvil del actuador inercial

APF – Acelerómetro ubicado sobre la placa de fuerzas

RMS - Valor eficaz o cuadrático también llamado equivalente

RMS<sub>w</sub> - Valor eficaz ponderado

MTVV - Valor máximo de vibración transitoria

MTVV<sub>w</sub> - Valor máximo ponderado de la vibración transitoria

VDV - Valor de la dosis de la vibración

a<sub>max</sub> - Aceleraciones máximas

a<sub>wmax</sub> - Aceleración máxima ponderada

a<sub>min</sub> - Aceleración mínima

a\_wmin - Aceleración mínima ponderada

GL - *Gait Lab*

A1 – Primer acelerómetro

A2 – Segundo acelerómetro

A3 – Tercer acelerómetro

A4 – Cuarto acelerómetro

M4 – *Marker*

MTVV - *Maximum Transient Vibration Value*

VDV – Valor de la dosis de vibración

# Introducción

---





## 1. INTRODUCCIÓN

El presente trabajo recopila la investigación realizada al objeto de valorar subjetivamente y cuantitativamente la percepción de las vibraciones en pasarelas peatonales con propensión a vibrar, al colocar en su superficie transitable materiales viscoelásticos a base de gránulos de NFU aglomerados con resinas o foam EVA751. Su principal aportación consiste en proporcionar una visión novedosa del análisis de la percepción de las vibraciones en estructuras esbeltas peatonales cuando se emplean superficies transitables viscoelásticas, considerando a tal efecto tanto datos objetivos derivados del estudio de las curvas obtenidas de la sensorización de las estructuras tomadas como modelo y del análisis de la marcha (registrada mediante acelerómetros o sistemas ópticos), así como una vertiente subjetiva a partir de una serie de encuestas a los usuarios. La interrelación de ambas disciplinas permite obtener conclusiones más detalladas a las existentes en la actualidad acerca de la conveniencia de utilizar determinados materiales viscoelásticos como solución de confort en el tránsito de los viandantes.

La predicción del comportamiento de las estructuras de ingeniería ante vibraciones debido a la carga inducida por el hombre es un aspecto cada vez más crítico en el proceso de diseño de construcciones tales como pasarelas. Cuando este procedimiento se aplica inadecuadamente o incorrectamente puede ocurrir que determinadas estructuras no sean aptas para el propósito para el que se diseñan.

En estas circunstancias, se asume que la estabilidad y la seguridad no es el problema a resolver, haciendo que los ocupantes se sientan incómodos o asustados durante el uso de las estructuras, ya que vibran demasiado debido a las actividades cotidianas, como caminar, correr y saltar.

Es comúnmente conocido, cuando la frecuencia de la carga correspondiente está cerca o coincide con una de las frecuencias naturales de la estructura, ésta tiende a oscilar a amplitudes crecientes con cada ciclo. Esta "frecuencia de resonancia" y la correspondiente "respuesta resonante" pueden causar violentas vibraciones y fallos incluso de carácter catastrófico en estructuras diseñadas incorrectamente, incluidos puentes, edificios y estadios, como ocurrió con el Broughton Bridge[1], el Leeds City Hall[2] y el Cardiff Stadium[3]. Este tipo de respuesta de vibración es típico en estructuras ligeras y esbeltas cuya frecuencia natural coincide con la frecuencia dominante de las cargas dinámicas inducidas por humanos.

## **1.1 Identificación de propiedades dinámicas de las estructuras**

El análisis modal de estructuras sometidas a vibración se compone de tres etapas: recolección de datos, identificación del sistema y estimación de parámetros modales. La etapa de identificación del sistema juega un papel crucial tanto en la calidad de los parámetros modales que se derivan a partir del modelo del sistema identificado, como en el número de éstos que se puede determinar. Esto explica el interés creciente por sofisticados métodos de identificación del sistema para el análisis modal.

Los algoritmos de identificación clásicos se han ocupado típicamente de identificaciones entrada - salida, en los cuales se aplica una entrada medible a un sistema y a continuación, se recoge la respuesta del mismo (Análisis Modal Experimental o EMA). La relativa dificultad de la aplicación de este procedimiento a las estructuras civiles se debe principalmente a la imposibilidad de llevar a cabo experimentos de la vida real en condiciones controladas de laboratorio. Por consiguiente, las pruebas por lo general tienen que ser realizadas in-situ, en condiciones de funcionamiento, y en este caso la medición de fuerzas dinámicas generalmente no es factible (Análisis Modal Operacional o OMA). Esta circunstancia obliga a la idea de utilizar las propias vibraciones ambientales, derivadas a factores tales como el viento y el tráfico, en condiciones de funcionamiento de la estructura. Cuando una prueba modal se lleva a cabo en condiciones de operación, y cuando además de la excitación operativa, se aplican una o varias fuerzas artificiales, se denomina combinado experimental - operativo o ensayo OMAX (Análisis Modal Operacional con entradas eXógenas).

El método de identificación del sistema más comúnmente utilizado en la actualidad es la Identificación Subespacial Estocástica (SSI). Este método se ha aplicado en muchas situaciones para extraer los parámetros modales de estructuras existentes (tales como puentes y edificios) excitadas por vibración ambiental. Sin embargo, el número de ejemplos en el caso de carga humana es limitado.

## **1.2 Criterio de serviciabilidad**

La experiencia adquirida a través de los experimentos de laboratorio sobre el comportamiento de humanos a pie frente acciones dinámicas a diferentes frecuencias, ha permitido el establecimiento de unos límites razonables. Sin embargo, hay una cierta incompatibilidad en la aplicación de estos criterios a una situación transitoria como los considerados en esta propuesta. Los límites de servicio están generalmente establecidos [4, 5] computando valores RMS de las aceleraciones promedio obtenidas por modelos computacionales o pruebas in-situ. Estos modelos usan ventanas temporales muy pequeñas y el máximo se compara con los límites antes mencionados. Pero si se toman en consideración mayores duraciones, habría que emplear ventanas temporales más amplias de tiempo y agrupar la duración, tal y como se realiza en otros campos como ingeniería sísmica o vibración sonora.

### 1.3 Percepción

En general, la percepción y el juicio individual, tanto si las vibraciones resultan molestas o no, se basan en parámetros psicológicos y pueden dar lugar a diferentes límites, ya que ciertas personas pueden detectar vibraciones sin necesidad de ser perturbadas por ellas. Algunos de estos parámetros son difíciles de cuantificar o son muy subjetivos. Estos incluyen el número de usuarios simultáneos, frecuencia de uso, la actividad de la persona (caminar, trotar, en reposo de pie o sentada en la pasarela), características de la fuerza de excitación (armónica o transitoria), tiempo de exposición, tipo de superficie y de barandilla; altura sobre el nivel del suelo; apariencia de la pasarela, si hay predisposición a recibir vibraciones o no, etc.

De acuerdo con las investigaciones más recientes en el campo de la percepción [6, 7], al caminar, la locomoción humana reacciona en consecuencia para adaptar los movimientos con el fin de reducir al mínimo los esfuerzos internos, reducir las fuerzas de impacto o estabilizar verticalmente el centro de masas. Terrenos tales como arena, nieve, hierba húmeda, etc., perturban la locomoción alterando la percepción humana, la cual se adquiere a través del contacto con el suelo y por las perturbaciones mecánicas originadas por la compresión del material bajo los pies. Los humanos modulamos automáticamente nuestro modo de caminar y la biomecánica para compensar los cambios en la interacción con el terreno. La percepción háptica se encarga de discernir la deformabilidad de los objetos tocados con la mano o de las superficies que se perciben bajo los pies. El pie es un instrumento sensorial muy evolucionado. Su capacidad de percepción interviene en la regulación de la postura y la locomoción, así como en la estimación de deslizamientos e inclinaciones del terreno. La fisiología sensorial desarrollada en la planta del pie posee el mismo tipo de mecanorreceptores que están presentes en la mano. La planta es altamente sensible a las vibraciones, adaptando rápidamente los receptores que comprenden aproximadamente el 70 % de la piel. Las fuerzas de baja frecuencia son detectadas por los receptores de adaptación lenta, y por los órganos de Golgi, husos musculares, y receptores de las cápsulas articulares en los músculos, tendones y articulaciones. El estímulo vibratorio mecánico de la suela plantar afecta tanto a los receptores cutáneos como a los más profundos propioceptores de pie y tobillo. Tales estímulos pueden resultar en efectos posturales reales o ilusorios, proporcionando una respuesta falsa debido a un aumento de la presión local en la misma ubicación de la planta del pie. Esto podría dar a entender que la amplificación de la vibración en la planta del pie, mediante el aumento de las fuerzas percibidas, podría disminuir la sensación de hundimiento del suelo, contrariamente a lo que se sugiere por consideraciones mecánicas entre pies y terreno. No obstante, estos estudios generalmente se han realizado

mientras los sujetos estaban estáticos, mientras que la percepción háptica con el terreno siempre requiere de movimiento durante la locomoción. Cierta bibliografía afirma que esto refleja el hecho de que el flujo sensorial se procesa en función del segmento del cuerpo donde sucede y la tarea que se realiza. Se sabe que los peatones son capaces de distinguir entre la sensación de una superficie porosa, de suelo duro o de grava, incluso al caminar con los zapatos.

Los últimos descubrimientos en la percepción están de acuerdo con la hipótesis de que la vibración suministra una señal que tiende a aumentar el desplazamiento percibido durante los pasos al caminar, ya que el cuerpo humano recibe señales similares a las experimentadas cuando se pisa un material natural (por ejemplo, arena, nieve, grava, etc). Asumiendo que este sea el caso, y suponiendo que la fuerza percibida no se ve alterada, un observador ideal percibiría un aumento en el hundimiento que crecería linealmente con el aumento de la sensación de desplazamiento. Esta circunstancia ha llevado a varios investigadores a estudiar las relaciones entre el deterioro sensorial y el control del equilibrio o locomoción. Hay sugerencias para afirmar que la sensación vibrotáctil puede influir más de lo que se reconoce actualmente en la regulación del caminar en ambientes naturales.



# Introduction

---





## INTRODUCTION

This work presents a research made with the objective to assess the subjective evaluation and objective quantification of influence in perception of vibrations in a lively structure, such as a footbridge, during the crossing of pedestrians, having on its walking surface viscoelastic material based on NFU granules and resin matrix or EVA75 foam. The main contribution of the work consists, thus, in providing a novel point of view which takes into account both objective and subjective data, intended also to have an approach on the convenience to use viscoelastic materials as surface covering in footbridges with the purpose of improving the comfort of pedestrians during their transit.

Predicting vibration performance of engineering structures due to human - induced loading is an increasingly critical aspect of the design process for structures such as footbridges. Structures for which this procedure has been inadequately or incorrectly applied may, when constructed, be unfit for purpose.

It is given, stability and safety is not the issue, this means that their occupants are uncomfortable or frighten to use them because they vibrate too much due to normal human activities such as walking, running, jumping and bouncing.

As it is well known, when the frequency of the corresponding loading is close or matches one of the natural frequencies of the occupied structure, it tends to oscillate at larger amplitudes with each cycle. This “resonant frequency” and the corresponding “resonant response” may cause violent vibrations and even catastrophic failure in improperly designed structures including bridges, buildings and stadia, as it was the case with the Broughton Bridge [1], Leeds City Hall [2] and Cardiff Stadium [3]. This kind of vibration response is typical for light and slender structures whose natural frequency matches the dominant frequency of the human induced dynamic loads.

## **Identification of the dynamic properties of the structures**

Modal analysis of vibrating engineering structures consists of three steps: data collection, system identification and modal parameter estimation. The system identification step plays a crucial role in the quality of the modal parameters that are derived from the identified system model, as well as in the number of modal parameters that can be determined. This explains the increasing interest in sophisticated system identification methods for modal analysis.

The classical identification algorithms have dealt with input - output identifications where one applies a measurable input to a system and then collects the corresponding system response (Experimental Modal Analysis or EMA). The difficulty concerning the application of this procedure to civil structures is mainly due to the impossibility of conducting experiments on actual real - life structures under controlled laboratory conditions. Consequently, the tests usually have to be performed in the field under operating conditions, and in this case the measurement of the dynamic forces is generally not possible (Operational Modal Analysis or OMA). This concern led to the idea of using the freely available ambient vibrations, which arose due to environmental factors such as wind and traffic under the operational conditions of the structure. When a modal test is performed in operational conditions, and when in addition to the operational excitation, one or several measured, artificial forces are applied, it is called a combined experimental - operational or an OMAX test (Operational Modal Analysis with eXogenous inputs).

The most commonly used system identification method nowadays is the Stochastic Subspace Identification (SSI). This method has been applied in many situations to extract the modal parameters of existing structures (such as bridge and buildings) excited by ambient vibration. However, the number of examples in the case of human loading is narrow.

## **Serviceability criteria**

Although the experience gained with laboratory experiments on the human behaviour under steady-state dynamic actions for different frequencies has allowed the establishment of reasonable limits, there is yet some inconsistency with the application of those criteria to a transient situation as the ones considered in this proposal. The serviceability limits are generally established [4, 5] computing RMS values of the weighted accelerations obtained by computational models or in-situ tests. They use short time windows and the maximum is compared with the above mentioned steady - state limits. But, if the effect of larger durations is looked after, longer time windows and bracketed duration should be used as in other fields like, earthquake engineering or sound vibration.

## Perception

In general, the perception and the individual judgment, whether vibrations are disturbing or not, are based on the psychological parameters and can lead to different limits, as certain persons can detect vibrations without being discomforted by them. Some of these parameters are difficult to quantify or are highly subjective. They include the number of simultaneous users; frequency of use; pedestrian's activity (walking, jogging, standing or sitting on the bridge); characteristics of the excitation forces (harmonic or transient); time of exposure; deck and guard rail transparency; height over ground level; footbridge appearance, if vibration is expected or not, etc.

According to latest research on the field of perception [6, 7], when walking, human locomotion reacts accordingly to adapt the movements in order to minimize internal efforts, reduce impact forces, or stabilize vertical center of mass. Compliant ground surfaces, such as sand, snow, soggy grass, etc. perturb locomotion by degrading proprioception of humans, which is acquired via ground contact and by mechanical perturbations due to the compression of material underfoot. Walkers automatically modulate their gait pattern and biomechanics to compensate for such changes in compliance. Haptic compliance perception involves discerning the deformability of objects touched with the hand, or of surfaces felt underfoot. Compliance, the inverse of stiffness, is related to the intrinsic material property of elasticity. The foot is highly evolved as a sensory instrument. Its perception abilities are involved in the regulation of posture and locomotion, and in the estimation of ground slipperiness and slant. The sensory physiology of the plantar sole is highly developed, with the same type of mechanoreceptor that is present in the hand. The sole is highly sensitive to vibration, with fast adapting receptors comprising about 70 % of the cutaneous population. Low - frequency forces are sensed by slow - adapting receptors, and by Golgi organs, muscle spindles, and joint capsule receptors in the muscles, tendons, and joints. Vibromechanical stimulation of the plantar sole affects both cutaneous receptors and deeper foot and ankle proprioceptors. Such stimuli can result in real or illusory postural effects, providing a false response due to an increase in local pressure at the same location of the foot sole. This could be taken to suggest that amplifying plantar vibration may, by increasing perceived forces, decrease ground compliance estimation, contrary to what is suggested by foot - ground mechanical considerations. Nevertheless, these studies have generally been conducted while subjects stood in place, whereas haptic compliance perception always requires movement during locomotion. Certain bibliography argues that this reflects the fact that sensory inflow is processed depending on both the body segment where it arises and the performed task. It is

known that pedestrians are able to distinguish between the feel of a porous or a hard ground surface or rock gravel surfaces even when walking in shoes.

Latest findings in perception agree the hypothesis that vibration feedback supplied a cue that tended to increase perceived displacement during stepping, as the human body receives the similar signals to those experienced when stepping on a natural material (e.g., sand, snow, gravel, etc). Assuming this to be the case, and supposing that perceived force was not affected, an ideal observer would infer an increase in compliance that grows linearly with the increased sensation of displacement. This has led various researchers to investigate relations between sensory impairment and control of balance or locomotion. There are suggestions to affirm that vibrotactile sensation may be more involved in the regulation of walking in natural environments that has been acknowledged.



## Revisión Bibliográfica

---





## **2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA**

En los últimos años, la vibración del suelo y la pasarela debido a la actividad humana ha sido ampliamente reconocida por ingenieros de diseño estructural como un importante estado límite de las estructuras esbeltas. Mientras que en las últimas décadas los ingenieros de diseño centraron su atención exclusivamente en la fuerza y la deflexión del estado límite de serviciabilidad, es ahora común la evaluación de las vibraciones para la mayoría de los proyectos en los que emplean materiales estructurales ligeros en las construcciones. El objetivo de estos análisis de serviciabilidad es evaluar la comodidad de los usuarios. Los métodos propuestos en algunos códigos y guías de diseño tratan de evaluar la falta de confort en términos de niveles de aceleración (valores de pico o indicadores ponderados como RMS o valores MTVV) en algún punto representativo de la estructura. Para el caso específico en el que los usuarios caminan sobre la estructura en movimiento, este autor cree que se deben incluir otros factores en esos métodos, entre otros la flexibilidad del pavimento. La literatura actual dedicada a la serviciabilidad de vibraciones en suelo y pasarela incluye temas tan diversos como funciones de pisadas de carga, análisis modal experimental de estructuras, modelos de elementos finitos de estructuras y de la locomoción humana, percepción humana a las vibraciones, vibraciones laterales de la pasarela y sincronización, control pasivo y activo, equipos sensitivos, etc. Se han escrito numerosos estudios, tesis y documentos sobre estos y otros temas de vibraciones tanto por ingenieros estructurales como ingenieros mecánicos e ingenieros biomédicos. Siendo el objetivo de este estudio el entendimiento y la cuantificación sobre como la flexibilidad del pavimento afecta a la percepción del movimiento al caminar, la siguiente revisión de literatura se centra en diversa temática relacionada con la sensibilidad humana y materiales flexibles.

## **2.1 Fuerzas inducidas por la actividad humana e interacción humano-estructura**

Las comúnmente llamadas "fuerzas de contacto" (por ejemplo, pisadas) entre humanos y estructuras son sólo un aspecto de la interacción dinámica humano - estructura. Estas fuerzas son bien conocidas cuando la interacción se produce con una sola persona. En literatura es posible encontrar estudios estadísticos de medidas de Fuerza de Reacción del Suelo (GRF) para varios pasos consecutivos en actos como caminar y correr. Patrones de derecha-izquierda vertical, longitudinal y lateral están bien definidos no sólo en amplitud, sino también en frecuencia e incluso correlados con parámetros biológicos (peso, altura, etc) de cada persona [8, 9, 10, 11, 12, 13].

Otro aspecto es la influencia humana en las propiedades dinámicas (masa, rigidez y amortiguación) de las estructuras que son ocupadas y excitadas dinámicamente. El nivel de interacción es difícil de predecir y depende de muchos factores, incluyendo propiedades dinámicas de las estructuras en vacío y el tipo de actividad humana que se desempeña [14].

En la actualidad se reconoce que una simple suma de cargas individuales a efectos de modelar grandes grupos, y multitudes en última instancia, daría lugar a picos de carga en gran medida sobreestimados. Esto se debe a que los humanos no pueden moverse en perfecta sincronización, por lo que las fuerzas pico inducidas por una multitud representan sólo una fracción de la suma producida por cada individuo.

Sin embargo, en casos de alta concentración de usuarios o en presencia de estructuras caracterizadas por una gran esbeltez, pueden aparecer diferentes tipos de sincronización. La Sincronización Peatón - Peatón (PPS) se puede definir como la tendencia, entre las personas de un grupo o multitud, a coordinar entre sí su movimiento, mientras que la Sincronización Estructura - Peatón (PSS) describe aquella tendencia a sincronizar su movimiento ante la percepción de una fuerte vibración de la estructura soporte.

## **2.2 Recubrimiento superficial**

Es sabido que hay materiales específicos empleados como recubrimiento superficial, que proporcionan unas buenas propiedades de absorción de impacto. Las aplicaciones más usuales de estos materiales son zonas de juegos infantiles o instalaciones deportivas. También hay métodos y códigos específicos para la evaluación de su función [15, 16, 17, 18]. Como se ha dicho anteriormente, este trabajo se centra en cómo este tipo de materiales puede cambiar la percepción de la vibración cuando se emplea como pavimento sobre estructuras esbeltas. Este autor no tiene conocimiento de ningún estudio que haya podido ser realizado por otros investigadores con exactamente el mismo propósito.

Hay varias publicaciones [19, 20] que tratan sobre el efecto de estas superficies sobre las Fuerzas de Reacción del Suelo GRF, bien con la finalidad de mejorar el rendimiento deportivo o para comprender los mecanismos de lesiones por sobrecarga en la práctica de actividades deportivas.

Muchos otros estudios tratan sobre propiedades específicas de los materiales viscoelásticos utilizados en calzado [21, 22, 23, 24, 25]. Se establece que, para un espesor estándar, los picos en GRF debido a la actividad humana se llegan a atenuar hasta un 6 % (en términos de fuerza de reacción media para máximo impacto vertical contra el suelo) empleando este tipo de materiales.

## 2.3 Normativas, códigos y guías de diseño

La normativa ISO 10137 (2007) [26] ofrece un apéndice con factores de carga dinámica para caminar y correr, entre otros tipos de cargas. Igualmente proporciona criterios de vibración para la ocupación humana en diferentes situaciones, incluyendo superficies transitables como suelos y pasarelas. La norma ISO 2631 (1997) [27] se centra en la evaluación de la exposición humana a vibraciones sobre cuerpo completo, incluyendo una forma de evaluar el movimiento de cualquier estructura empleando indicadores ponderados como RMS, MTVV o VDV. Más específica es la guía BS 6472 (2008) [28], que tan sólo trata la evaluación de la exposición humana a las vibraciones en edificios, utilizando también indicadores similares basados en el movimiento del edificio. Ninguno de estos códigos ni guías de diseño más recientes tales como SETRA (2006) [29] o HIVOSS (2007) [30] incluye referencia alguna a la posible influencia de la flexibilidad del pavimento.

Del mismo modo, el proyecto europeo "*RFCD vibration of floors*" (2006) [31] se centró en la comodidad de los pavimentos, y aunque se proponen nuevos indicadores como OS-RMS<sub>90</sub> [32] para la evaluación del confort, todos los datos para su evaluación se obtienen a partir de la respuesta estructural y no del movimiento de la parte superior del pavimento o cualquier parte del cuerpo del usuario o peatón.

Muchos otros artículos se dedican a las pasarelas, analizando diferentes aspectos de la serviciabilidad como: caracterización dinámica [33, 34], modelado de carga de los peatones [35, 36, 37, 38, 39, 6], evaluación [39, 7, 40, 41] y diseño [42, 43]. La mayoría de estos artículos tratan de aplicar diferentes métodos y códigos para comparar y sacar conclusiones acerca de su aplicabilidad. Incluso algunos autores [44, 45] se atreven a proponer nuevos métodos de evaluación para la confortabilidad, incluyendo no sólo la respuesta de la pasarela, sino también su uso normal (residencial, turístico, industrial, zonas verdes, etc.) y la actividad del usuario (porcentaje medio que están de pie, caminan, corren, etc.) o de eventos especiales (otros usuarios, multitudes, viento, etc.), pero sin ninguna referencia a las propiedades del pavimento.

Se sabe que las personas, dependiendo de varios factores fisiológicos, tienen diferentes umbrales de vibración [46]. Por otra parte, un suelo o una pasarela es tratada como "aceptable" o "incómoda" por los ocupantes, en función de la interacción de la respuesta dinámica de la estructura bajo carga y de la percepción humana de la vibración. F. Ljunggren, en su tesis doctoral titulada "*Floor Vibration, dynamic properties and subjective perfection*" (2006) [47] abarca estos dos factores bajo dos condiciones fijas: ocupantes sentados en una

silla específica y excitación de la planta conocida (fuerza sinusoidal). En estas condiciones, se realizaron varios ensayos en suelos de dos diferentes laboratorios, donde no sólo se consideraron los efectos de las propiedades estructurales (incluyendo más de una frecuencia natural dominante o frecuencias "cercanas"), sino también se investigó el efecto de diferentes elementos de la habitación, el tipo de silla, las vigas del techo, los dispositivos de amortiguación o el área visual. Como conclusión, el autor establece un estudio detallado, donde se podría aclarar el significado de estos parámetros, los cuales contribuyen a la percepción de vibración del suelo. Además, se remarca que la evaluación de la percepción de los ocupantes pasivos (personas sentadas) bajo una excitación originada al caminar es una tarea difícil, ya que la fuerza no se conoce en magnitud y ubicación. Problemas similares aparecen a la hora de evaluar la percepción de la vibración inducida por el viento en edificios altos [48, 49] debido a la aleatoriedad de la fuerza. El problema es más complejo cuando se trata de cuantificar la percepción estando de pie y aún más compleja para los ocupantes activos, que excitan el suelo y perciben su movimiento mientras caminan. La falta de conclusiones en la percepción de la vibración de los usuarios a pie hace que, cuando se utiliza cualquier guía o directriz de diseño, se planteen dificultades en la estimación fiable del estado de serviciabilidad de las vibraciones de pasarelas donde los peatones que cruzan son los principales receptores de vibración. Este es uno de los problemas tratados en la presente tesis.

Más específico es el problema a afrontar cuando la estructura se excita por un solo usuario, que además es el único interesado en la detección del movimiento. En este caso, la respuesta en fuerza de la estructura está en fase con el ritmo del usuario y esta circunstancia hace que el movimiento de la estructura sea menos perceptible. En caso de resonancia, donde el ritmo está sincronizado con la frecuencia natural, aunque las amplitudes son más grandes, como los movimientos verticales de cualquiera de los dos pies coinciden con los movimientos verticales de la estructura (yendo al mismo tiempo juntos arriba y abajo), ocurre que el usuario generalmente no percibe un movimiento tan incómodo como debería ser debido a su amplitud. De hecho, cuando se pierde el ritmo, es cuando el usuario se da cuenta de la magnitud del movimiento de la pasarela.

O. Thuong, en su tesis doctoral titulada "*Predicting the vibration discomfort of standing passengers in transport*" (2011) [50], establece un método, similar a los descritos en la Norma ISO 2631 sobre la base de las funciones de aceleración ponderada, para predecir la incomodidad de pasajeros en pie dentro de autobuses y trenes. Su aplicabilidad a viandantes (suelos y pasarelas) es limitada, ya que los pasajeros conocen de antemano el movimiento esperado y por lo tanto su tolerancia sensitiva es mayor. Se concluye de nuevo que la relación

entre las características de la vibración y el discomfort no se pueden predecir con modelos puramente físicos, y debe basarse en estimaciones subjetivas, debido a que la incomodidad es una cantidad subjetiva que no se puede medir directamente, incluso para un pasajero específico. La principal diferencia con respecto a los estudios anteriores de los sujetos sentados, aparte de la inestabilidad postural, es que la parte inferior del cuerpo atenúa de manera significativa los movimientos inducidos en la parte superior, donde se encuentran la mayoría de los sensores de vibración del cuerpo humano (oído, ojos y órganos internos, cuya resonancia e incluso respuesta forzada puede ser molesta). Estas propiedades mecánicas de amortiguación alrededor dependen del tono muscular, la postura del cuerpo, etc. Todos estos aspectos se aplican también al caminar, donde además, la actividad de los músculos y los comandos de control de la locomoción (intencionales e involuntarios) causan más dificultades para tratar de evaluar la incomodidad.

### **2.3.1 El efecto del pavimento no rígido**

Tan sólo cinco grupos de investigadores han investigado asuntos específicos relacionados con uno de los objetivos de la tesis: el efecto de pavimento no rígido o desigual. Patel y otros [51] investigan cómo el cuerpo se mueve cuando está de pie en la superficie de espuma, con el objetivo de evaluar la estabilidad postural. Sus conclusiones son que, cuando se está sobre un bloque de espuma (135 mm de espesor, con una rigidez de 4000 a 50000 Pa), la capacidad de detectar distribución de la presión plantar y la orientación del cuerpo disminuye y además causa una perturbación, ya que la compresión de la superficie visco - elástica reduce la capacidad de ejercer respuestas correctivas precisas (la torsión del tobillo, requerida para la estabilización postural, no es tan eficaz como en pavimento rígido). Aplicado al caso de la serviciabilidad, estos retos añadidos para el cuerpo pueden llevar a que el usuario sea menos consciente a los movimientos. Menz y otros [52] evalúan los patrones de aceleración de cabeza y pelvis, mientras los sujetos caminan sobre una superficie nivelada e irregular, para llegar a comprender cómo el sistema de control postural responde a las dificultades. Los resultados revelan que cuando se camina sobre una superficie irregular moderada (en el que el apoyo a tierra puede ser de 10 mm hacia arriba o hacia abajo), los sujetos son capaces de mantener su velocidad, pero adoptando una moderada cadencia variable y una longitud de zancada significativamente más larga. La magnitud de las aceleraciones de pelvis aumenta, sin embargo las aceleraciones de la cabeza no se ven alteradas por el estado de la superficie. Cuando se considera un patrón general de movimiento, estos hallazgos sugieren que uno de los objetivos principales del sistema de control postural al caminar es el control de la cabeza, y que los individuos adaptan su patrón al caminar sobre superficies irregulares para asegurar

que la cabeza se mantiene estable. Estos hallazgos sugieren que las extremidades inferiores y el tronco pueden actuar como amortiguadores para optimizar las condiciones para el aparato visual y vestibular. Muller y otros [53] obtuvieron similares conclusiones para el caso de correr en vez de andar. También H. Ham, en su tesis doctoral titulada "*The Effects of Transitioning Between Different Floor Surfaces on Gait Characteristics of the Elderly*" (2005) [54], encuentra diferencias significativas entre los diferentes pavimentos en la velocidad del contacto del talón y la puntera del pie al caminar sobre el pavimento de moqueta o vinilo, y, lo que es más importante, una rápida adaptación al transitar de un tipo de pavimento al otro, lo que significa que el sistema de control locomotor humano es extremadamente eficiente.

Patla y sus compañeros de investigación [55, 56] también estudian las diferencias en la biomecánica de la marcha y concluyen que al caminar sobre una superficie flexible (hierba, arena, nieve, espuma, etc.), el sistema nervioso central coordina todo el cuerpo con el fin de maximizar la estabilidad. Visell y otros [57] investigan cómo la percepción de la superficie del pavimento se altera por la retroalimentación de la vibración plantar y cómo esto se utiliza para regular dinámicamente la postura más estable y controlar la locomoción en diversos entornos naturales. Este es el estudio más relacionado, hasta ahora, con los objetivos de esta tesis y sus conclusiones revelan que los canales sensoriales vibrotáctiles son altamente relevantes para la percepción del comportamiento de la superficie, y sugieren que la correlación entre la información sensorial vibrotáctil y la actividad motora puede ser de mayor importancia para el control de la locomoción humana. Superficies como la arena o la hierba húmeda perturban la locomoción, al alterar los estímulos propioceptivos que se adquieren a través del contacto con el suelo debido a la compresión del material bajo los pies. Los caminantes modulan automáticamente su modo de caminar y la biomecánica para compensar dichos cambios de interacción con el terreno.

Algunas de las antiguas conclusiones de otros investigadores son aplicables a los casos estudiados en la tesis. Pueden resumirse mediante la hipótesis de que los cambios en la marcha al caminar sobre un pavimento flexible puede enmascarar el movimiento de ese pavimento y que los usuarios no sean conscientes de la respuesta dinámica del suelo o de la pasarela. De esta manera, pueden utilizarse pavimentos flexibles en estructuras esbeltas para mejorar, de una manera indirecta, su serviciabilidad.





## Literature Review

---



## LITERATURE REVIEW

In recent years, floor and footbridge vibration due to human activity has become widely recognized by structural design engineers as an important limit state for slender structures. While in past decades, design engineers focused their attention exclusively on strength and deflection serviceability limit states, it is now common to evaluate vibrations for most projects constructed using lightweight structural materials.

The aim of these serviceability analysis is to evaluate the comfort of the users. The methods proposed in some codes and design guides try to evaluate the lack of comfort in terms of the acceleration levels (peak values or weighted indicators as RMS or MTVV values) at some representative point of the structure. For the specific case in which the users are walking over the moving structure, this writer believes that other factors must be included in those methods, among others the flexibility of the pavement.

The body of literature dedicated to floor and footbridge vibration serviceability is vast at this point in history and includes subjects as diverse as footstep loading functions, experimental modal analysis of structures, finite element modeling of structures and human locomotion, human perception to vibration, footbridge lateral vibration and synchronization, passive and active control, sensitive equipment, etc. Numerous studies, dissertations and papers have been written on these, and other vibrations topics by structural engineers, mechanical engineers and biomedical engineers.

Being the objective of this study to understand and quantify how flexible pavements or compliant surfaces affect to the perception of the movement while walking, the following literature review is focus on human sensitivity and flexible materials related topics.

## **Forces induced by human activity and human - structure interaction**

The so called “contact forces” (e.g. footfalls) between humans and structures are only one aspect of human - structure dynamic interaction. These forces are well known for a single person. Statistically treated time - varying Ground Reaction Force (GRF) measurements for several consecutive steps can be found in the literature for walking and running. Vertical, longitudinal and lateral right - left patterns are well defined not only in amplitude but also in frequency and even correlated with biological parameters (weight, height, etc.) of each person [8, 9, 10, 11, 12, 13].

The other aspect is the influence of humans on the dynamic properties (mass, stiffness, and damping) of the structures they occupy and dynamically excite. The level of this interaction is difficult to predict and depends on many factors, including the dynamic properties of empty structures and type of human activity [14].

It is now widely recognized that a simple summation of individual loads for the purposes of modeling large groups and, ultimately, crowds would lead to greatly overestimated peak loads. This is because humans cannot move in perfect synchronization; thus, the peak crowd forces represent only a fraction of the sum produced by individuals.

Nevertheless, when the crowd is very dense or the structures very lively, different kinds of synchronization can appear. Pedestrian - Pedestrian - Synchronization (PPS) can be defined as the tendency among people in a group or crowd to coordinate their movement with each other, while Pedestrian - Structure - Synchronization (PSS or lock-in) describes the tendency to synchronize their movement with strong, perceptible vibration of the supporting structure.

## **Surfacing materials**

It is known that there are specific - design surfacing materials with good impact absorbing properties. Usual applications for those materials are children playgrounds or sports facilities. There are also specific methods and codes for their performance evaluation [15, 16, 17, 18]. As said former, this work is focused on how these kind of materials can change the perception of the vibration when used as pavement of slender structures. This writer is not aware of any studies that have been performed by other researchers with exactly the same objective.

There are several publications [19, 20] dealing with the effect of these surfaces on Ground Reaction Forces GRF both with the aim to improve the performance at sports or to understand the mechanisms of overload injuries in sport activities. Many other studies deal with specific properties of viscoelastic materials for shoes [21, 22, 23, 24, 25]. It is established that, for standard thickness, peaks on GRF due to human activities are attenuated up to 6 % (in terms of mean vertical ground reaction force peak impact) using this kind of materials.

## Codes and design guides

ISO 10137 (2007) [26] provides an appendix with dynamic load factors for walking and running, among other types of loads and also provides vibration criteria for human occupancies in different situations, including walkways such as floors and footbridges. ISO 2631 (1997) [27], focused in the evaluation of human exposure to whole-body vibration, includes how to evaluate the movement of any structure using several indicators such as weighted RMS, MTVV or VDV. More specific is BS 6472 (2008) [28], just focused in the evaluation of human exposure to vibration in buildings, also using similar indicators based on the movement of the building. None of these codes neither recent design guides such as SETRA (2006) [29] or HIVOSS (2007) [30] include any reference to the possible influence of the flexibility of the pavement. Similarly, in the European project “RFCD vibration of floors” (2006) [31], focused on the confort of floors, although new indicators for confort assessment as OS-RMS<sub>90</sub> [32] are proposed, all the data for their evaluation is obtained from the structural response, not from the movement of the upper part of the pavement or any body part of the user or pedestrian.

Many other papers are devoted to footbridges, focused in different serviceability aspects: dynamic characterization [33, 34], modeling of the pedestrian loading [35, 36, 37, 38, 39, 6], assessment [39, 7, 40, 41], and design [42, 43]. Most of these papers try to apply different methods and codes and compare and draw conclusions about their applicability. Even some authors [44, 45] dare to propose new methods for comfortability evaluation including not only the response of the footbridge but also their normal use (residential, tourism, industrial, green areas, etc.) and the activity of the user (average percentage that are standing, or walking, or running, etc.) or special events (other users, crowds, wind, etc.) but without any reference to the pavement properties.

It is known that people, depending on several physiologic factors, have different vibration thresholds [46]. Moreover, if a floor or a footbridge is treated as “acceptable” or “uncomfortable” by the occupants is an interaction of the dynamic response of the structure under loading and of the human vibration perception. F. Ljunggren, in his PHD entitled “Floor Vibration, dynamic properties and subjective perfection” (2006) [47] covers these two factors under two fixed conditions: occupants are just sitting on a specific chair and the excitation of the floor is known (sinusoidal force). Under these conditions, several testings were conducted in two different lab - designed floors where not only the effect of the structural properties were considered (including more than one natural dominant frequency or “close” frequencies) but also the effect of different locations in the room, type of chair, ceiling

joists, damping devices, simulated partitions or visual area were investigated. As conclusion, author prescribes a comprehensive study where the significance of these parameters, that contributes to the perception of floor vibration, could be clarify. Besides, he remarks that to evaluate the perception of passive occupants (seated people) under a true walking excitation is a harder task, as the force is not known in magnitude and location. Similar problem appears when evaluating the perception of wind - induced vibration in tall buildings [48, 49] because of the randomness of the force. The problem is more complex when trying to quantify the perception of standing still occupants and even more complex for active occupants, who excite the floor and perceive its movement whilst walking. There is a lack of conclusions into vibration perception of walking humans so that when using any code or design guidelines there are difficulties in reliable estimation of the vibration serviceability state of footbridges where pedestrians crossing them are main receivers of vibration. This is one of the problems addressed in this thesis. More specific is the problem that arrives when the structure is excited by just one user, who besides is the only one interested in sensing the movement. In this case, the force response of the structure is in phase with the pace of the user and this circumstance makes that the structure movement be less perceptible. In the case of resonance, where pace is synchronized with the natural frequency, although amplitudes are bigger, as vertical movements of any of both feet match vertical movements of the structure (go down together and then also go up together), occurs that user usually doesn't perceives the movement as uncomfortable as it could be regarding its amplitude. In fact, when user looses pace is when realizes the magnitude of the movement of the footbridge.

O. Thuong, in his PhD entitled "Predicting the vibration discomfort of standing passengers in transport" (2011) [50], establishes a method, similar to the ones depicted in ISO 2631 based on weighted acceleration functions, to predict the discomfort of standing bus and railway passenger. Its applicability to walkers (on floor and footbridges) is limited, as passengers are aware beforehand about the expected movement and their sensitivity tolerance is bigger. He concludes again that relationship between characteristics of the vibration and discomfort cannot be predicted with purely physical models, and must be based on subjective estimations, because discomfort is a subjective quantity that cannot be measured directly even for a specific passenger. The main difference with respect to previous studies for seated subjects, apart from the postural instability, is that the lower part of the body attenuates in a significant way the movements induced in the upper part, where most of the vibration sensors of the human body (ear, eyes and internal organs which resonance and even forced response can be annoying) are located. These mechanical properties about damping depend on the

muscular tone, body posture, etc. All these aspect also apply when walking, where additionally the activity of the muscles and locomotion control commands (intentional and involuntary) cause more difficulties in trying to evaluate discomfort.

### **The effect of non - rigid pavement**

Only five groups of researcher have investigated specific issues related with one of the objectives of this thesis: the effect of non - rigid or uneven pavement. Patel et al [51] investigate how body moves when standing on foam surface, with the aim on postural stability assessment. Their conclusions were that when standing on a foam block (135 mm thick, with different stiffness from 4000 to 50000 Pa), the ability to sense plantar pressure distribution and body orientation decreases and also causes a body perturbation as compression of the compliant visco - elastic surface reduces the ability to exert accurate corrective responses (the ankle torque required for postural stabilization is not as effective as in rigid pavement). Applied to the case of serviceability, these added challenges for the body can lead to the user be less aware to the movements.

Menz et al [52] evaluate acceleration patterns at the head and pelvis while subjects walked on a level and an irregular walking surface, to develop an understanding of how the postural control system responds to challenging walking conditions. The results revealed that when walking on a moderate irregular surface (in which supporting ground can be 10 mm up or down), subjects were able to maintain their velocity, but adopted a slower and more variable cadence and a significantly longer stride length. The magnitude of pelvis accelerations increased, however head accelerations were not affected by the walking surface. When considered as an overall pattern of movement, these findings suggest that one of the primary objectives of the postural control system when walking is head control, and that subjects adapt their stepping pattern on irregular surfaces to ensure that the head remains stable. These findings suggest that the lower limbs and trunk may act as shock absorbers to optimize conditions for the visual and vestibular apparatus. Muller et al [53] get similar conclusions for the case of running instead of walking. Also H. Ham, in his PhD entitled “The Effects of Transitioning Between Different Floor Surfaces on Gait Characteristics of the Elderly“ (2005) [54] finds significant differences among means for different pavements in heel contact velocity and toe clearance when walking on carpeted or vinyl pavement, and, which is more important, a rapid adaptation when transitioning from one pavement to the other, which means that the human motor control system is extremely efficient.

Patla and his coworkers [55, 56] also study differences in gait biomechanics and conclude that when walking on a compliant surface (grass, sand, snow, foam, etc.), the central nervous



system coordinates the whole body in order to maximize stability. Visell et al [57] investigate how the perception of pavement surface compliance is altered by plantar vibration feedback and how this is used for stable regulation of dynamic posture and the control of locomotion in diverse natural environments. This is the most related study, up to now, regarding the objectives of this thesis and its findings reveal that vibrotactile sensory channels are highly salient to the perception of surface compliance, and suggest that correlations between vibrotactile sensory information and motor activity may be of broader significance for the control of human locomotion. Compliant ground surfaces, such as sand or soggy grass, perturb locomotion by degrading proprioceptive cues that are acquired via ground contact and by mechanical perturbations due to the compression of material underfoot. Walkers automatically modulate their gait pattern and biomechanics to compensate for such changes in compliance.

Some of the former conclusions obtained from other researchers are applicable to the cases studied in the thesis. They can be summarized hypothesizing that changes in the gait when walking on a flexible pavement can mask the movement of that pavement and make the users not to be aware of the floor or footbridge dynamic response. In this way, flexible pavements can be used in lively structures to improve, in an indirect way, their serviceability.



## Metodología

---



### **3. METODOLOGÍA**

El presente capítulo recoge lo empleado para la realización de los estudios llevados a cabo durante la línea de investigación. Se comienza realizando una breve descripción de los equipos e instrumentación empleada para la realización de los ensayos. A continuación se exponen las diversas caracterizaciones realizadas, tanto de los materiales empleados en los recubrimientos como de las estructuras objeto de análisis.



Equipamiento

---





### 3.1 Equipamiento

Una investigación de las características de la realizada en la presente tesis, requiere de la utilización de diversos equipamientos especializados de alta precisión. A tal efecto, se han dispuesto indistintamente una serie de equipos proporcionados por CARTIF y por la Universidad de Warwick según las necesidades que se han ido planteando a lo largo del trabajo.

Los ensayos de caracterización de la pisada y de la vibración de la pPGB se han realizado utilizando material de ensayo y equipamiento disponible en CARTIF, el cual se recoge descriptivamente en la Figura 1.

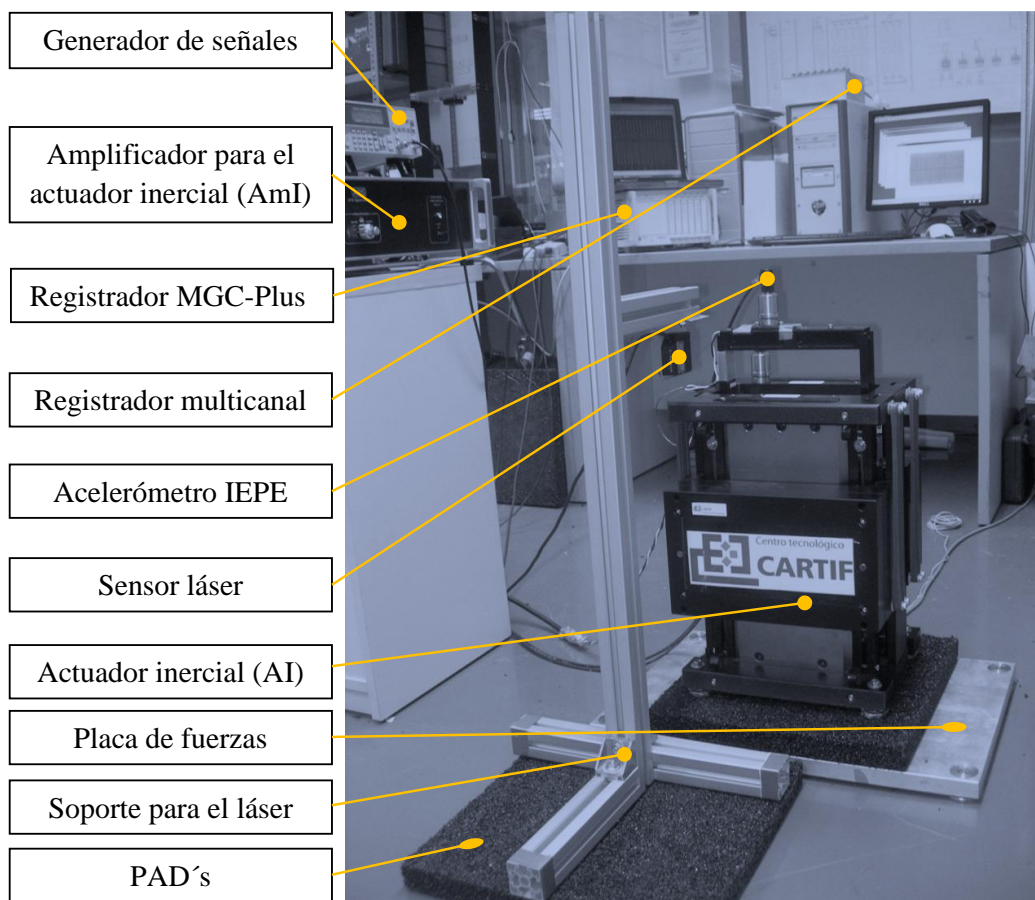


Figura 1. Equipos CARTIF – Caracterización de la pisada y de las vibraciones de la pasarela

Para el registro de los datos necesarios para la caracterización de la marcha se emplearon los equipos mencionados en la Figura 2 y descritos con más pormenores en los puntos siguientes.

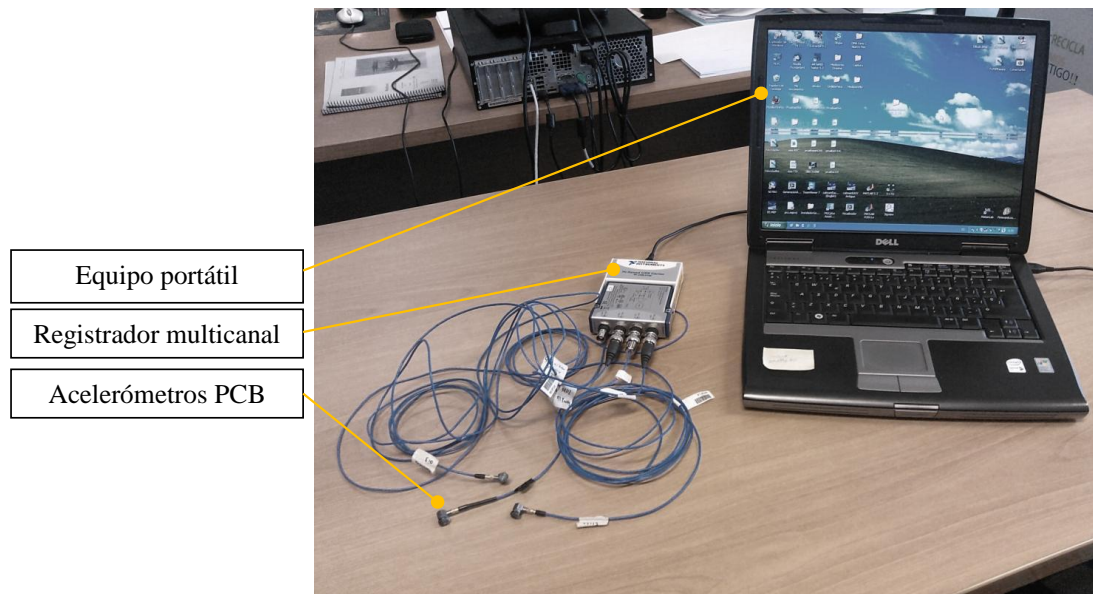


Figura 2. Equipos CARTIF – Caracterización de la marcha

A continuación se detallan las principales características del equipamiento empleado en las actividades relacionadas con la pPGB:

#### **Acelerómetros IEPE**

- Sistema de adquisición multicanal MGCplus de HBM
- Software de análisis de datos y visualización CATMAN
- Masa: 226 g
- Sensibilidad: 120 mV/(m/s<sup>2</sup>)
- Frecuencia de resonancia: 2.5 kHz
- Rango de medida: ±49 m/s<sup>2</sup>

#### **Acelerómetros PCB Piezotronics mod. 352C65**

- Sistema de adquisición 3 canales NI PXI-7813R
- Masa: 2.28 g
- Sensibilidad: 10.2 mV/m/s<sup>2</sup>
- Frecuencia de resonancia: de 0.5 a 10 kHz

#### **Actuador inercial (AI) vertical electrodinámico modelo 113 (APS)**

- Controlado en frecuencia y amplitud por un Generador de Funciones AFG310 SONY TEKTRONIX MW-79865
- Aps Dynamics Dual-Mode Power Amplifier
- Fuerza máxima de 445 N
- Velocidad máxima de 1000 mm/s
- Frecuencia máxima de 200 Hz

### **Placa de Fuerzas (PF)**

La placa de fuerzas es un instrumento para la medición de la fuerza de reacción del suelo generada por el cuerpo humano con la finalidad de realizar estudios de movimientos, como el análisis de la marcha, eficacia muscular y otros parámetros biomecánicos. Las áreas más comunes de aplicación son la medicina y el deporte, y, en este caso, sirve para evaluar pautas del comportamiento de la pisada en relación con los efectos de las estructuras en movimiento.

Se comercializan diferentes tipos de placas de las cuales la más simple es la de un pedestal, llamadas a veces células de carga, ya que están instrumentadas con una célula de carga que permite medir la fuerza en dirección vertical que se aplica sobre una pequeña área. Los dispositivos más avanzados permiten medir las componentes tridimensionales de la fuerza aplicada a la superficie.

Para nuestros ensayos se ha utilizado una PF **KISTLER 9286AA** cuyas características son:

- Sistema de adquisición multicanal
- Software de análisis de datos y visualización BioWare3.0
- Rango de medida  $F_x$ ,  $F_y$  (-2.5, 2.5) y  $F_z$  (0,10) kN
- Frecuencia natural en "X" e "Y" 350 Hz y en "Z" 200 Hz
- Rango operacional de temperatura 0 - 60 °C

### **Sensor laser**

- ANR 1151
- Distancia del punto central de 50 mm
- Rango de medición de  $\pm 10$  mm
- Frecuencia de 100 Hz
- Resolución de 16  $\mu\text{m}$
- Voltaje de 12 a 14 V
- Controlador ANR5141

### **Instron 5582 INSTRON- ITW Metal Fasteners, S.L.U. (Figura 3)**

- 5582 INSTRON - ITW Metal Fasteners, S.L.U.
- Rango de fuerza: 0-100 KN
- Velocidad: 0.05-500 mm/min
- Temperatura: -70 °C-300 °C
- Precisión:  $\pm 0.5\%$  de la carga nominal
- Simultaneously DAQ frequency: 500 Hz
- Reconocimiento automático de células de carga y extensómetros
- Compatible con normas ASTM e ISO

- Área de ensayo disponible: 1309 x 575 mm



Figura 3. Instron 5582 (CARTIF)

En el laboratorio de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Warwick (UK) se realizaron ensayos con la pWB, ubicada en sus instalaciones. En los ensayos tomaron parte diferentes sujetos que, caminando bajo diferentes circunstancias sobre la pasarela con sus diferentes configuraciones, provocaban la oscilación de la estructura. El registro de la vibración inducida sobre pWB, así como los desplazamientos durante el ensayo de las diferentes partes del cuerpo de los sujetos según la configuración de la pasarela y las características de la superficie transitable (flexible o rígida), se obtuvieron a través de los equipos e instrumentación recogidos en la Figura 4.

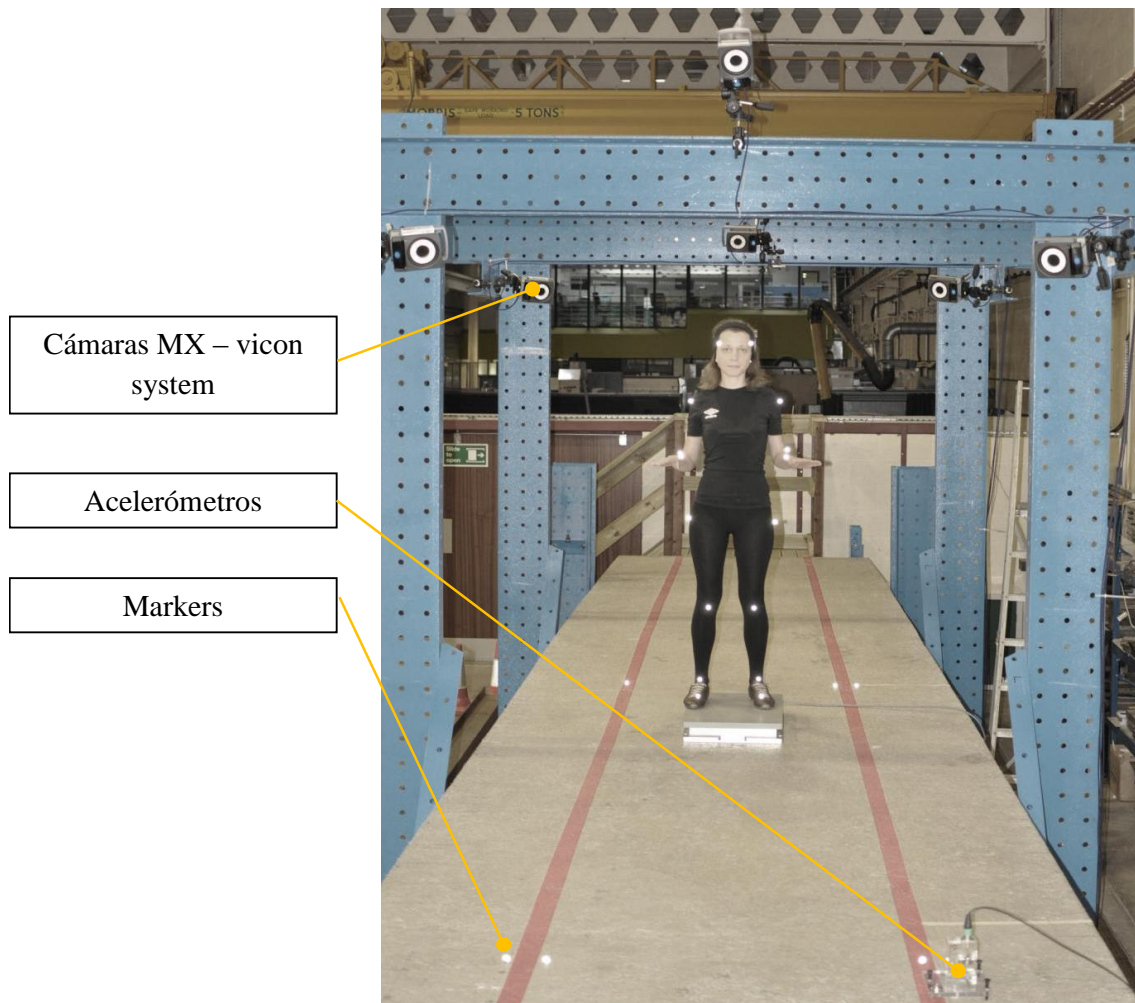


Figura 4. Equipos WARWICK

### Vicon System

Es un sistema óptico de captación compuesto por:

- Panel trasero Gigaset (Figura 5)  
El MX Gigaset es la unidad principal del sistema Vicon. Proporciona la fuente de energía y facilita la comunicación con las cámaras MX y otros dispositivos.
- Wand (*5-marker wand & L-frame*) (Figura 6)  
Es el dispositivo de calibración Vicon MX. Dispone de calibración estática y calibración dinámica.
- Ordenador de control MX (Figura 7)  
El MX Host PC es el ordenador de control del sistema Vicon. En este equipo se ejecuta el software de captura de movimiento y de análisis, que analiza y muestra los datos capturados por las cámaras MX a través del MX Gigaset.
- Tarjeta analógica ADC (Figura 8)  
Es un conector de 100 *pins* alojado en la parte posterior del MX Gigaset destinado a comunicar el MX Gigaset al Vicon ADC Patch Panel, el cual conecta posteriormente a

terceros equipos para capturar datos analógicos tales como los registrados por los acelerómetros.

- *Markers*

Son pequeñas esferas reflectantes que reflejan la luz, facilitando la captura del movimiento a las cámaras. Los *markers* se adherieron en diferentes partes del cuerpo de los sujetos con el fin de capturar su movimiento mediante las cámaras ubicadas a lo largo de la pWB. El posicionamiento de los *markers* se definió según las necesidades de captación de los desplazamientos.

- Cámaras de captación de movimiento (Figura 9)

Cámaras Vicon MX Serie T. Dispositivos ópticos de alta precisión dotados de procesadores de alta velocidad que permiten el procesamiento de la imagen en tiempo real. Las cámaras captan el movimiento de los *markers* que identifican los puntos de control de las zonas del cuerpo de cada uno de los sujetos. Se posicionan adecuadamente de manera que los *markers* sean vistos completa y nítidamente de cara a la correcta captura del movimiento durante los ensayos. El enfoque se realiza mediante dos características de las lentes: el enfoque frontal, regulado mediante un anillo de enfoque delantero y el enfoque trasero, configurado mediante el ajuste de la posición de la lente acercándola o alejándola del sensor de la cámara a lo largo del eje de las lentes.

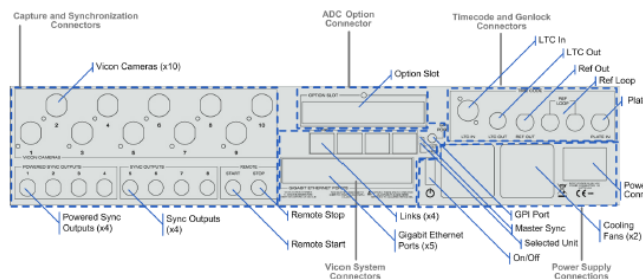


Figura 5. Panel trasero Giganet [61]

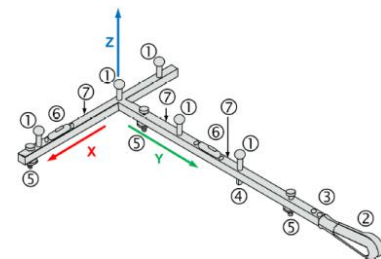


Figura 6. Wand [61]

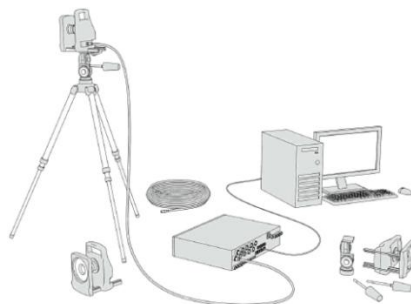


Figura 7. Sistema MX simple [61]

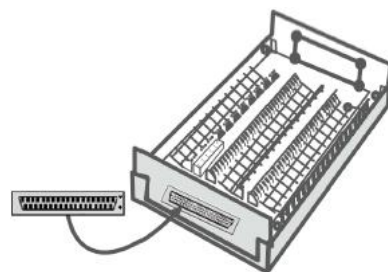


Figura 8. Tarjeta analógica ADC [61]

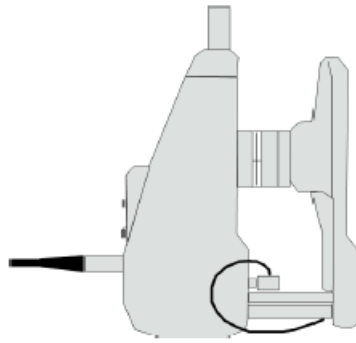


Figura 9. Cámara MX serie T [61]

### **Acelerómetros**

Se instalaron a lo largo de la pasarela, destinados a captar la oscilación de la misma durante las pruebas con las diferentes configuraciones y sujetos. Como características principales:

- Sensibilidad: 500 mV/g
- Frecuencia de resonancia: 50 kHz





Caracterización de las estructuras

---



## 3.2 Caracterización de las estructuras

### 3.2.1 Pasarela Peatonal Doctor Pedro Gómez Bosque (pPGB)

La estructura que motivó el lanzamiento de la línea de investigación objeto de la presente tesis ha sido la pPGB (Figura 10), que cruza el río Pisuerga a su paso por Valladolid, entre los barrios de Arturo Eyries y La Rubia, inaugurada en el año 2011.

La pPGB es una estructura de diseño muy singular proyectada por Carlos Fernández Casado Oficina de Proyectos y C.I.C. Estructuralmente, se trata de una banda tensa formada por una pletina de acero corten de 30 mm de espesor y 3.6 m de anchura. Se trata de una pasarela peatonal que une las dos márgenes del río con un desnivel de 2 m. Presenta una geometría colgada que bajo su propio peso adopta la forma natural de catenaria, con una luz de  $L = 85$  m y una flecha de 1.72 m (máxima separación entre la geometría curva a la línea recta que une los dos estribos).

La pasarela está dividida en un carril peatonal y otro carril para el paso de las bicicletas. Ambos carriles tienen un pavimento viscoelástico de caucho, mezcla de virutas de neumático reciclado aglomeradas con resinas (54 %) y caucho natural (46 %).



Figura 10. Vista general de la estructura objeto de estudio

Su singularidad en cuanto a la diferencia de espesores de los recubrimientos, de 40 mm en la zona del carril peatonal (CP) y 10 mm en la zona del carril para bicicletas (CB), ha llevado a

un profundo análisis intentando cuantificar el efecto que los materiales viscoelásticos de diferentes espesores y propiedades, ubicados sobre la superficie transitable, producen sobre la percepción de los peatones.

Este recubrimiento ha sido instalado por requerimientos funcionales y estéticos, pero como se verá posteriormente, también afecta al confort de los viandantes. El hecho de disponer de espesores distintos en cada uno de los carriles ofrece una magnífica oportunidad para hacer estudios diferenciados.

Se trata de una estructura muy esbelta con un marcado comportamiento no lineal, donde la rigidez y resistencia está asegurada por la pletina y sus fuertes cargas de tracción. Durante su construcción, entre febrero de 2009 y abril de 2011, la Fundación CARTIF la tuvo bajo observación, mediante monitorización de su comportamiento dinámico, con la finalidad de asegurar que su normal funcionamiento no se vea afectado por los fenómenos de amplificación de vibraciones (paso de los peatones, viento).

La pasarela tiene varios modos de vibración que pueden ser excitados por el tránsito de los usuarios, destacando el primer modo de flexión a 0.85 Hz, el primero de vuelco lateral a 0.96 Hz, el segundo de flexión a 1.38 Hz y tercero a 1.76 Hz. Habida cuenta que la frecuencia normal del paso humano está en el rango entre 1.6 y 2.2 Hz [58], pueden aparecer amplitudes apreciables al caminar en torno a 1.76 Hz, al excitarse con facilidad el correspondiente modo de flexión vertical.

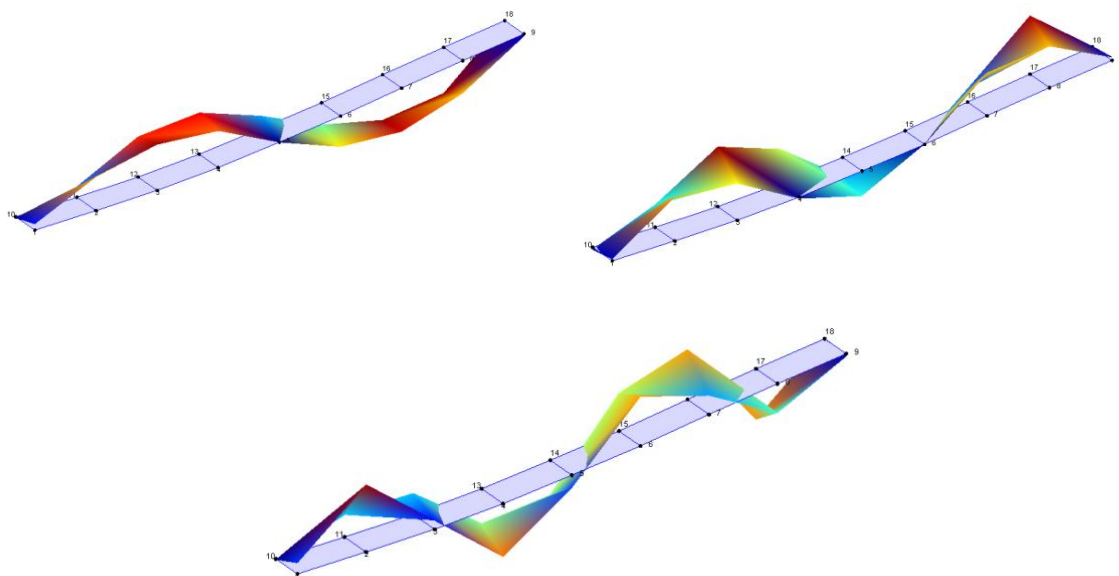


Figura 11. Modos de vibración pPGB

Tras su construcción, la pasarela fue sometida a las correspondientes pruebas de carga estática (realizada con contenedores de agua), así como una prueba dinámica con peatones, realizando

diversas mediciones y comprobaciones de su comportamiento dinámico para asegurar un adecuado confort de paso.

### **3.2.2 Puente Warwick (pWB)**

La pWB [59] ha sido una herramienta fundamental para el análisis de la interacción humana con una estructura esbelta. La pasarela presenta unas características adecuadas, con un diseño susceptible de ser excitado durante la marcha humana, es decir, en el intervalo de 1.6 - 2.2 Hz, y un bajo amortiguamiento.

La estructura está ubicada en el Laboratorio de Estructuras de la Universidad de Warwick (UK). Este hecho limitó su longitud máxima a 19.9 m. Al mismo tiempo, con la idea de realizar un análisis de la interacción humana en diferentes condiciones, fue necesario dotarlo de la capacidad de regular el factor de amortiguamiento y la frecuencia natural, cambiando los apoyos.

Debido a los requisitos de seguridad e higiene de construcción en condiciones de laboratorio, se abandonó la idea inicial de utilizar hormigón pretensado y finalmente se optó por una estructura mixta. La sección transversal se materializó en forma de dos vigas de acero laterales y 150 mm de espesor de losa de hormigón armado. La longitud total de 19.9 m y la anchura de tablero de 2 m, proporciona espacio suficiente para la realización de experimentos con varios individuos. Asimismo, da lugar a una estructura lo suficientemente rígida ante las bajas frecuencias y con suficiente inercia para reducir al mínimo la "sensación" que los peatones reciben durante su interacción con la estructura. La masa total es de 16.5 Tm.

La sección transversal consiste en dos perfiles de acero I-(UC 203x203x52, S355) y una losa en hormigón clase 40/50. La acción compuesta se refuerza por medio de pernos de cizallamiento (diámetro 19 mm, longitud 75 mm) soldados a las alas de las dos vigas. Para proporcionar una interacción total entre el acero y el hormigón, los pernos se colocaron espaciados a 250 mm. Para resistir los elevados esfuerzos cortantes en cada extremo de la pasarela, cinco pernos adicionales terminales en ese área están espaciados a una distancia de 140 mm. En total, 83 pernos se utilizan por cada viga. Para evitar la posibilidad de fisuras transversales se emplean dos capas de malla de refuerzo A252 ( $\varnothing 8 @ 200$  mm). Además, a la mezcla de hormigón se añaden  $4 \text{ kg/m}^3$  de fibras de polipropileno Fibermesh FM650s para aumentar la resistencia a la fatiga de hormigón y con ello proporcionar un medio adicional de control de las fisuras. Las vigas de acero se refuerzan mediante rigidizadores de 6 mm de espesor soldados entre las caras interiores de las mismas (véase la sección transversal en la Figura 12) en ocho posibles puntos de apoyo. Debido a la limitación en longitud de perfiles

manipulables en el laboratorio, las vigas de acero se recibieron en tres partes y luego fueron soldadas a tope *in situ*. Las vigas se conectaron intermitentemente por un total de 12 vigas transversales (S355, PFC 100x50x10) para proporcionar suficiente rigidez para los tres marcos separados durante las labores de transporte, manipulación e instalación. Este conjunto de estructura metálica se ejecutó con una pre-flecha de 250 mm.

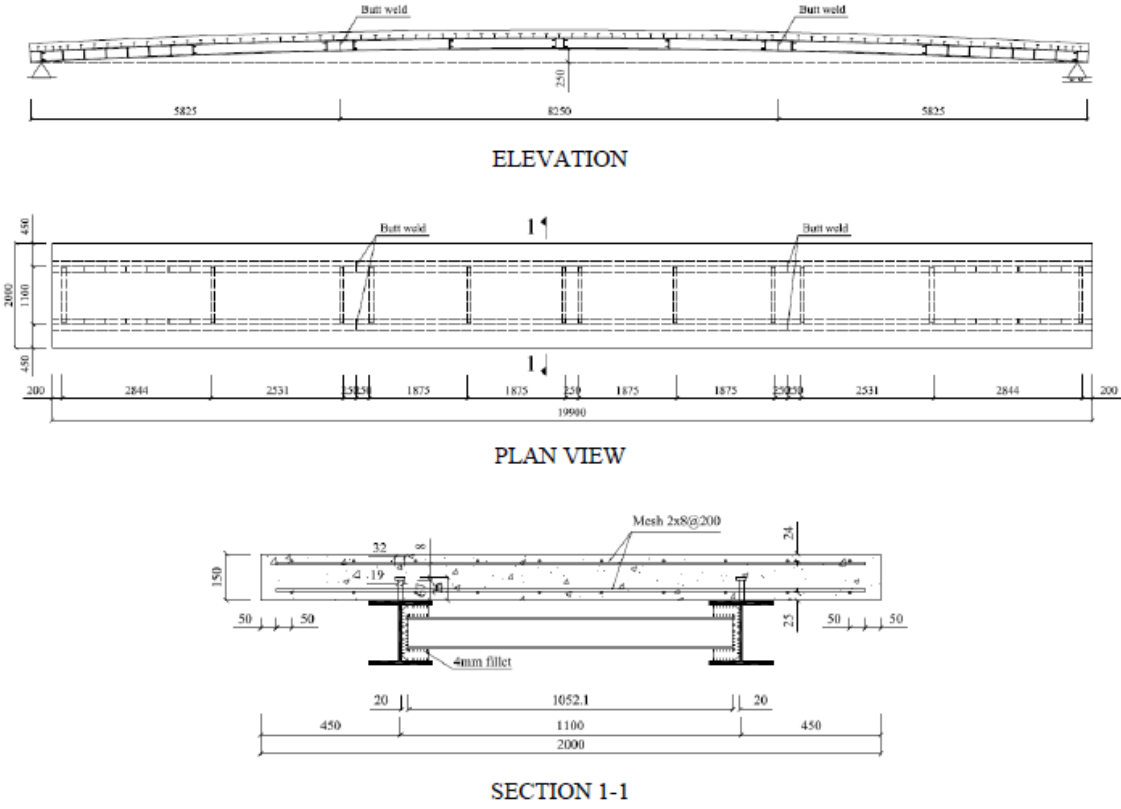


Figura 12. Vista de perfil, vista desde arriba y la sección de la pWB [59]

Una de las particularidades de la estructura es la diversificación en cuanto a número y localización de los soportes, permitiendo realizar ensayos sobre la pasarela en diferentes configuraciones. Para los soportes ubicados a 1.8 m de los extremos de la pasarela, en la Figura 13 se muestran las dos primeras frecuencias naturales de flexión vertical a 2.4 y 7.8 Hz.

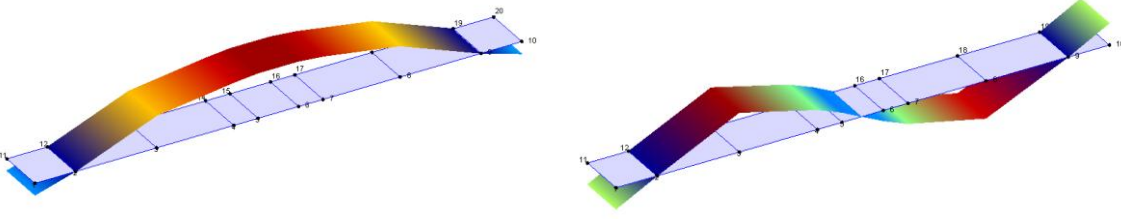


Figura 13. Flexión vertical de la pWB

Las características de la pasarela se comprobaron de cara a cumplir los siguientes requerimientos:

- Tensiones debido a peso propio y al peso de los peatones caminando a la frecuencia natural dentro de la zona de deformación elástica.
- Deflexión a largo plazo debido a su peso propio.
- Frecuencia natural del modo fundamental a flexión vertical en el rango de 1.5 - 2.5 Hz.
- Tensión de tracción en la losa de hormigón por debajo de la correspondiente tensión admisible del hormigón.
- La pasarela debe ser capaz de sostener el peso propio y la carga estática causada por multitud de personas (densidad de hasta 2 personas/m<sup>2</sup>).
- El ratio crítico de amortiguamiento del primer modo de vibración para el análisis de la marcha en carga de resonancia se asumió como 0.5 %.

### **3.2.2.1 Construcción de la pasarela**

La construcción constó de tres fases principalmente, que se describen brevemente a continuación:

#### **Fabricación e instalación de la estructura de acero**

Las vigas principales de acero se suministraron en 5.82, 8.26 y 5.82 m y fueron apoyadas en puntales con altura ajustable para obtener el combado adecuado. Las vigas se soldaron a tope *in situ* y el control de calidad del proceso de soldadura se realizó mediante ultrasonidos. En la Figura 14 arriba-izquierda se muestra la estructura de acero.

#### **Vertido y curado del hormigón**

La cubierta de la pasarela tiene 6 m<sup>3</sup> de hormigón. El material se vertió en un encofrado construido alrededor de las vigas de acero. El refuerzo se materializó en dos capas de malla de acero colocadas en la posición de diseño (Figura 14 superior-derecha). Después del vertido (Figura 14 abajo-izquierda), el hormigón se cubrió con arpillera húmeda y se curó durante 60 días, y apoyado durante este tiempo por seis puntales. La idea del largo período de curado era evitar la retracción por secado mientras el hormigón aún estaba apuntalado.

#### **Retirada de puntales y emplazamiento de la pasarela sobre soportes**

En paralelo con la construcción del tablero de la pasarela se construyeron los dos soportes permanentes, y se instalaron firmemente en el suelo del laboratorio. La pasarela se elevó por medio de cuatro gatos hidráulicos colocados debajo de las vigas de acero a 2.6 m de cada extremo de la pasarela. Tras la retirada de los puntales, la pasarela se colocó en los apoyos

permanentes en una operación que duró aproximadamente 4.5 horas. Estos soportes están de forma estándar a 16.2 m de distancia, y se puede mover para formar un lapso de entre 15.0 y 18.7 m (dando lugar a una relación de esbeltez que va de 42 a 52). La pasarela, como se ve ahora, se muestra en la Figura 14 abajo - derecha.



Figura 14. Estructura (arriba-izquierda). Encofrado para vertido (arriba-derecha). Vertido (abajo-izquierda). Estructura final sobre apoyos (abajo-derecha) [59]

### **3.2.2.2 Comportamiento estático**

El análisis del comportamiento estático se llevó a cabo con la pasarela sobre los apoyos permanentes (Figura 72), es decir, una luz de 16.2 m.

Una vez construido, con la pre-flecha inicial de 250 mm, la pasarela sometida a su propio peso tiene una flecha hacia arriba de 59 mm. Dicha curvatura no se ha tenido en cuenta a la hora de realizar los ensayos, debido al desconocimiento de la misma.

### **3.2.2.3 Comportamiento dinámico**

Para analizar la respuesta dinámica se realizaron ensayos de impacto y ensayos con peatones.

#### **Ensayos de impacto**

Consisten en golpear la estructura mediante un martillo y realizar la medición de la respuesta en aceleración en 18 puntos (Figura 15<sup>a</sup>). La prueba se repitió 2 veces lo suficientemente separadas en el tiempo. Se realizó un impacto en el punto 4 (TP4), tomando la aceleración en



ese punto como referencia, mientras que otros 3 sensores se distribuyeron en 6 configuraciones diferentes. En la Figura 15b se muestra el espectro de aceleraciones en los TPs 13, 14 y 15. Cada pico representa un modo de vibración. Filtrando cada pico y normalizando la amplitud sobre la referencia, permitió identificar los seis modos en un rango de frecuencia hasta 20 Hz. Cuatro de esos modos son de flexión vertical (a 2.4, 7.8, 9.1 y 18.2 Hz) y los otros dos modos son de torsión (a 10.7 y 11.6 Hz). Los primeros dos modos se muestran en la Figura 15c.

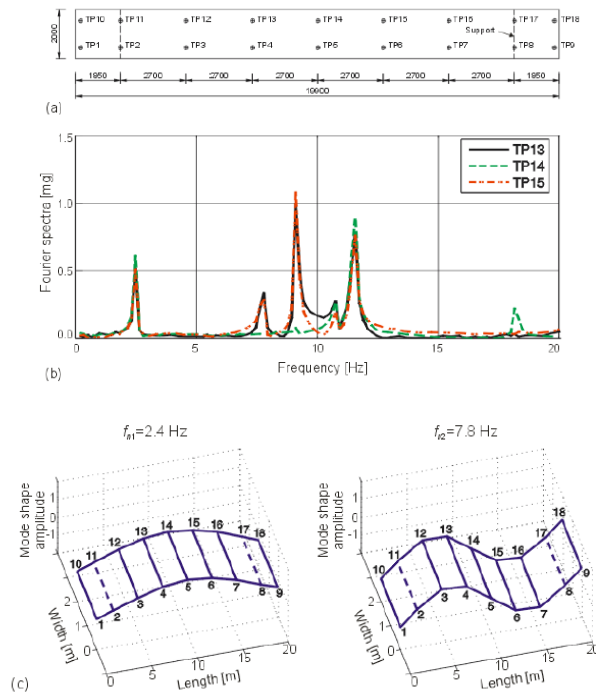


Figura 15. Grid de puntos de medida (a). Espectro de Fourier (b). Primeros dos modos de flexión (c) [59]

### Ensayos con peatones

Consistieron en hacer caminar a un peatón de un extremo a otro de la pasarela durante 100 s y medir la respuesta de aceleración en el punto medio según TP5 en Figura 16a. El peatón fue instruido convenientemente para que caminara de forma que pudiera chequearse la respuesta en el primer y cuarto modo de vibración. Según los resultados, la mayor parte de la energía de respuesta se concentra en la respuesta forzada y en la libre según el primer modo natural de flexión vertical. Otra de las pruebas consistió en cruzar la pasarela a un ritmo mayor al objeto de excitar en resonancia el primer modo de vibración. Como se esperaba, la pasarela sufrió vibraciones de gran amplitud, con un pico de aceleración de casi  $2 \text{ m/s}^2$ . El máximo de aceleración corresponde con un desplazamiento máximo pico - pico de 17 mm.

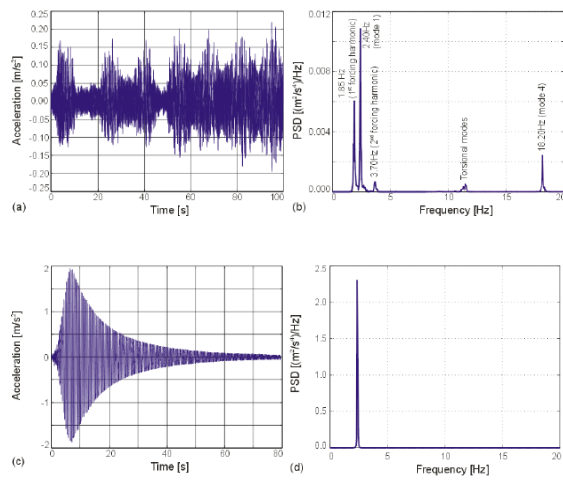


Figura 16. Paso normal, respuesta aceleración (a) y PSD (b). Paso rápido, respuesta aceleración (c) y PSD (d) [59]

Materiales

---



### 3.3 Materiales

El objetivo principal de la investigación ha sido analizar la influencia sobre la biomecánica de los viandantes y su percepción de las vibraciones estructurales sobre diferentes materiales flexibles. Adicionalmente, se ha pretendido valorar cómo dichos recubrimientos pueden afectar al comportamiento vibratorio de las estructuras al ser transitadas así como valorar en qué medida pueden afectar a la percepción de dichas oscilaciones por parte de los peatones que transitan sobre ellas. Previo al estudio sobre el comportamiento del usuario al transitarlas, se ha caracterizado en laboratorio cada uno de los materiales de recubrimiento del pavimento, tanto estática como dinámicamente.

#### 3.3.1 Caucho

Gracias a la aportación de la empresa *Reciclado de Materiales Diversos (RMD)*, se ha puesto a disposición del estudio una serie de muestras (*pads*) de distintas densidades y espesores en dimensiones de 400x400 mm en planta. Ambos espesores han sido idénticos a los espesores de los recubrimientos de la superficie transitable de la pPGB, de 10 y 40 mm, fabricados con la granulometría característica y habitual que se usa en diferentes aplicaciones como superficies deportivas, parques infantiles, etc.



Figura 17. *Pads* de caucho de 10 y 40 mm de espesor

##### 3.3.1.1 Caracterización dinámica

Una de las dudas planteadas antes de la realización de los ensayos ha sido la influencia de la forma de aplicación de las fuerzas. Suponiendo igualmente una posible dependencia con el espesor del material, se ha convenido realizar la caracterización del caucho con el fin de relacionar ambas variables.

A través de la caracterización dinámica se ha buscado analizar el comportamiento del material bajo la acción de una misma fuerza pero estando ésta aplicada con superficies de contacto y en frecuencias diferentes.

Para la caracterización dinámica se han realizado una serie de ensayos utilizándose el AI, la PF y dos acelerómetros. El AI se ha posicionado sobre la PF y los acelerómetros han sido distribuidos entre la parte fija y la móvil del AI, realizándose los ensayos a una frecuencia de muestreo de 100 Hz.

En las siguientes figuras (Figura 18y Figura 19) se muestra la colocación de los *pads* entre el AI y la PF.



Figura 18. Superficie de contacto - S1

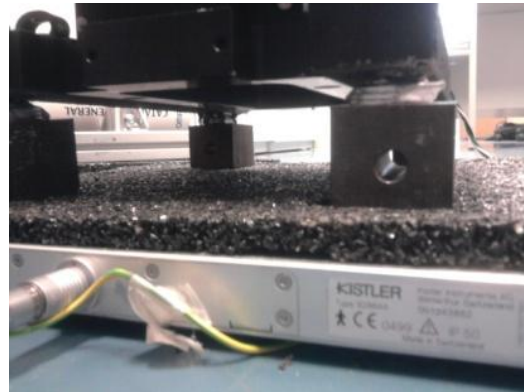


Figura 19. Superficie de contacto - S2

Dada la posibilidad de configurar la superficie de contacto entre los *pads* y el AI, se han realizado ensayos con dos apoyos distintos, S1 y S2, uno con un área de  $S1 = 962 \text{ mm}^2$  y otro con  $S2 = 2500 \text{ mm}^2$ , realizando análisis a 4 frecuencias representativas 2.5, 3, 3.5 y 4 Hz y teniendo en cuenta las recomendaciones recogidas en la bibliografía de especialidad [51] e indicadas en la Tabla 1.

Tabla 1. Frecuencias normales de andar y correr [51]

	Frecuencia promedio (Hz)
<b>Andar</b>	1.88
<b>Correr lento</b>	2.70
<b>Correr rápido</b>	3.41

En la siguiente gráfica, Figura 20, se representa la variación de la rigidez con el espesor y la variabilidad de la rigidez según la presión. Se puede observar que aunque para presiones bajas (apoyado en las superficies S2) la rigidez dinámica es similar (entre 740 y 910 MPa/mm), para presiones altas (utilizando los apoyos S1) se evidencia la dependencia con el espesor (a más capa, menor rigidez) y el usual comportamiento de los materiales elastoméricos (a mayor velocidad de aplicación de la carga, mayor rigidez). Este último efecto sólo se manifiesta si el espesor es suficientemente grande. Estas diferencias son importantes para entender la percepción plantar que tiene el viandante al caminar, ya que con 40 mm de espesor se nota

que el pie se hunde significativamente mientras que con 10 mm apenas se diferencia respecto a un suelo asfaltado.

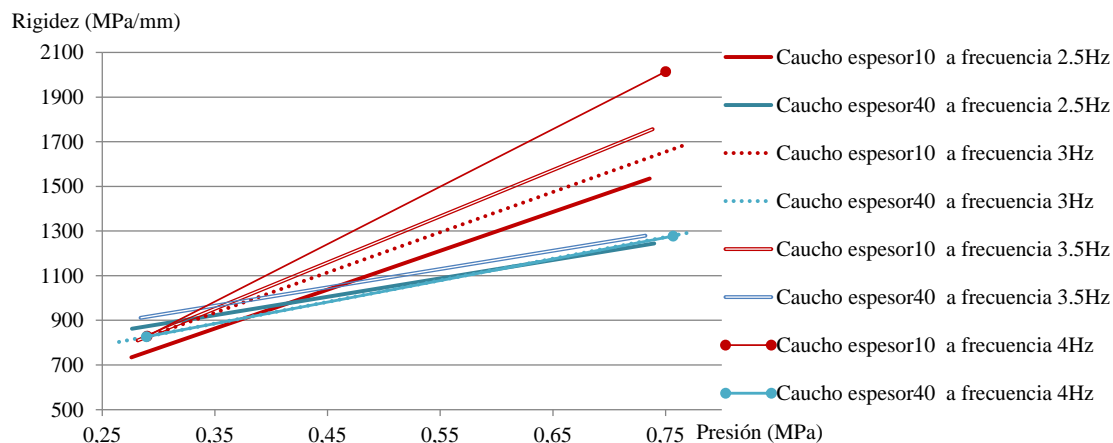


Figura 20. Caracterización dinámica del caucho de diferentes espesores a 2.5 Hz, 3 Hz, 3.5 Hz y 4 Hz

En la Figura 21, puede apreciarse que para una mayor superficie de contacto (S2) no hay una dependencia claramente apreciable en desplazamientos con el espesor del *pad* en ninguna de las frecuencias de estudio. Sin embargo, con la superficie de contacto pequeña (S1), el espesor mayor de *pad* da lugar a desplazamientos mayores. En casi todos los casos, puede intuirse la tendencia a un desplazamiento mayor cuanto menor sea la frecuencia de aplicación de la carga.

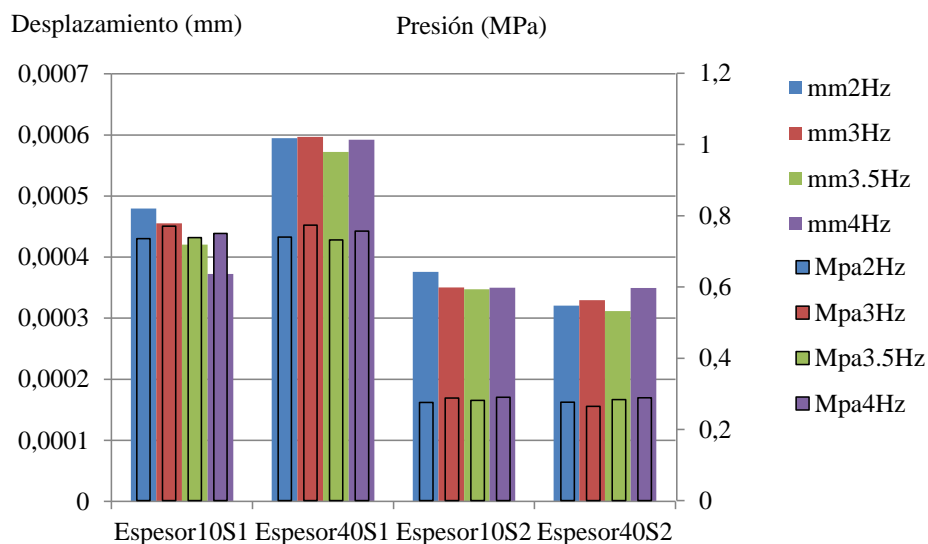


Figura 21. Desplazamiento y presión, para 10 y 40 mm de espesor - apoyo S1 y S2

### 3.3.1.2 Caracterización Estática

La caracterización estática de los *pads* de caucho se ha realizado en la máquina INSTRON, a una frecuencia de registro de 100 Hz y a una velocidad de carga de 600 KN/min, utilizándose

dos acoples denominados platos (superior e inferior) de presión de dimensiones: ( $\text{Ø}50 - \text{Ø}150$  mm), ( $\text{Ø}150 - \text{Ø}150$  mm) respectivamente. Para cada espesor de *pad* (10 y 40 mm), se han realizado dos ensayos, disponiéndose para el análisis dos señales para cada registro, siendo una de ellas la del desplazamiento producido en función del diámetro del plato de compresión usado y otra, la fuerza registrada en kg.

En la Tabla 2 se recogen los datos de masa, longitud, espesor, volumen y densidad para los *pads* estudiados.

Tabla 2. Dimensiones de los *pads* de caucho de espesor 10 y 40 mm

	Masa (kg)	Longitud1 (m)	Longitud2 (m)	Espesor (m)	Volumen (m <sup>3</sup> )	Densidad (g/l)
<b>Pad 10</b>	1.2	0.4	0.4	0.01	0.0016	75
<b>Pad 40</b>	3.9	0.4	0.4	0.04	0.0064	60.93

Del análisis y estudio de dichos registros de carga y desplazamiento se han representado las siguientes gráficas:

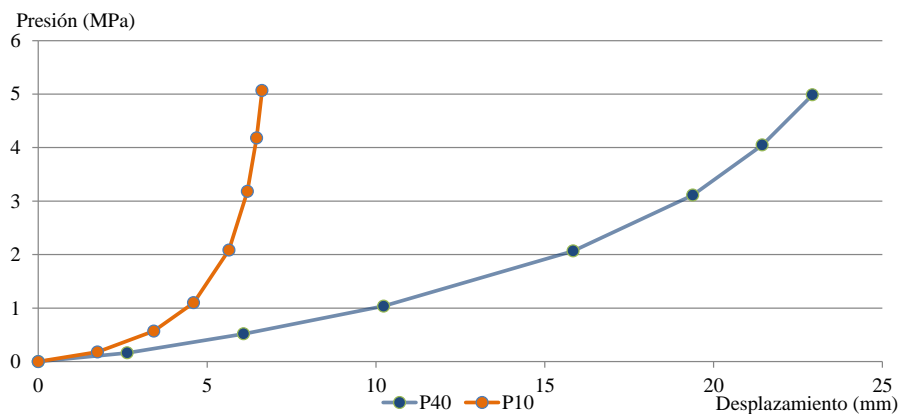


Figura 22. Presión frente a desplazamiento

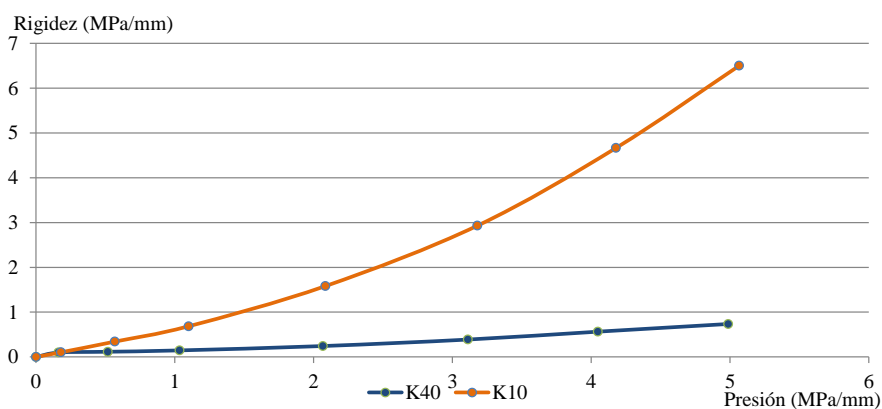


Figura 23. Rigidez frente a presión



En la Figura 22 se puede apreciar el desplazamiento producido para ambos espesores de *pad* aplicando la misma carga. Para la misma fuerza, a mayor espesor de *pad* se experimenta un aumento del desplazamiento. En la gráfica, se representa el valor del desplazamiento hasta 5 MPa de presión.

En la Figura 23 se aprecia el aumento de rigidez de cada *pad* de caucho a medida que aumenta el desplazamiento como consecuencia de la compactación de la matriz del material. Es por ello que se puede entender que, a menor espesor de *pad*, se hace necesario un aumento de la carga para alcanzar el mismo desplazamiento. Por consiguiente a menor espesor, la rigidez aumenta, hecho ya comprobado en el análisis dinámico.

En la Tabla 3, se recogen las rigideces para cada espesor ensayado en la máquina INSTRON, en el entorno de la presión indicada:

Tabla 3. Rigidez de los *pads* de caucho

Presión (MPa)	Rigidez - K (MPa/mm)	
	Espesor 10 mm	Espesor 40 mm
0.1	0.102	0.097
0.5	0.342	0.115
1	0.684	0.145
2	1.580	0.242
3	2.930	0.380
4	4.665	0.563
5	6.502	0.730

### 3.3.2 Foam EVA

Para la caracterización del *foam* se ha calculado la densidad del material empleado a lo largo de la investigación (Figura 24), tomándose medidas de longitud y peso (Tabla 4).

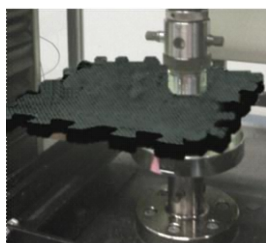


Figura 24. *Foams* EVA

Tabla 4. Dimensiones de las baldosas de *foam*. Espesor 10 mm

	Masa (kg)	Longitud1 (m)	Longitud2 (m)	Espesor (m)	Volumen (m <sup>3</sup> )	Densidad (g/l)
<b>EVA75 (Foam)</b>	0.27	0.6	0.6	0.01	0.0036	75

En los ensayos de percepción que se han realizado en la Universidad de Warwick (UK), se ha empleado como material flexible el etileno vinil acetato de 75 kg/m<sup>3</sup> (EVA75) de 10 mm de espesor. El material EVA es una espuma semi - rígida con comportamiento no lineal viscoelástico. Los ensayos se han realizado empleando una capa de EVA75 de 10 mm de espesor y doble capa de EVA75 (total 20 mm). Es por ello por lo que se ha caracterizado el material sobre estos dos espesores.

De cara a establecer las propiedades del material, se ha vuelto a emplear la máquina INSTRON, sometiendo a ensayos de compresión varias muestras de EVA, colocándolas entre dos platos de compresión de diámetros 150 y 50 mm, con una velocidad de carga de 8.3 mm/s seguida de una fase de descarga.

Se han tomado medidas en puntos diferentes de cada *foam*, promediándose los resultados mediante las gráficas recogidas en la Figura 25 y Figura 26.

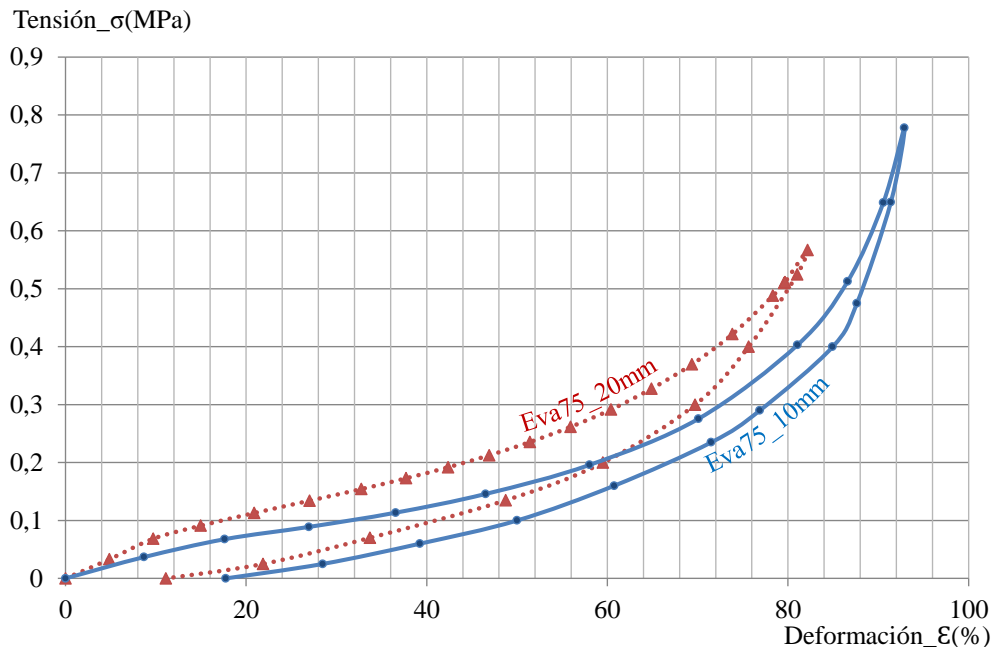


Figura 25. Tensión - Deformación

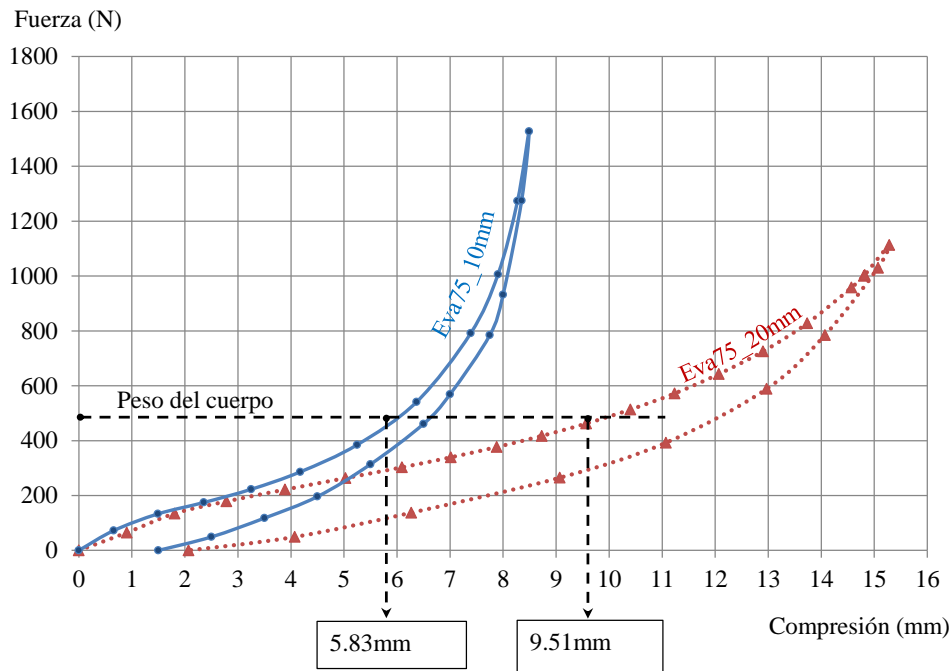


Figura 26. Fuerza - Deformación compresión

Las curvas mostradas corresponden a los resultados de los ensayos cuando se usa una capa de *foam* (EVA75 - 10 mm) o dos capas (EVA75 - 20 mm), promediando diez ensayos en cada una de las configuraciones. En cada ensayo se ha utilizado una muestra de espuma completamente nueva para evitar alteraciones en los resultados a consecuencia de los ciclos de carga.

Se puede destacar que al igual que se ha comprobado con los *pads* de caucho reciclado, la rigidez del material se vio alterada en función del espesor, disminuyendo al aumentar el espesor. En la Figura 26 se ha querido representar lo concluido anteriormente, cuando sobre estos materiales se encuentra el peso aproximado de una persona, con la finalidad de entender que, a más espesor, la rigidez del material se ve reducida y, por lo tanto, ante una misma carga (la del peso de un usuario) el desplazamiento (entendido como lo que se deforma el *foam* EVA75) pasa de 5.83 mm a 9.51 mm al aumentar el espesor, hasta el doble del mismo.



## Resultados

---



## **4. RESULTADOS**

El presente capítulo recoge la valoración de la percepción del peatón, desglosando el procedimiento para la caracterización de la pisada y de la marcha humana. Para finalizar, se expone un resumen general sobre serviciabilidad de estructuras.





## Caracterización de la pisada

---



## 4.1 Caracterización de la pisada

### 4.1.1 Caracterización de laboratorio de la pisada de un usuario

#### 4.1.1.1 Caracterización de la pisada de un usuario sobre forjado (laboratorio) empleando diferentes superficies

Para un mejor entendimiento de la pisada humana, se ha realizado una caracterización de una pisada normal de un sujeto en un escenario con suelo rígido empleado la PF o plataforma dinamométrica.

Las plataformas dinamométricas son sistemas de análisis cinético del movimiento que permiten conocer las fuerzas que el pie ejerce sobre el plano de apoyo durante la pisada.

Así, y durante un periodo de aproximadamente seis minutos se ha obtenido el registro de las diferentes pisadas en el escenario de suelo rígido de la Figura 27. El recorrido corresponde a un individuo de 72 kg de peso y 1.84 m de altura andando a un paso normal. Cada cierto tiempo se pisa con el pie derecho la superficie de la PF, la cual está incrustada en una peana con rampa, para no distorsionar el valor de la medida de fuerza pues podría cambiarse la forma de pisar al encontrarse el escalón que dicha placa genera.

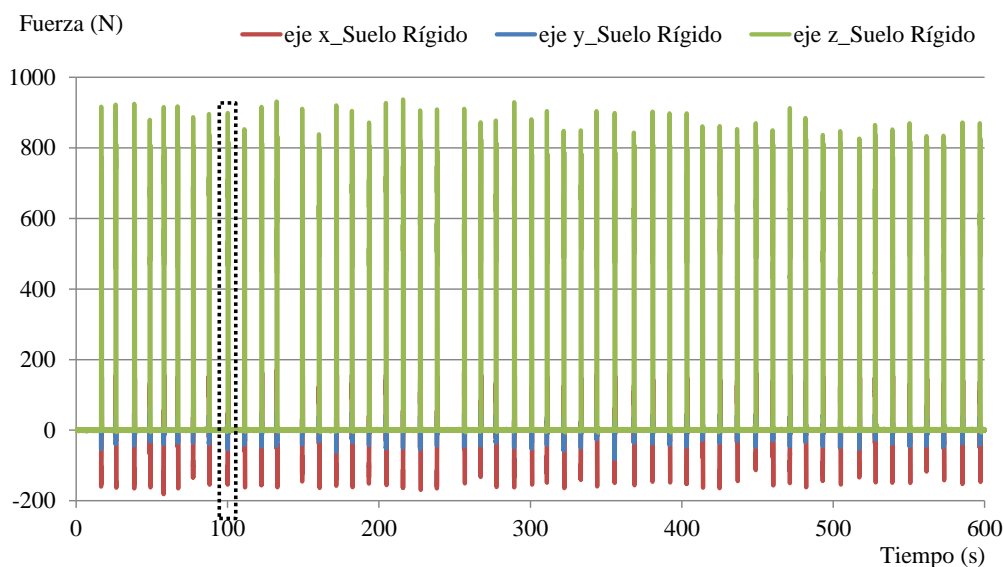


Figura 27. Pisada - placa de fuerzas

Como se puede apreciar en la siguiente gráfica (Figura 28), las reacciones verticales de una pisada (eje Z) tienen una forma típica y reconocible caracterizada por dos picos (P1 y P3) y un valle (P2), siendo el impacto inicial, transición y despegue. En concreto, dicha figura representa la pisada seleccionada en la Figura 27. Además de la fuerza vertical se pueden apreciar las reacciones registradas en las otras direcciones (la dirección X es la dirección de la marcha y la Y es la transversal).

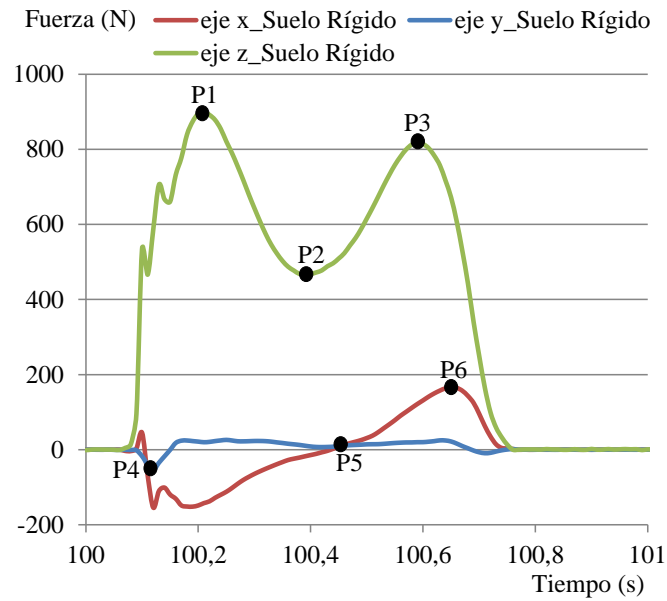


Figura 28. Reacciones de una pisada en la PF para un sujeto de 70 kg

Recordemos que la superficie transitable de la pPGB está dividida en un carril peatonal y otro carril para el tránsito de bicicletas, ambos recubiertos con material viscoelástico de caucho de 40 mm y 10 mm respectivamente. Empleando la misma metodología desarrollada para el caso del suelo rígido se han realizado los estudios comparativos para la caracterización de la pisada (Figura 29) empleando el *pad* de caucho de 10 mm de espesor.

Con el mismo criterio, se ha caracterizado la pisada sobre el *foam* de 10 mm de espesor, ya que en los ensayos de percepción realizados en la Universidad de Warwick (UK) se ha empleado como material flexible el *foam*, como ya se ha comentado.

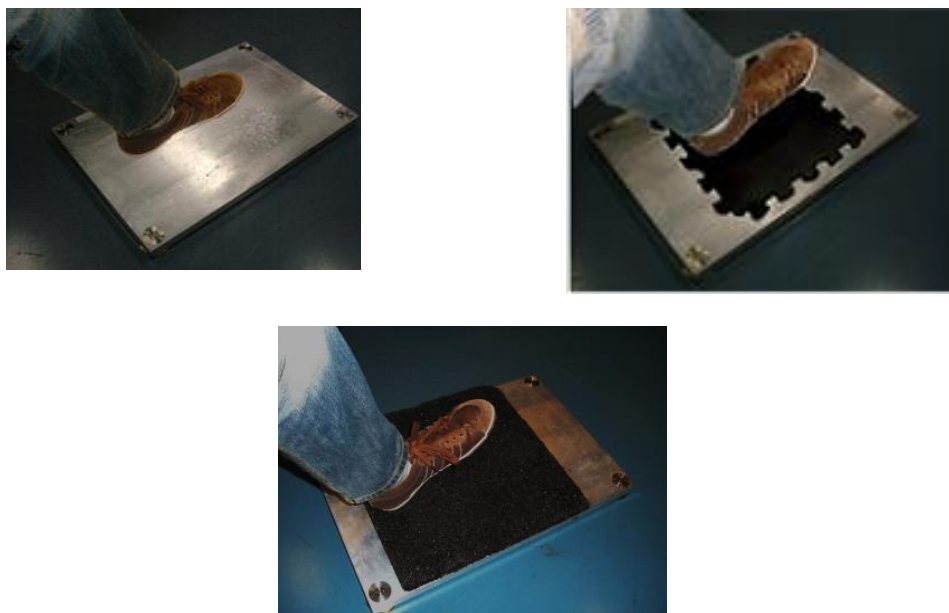


Figura 29. Pisada sobre diferentes superficies

En la Figura 30, se muestra el paso promedio para cada una de las pisadas de los casos mencionados, empleando el mismo procedimiento descrito anteriormente para el caso del suelo rígido (agrupación de las señales).

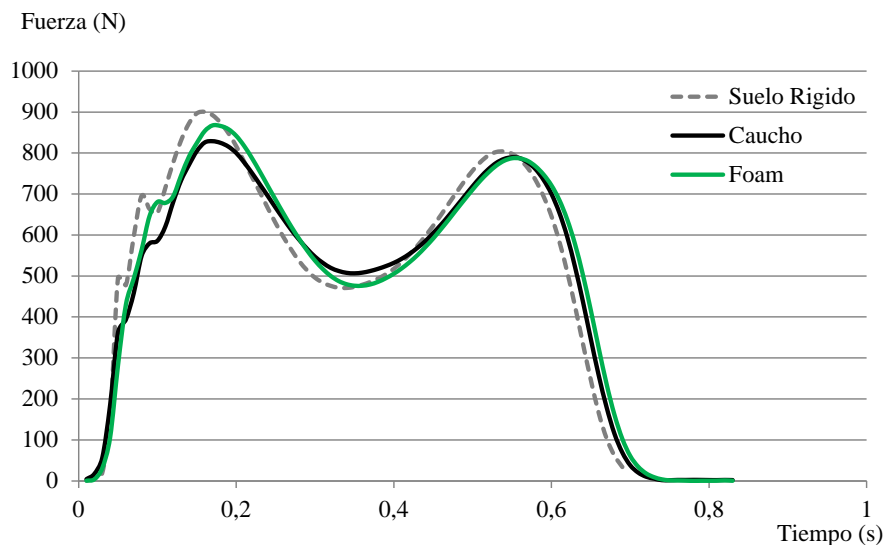


Figura 30. Promedio de las reacciones de la pisada en dirección vertical sobre suelo rígido, caucho y *foam*

Es destacable cómo se refleja la influencia de cada una de las superficies. En la fase de aterrizaje -golpeo del talón contra el suelo- el uso de superficies flexibles no afecta hasta cierto umbral de fuerza, donde el primer pico queda prácticamente absorbido por los recubrimientos y el segundo es filtrado y retrasado por la deformación del mismo. Tras esto, el caucho mitiga en mayor medida el impacto inicial de la pisada (P1 menor) y produce, asimismo, mayor reacción durante la transición del paso (P2 mayor). En la fase de despegue, las superficies blandas influyen en menor magnitud frente al suelo rígido, siendo además muy similares entre sí (P3). De forma global, se puede apreciar cómo el uso de superficies blandas retrasan la reacción de la pisada.

En la Figura 31, se representan también los corredores de las curvas para cada una de las pruebas con el fin de ver la variabilidad de resultados. Aunque es visible cierto solapamiento entre casos en diferentes zonas de las gráficas, la tendencia se sigue poniendo de manifiesto y las conclusiones siguen resultando válidas.

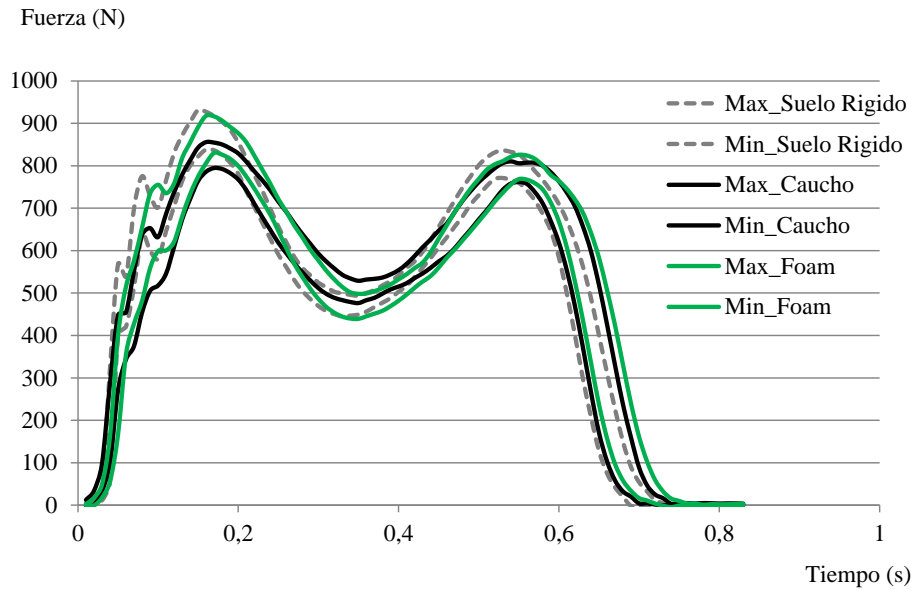


Figura 31. Comparativas de los rangos en dirección vertical (eje Z) para el suelo rígido, caucho y foam

Siguiendo el mismo procedimiento, se ha realizado el análisis en la dirección en la que caminamos (eje X). Aun siendo fuerzas mucho menores, en este caso, en la fase inicial de la pisada -contacto del talón con las superficies- se observa un comportamiento similar al análisis de la componente vertical aunque menos acentuado. Los picos iniciales son filtrados por las superficies flexibles y la fuerza final del impacto se atenúa. En las otras fases de la pisada, la diferencia es menos apreciable.

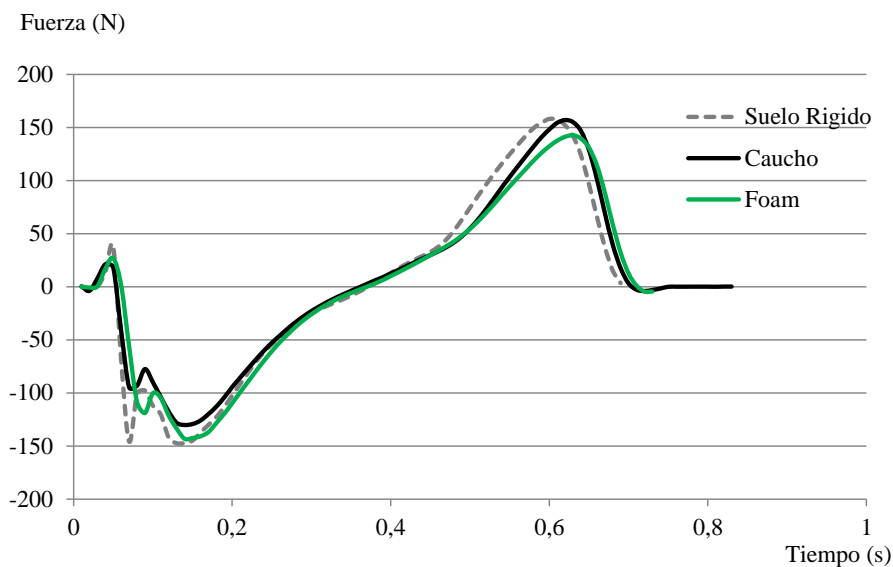


Figura 32. Promedio de las reacciones de la pisada en dirección de la marcha (eje X) sobre suelo rígido, caucho y foam

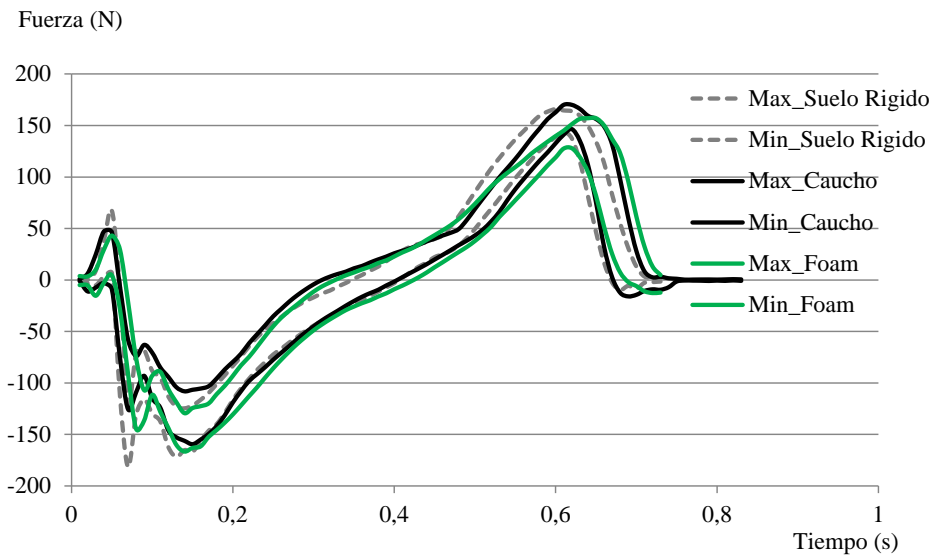


Figura 33. Comparativas de los rangos en dirección de la marcha para el suelo rígido, caucho y foam

Cuando existe una deformación del suelo sobre el que se aplica una fuerza, parte de esta fuerza de acción se pierde en la deformación y la fuerza de reacción es menor. Un ejemplo de esto, es lo que sucede al andar por la playa o sobre una colchoneta, donde cuesta más impulsarse.

Se ha analizado el impulso que, según la bibliografía [60], es el área bajo la curva de las fuerzas de reacción vertical (eje Z). El análisis del impulso tiene como propósito la valoración de la efectividad de nuestra forma de caminar.

Se han calculado tres tipos de impulsos:

- Impulso total (IT) - área de toda la curva
- Impulso de frenada (IF) - área de una zona de la gráfica definida desde el inicio hasta el P1
- Impulso de propulsión (IP) - área de una zona de la gráfica definida desde el P3 hasta el final

El cálculo de los mismos se ha realizado mediante integración con el software *SIGVIEW*. De todas las señales promediadas, se han calculado los impulsos a tener en cuenta, junto a los valores de las fuerzas (FZ\_P1, FZ\_P2, FZ\_P3, FY\_P4, FY\_P5, FY\_P6) y los tiempos (t\_P1, t\_P2, t\_P3, t\_P4, t\_P5, t\_P6) de los picos de las señales (P1, P2, P3, P4, P5 y P6 reflejados en la Figura 28), producidos en dirección Z e Y y recogidos en la Tabla 5:

Tabla 5. Impulsos, valores de los picos y los tiempos en los casos de estudio

Caso	IT	IF	IP	FZ_P1	t_P1	FZ_P2	t_P2	FZ_P3	t_P3
<b>Suelo Rígido</b>	397.55	24.15	24.80	900.42	0.16	803.74	0.54	470.78	0.34
<i>Foam</i>	403.70	23.24	23.22	867.39	0.17	787.19	0.55	476.20	0.36
<b>Caucho</b>	397.31	21.15	24.01	828.87	0.17	789.65	0.55	506.43	0.35

Caso	FY_P6	t_P6	FY_P4	t_P4	FY_P5	t_P5
<b>Suelo Rígido</b>	157.98	0.6	-147.38	0.13	-0.74	0.37
<i>Foam</i>	142.64	0.63	-143.23	0.14	-0.02	0.37
<b>Caucho</b>	156.93	0.62	-130.21	0.14	-0.65	0.36

En la Figura 34 se grafican los tres impulsos definidos de los tres casos analizados y en la Figura 35 se representan las reacciones (picos característicos) y sus tiempos ante diferentes superficies.

Analizando el impulso de frenado, representado en la Figura 34 se puede comprobar cómo su valor disminuye según la flexibilidad de la superficie.

Fijándonos ahora en la propulsión, y con lo afirmado anteriormente, lo que cabe esperar es encontrar el impulso más eficiente de propulsión en el suelo rígido y que a medida que el suelo sea más propenso a deformarse bajo una carga, este impulso sea más bajo. Esto es lo que se extrae de la Figura 34 (columnas de color morado).

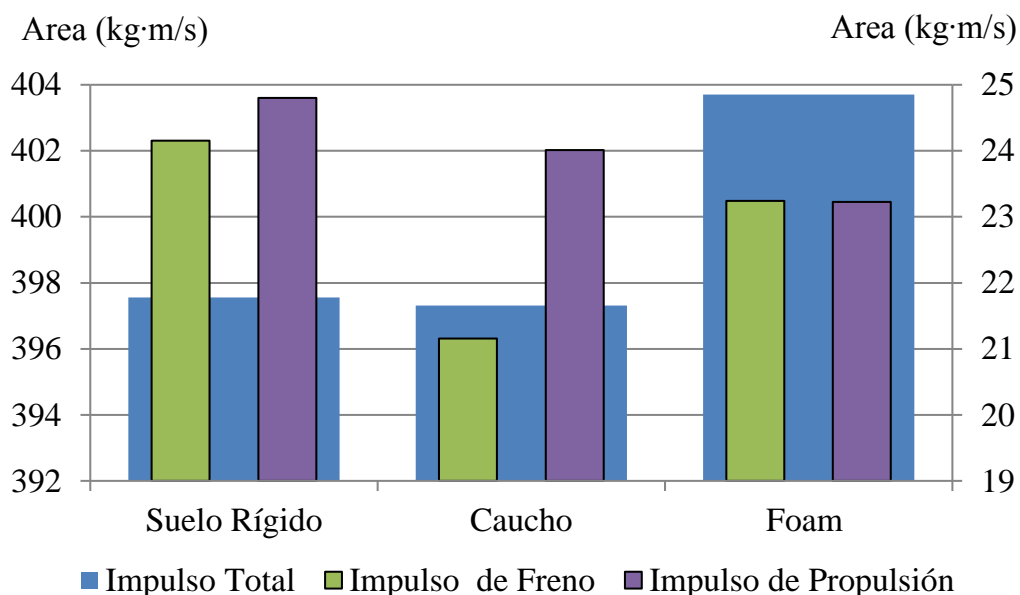


Figura 34. Impulsos ante diferentes superficies



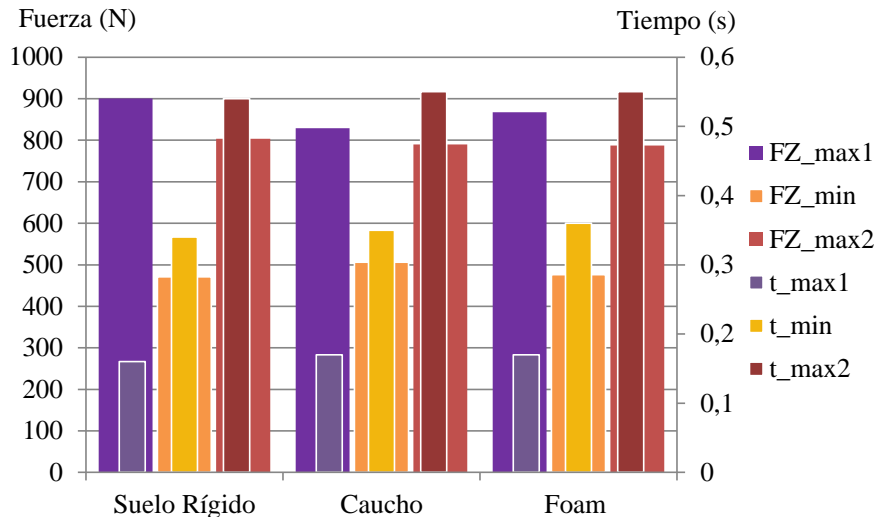


Figura 35. Reacciones ante diferentes superficies

En la Figura 35 se puede comprobar cómo los valores de P1 y P3 se reducen con la flexibilidad del material mientras que P2 aumenta.

#### 4.1.1.2 Caracterización de la pisada de un usuario sobre la pPGB

Con la finalidad de contrastar los resultados de laboratorio con el comportamiento de la pPGB, se han realizado una serie de ensayos sobre la propia pasarela. En la Figura 36, se puede observar como se ha situado la PF sobre la superficie transitada de la pasarela. A fin de evitar una pisada escalonada, se colocó una rampa al lado de la PF.



Figura 36. Equipos para el ensayo de la pisada en la pasarela

Se han registrado pisadas tanto en el CP (Figura 37) como CB (Figura 38). Simultáneamente, se han registrado las vibraciones verticales mediante tres acelerómetros: el primero en la parte rígida de la pasarela (losa de hormigón), el segundo en la superficie de caucho justo al lado de la PF y el tercero en la superficie de dicha placa.



Figura 37. Ensayos en el CP



Figura 38. Ensayos en el CB

En la Figura 39 y Figura 40 se muestran las medias y los intervalos máximos y mínimos de 30 pisadas seleccionadas tanto en el CP (recubrimiento de 40 mm de espesor) como en el CB (recubrimiento de 10 mm de espesor). Se aprecia cómo el pico P1 es significativamente superior en CP mientras que en el pico P3 ocurre lo contrario.

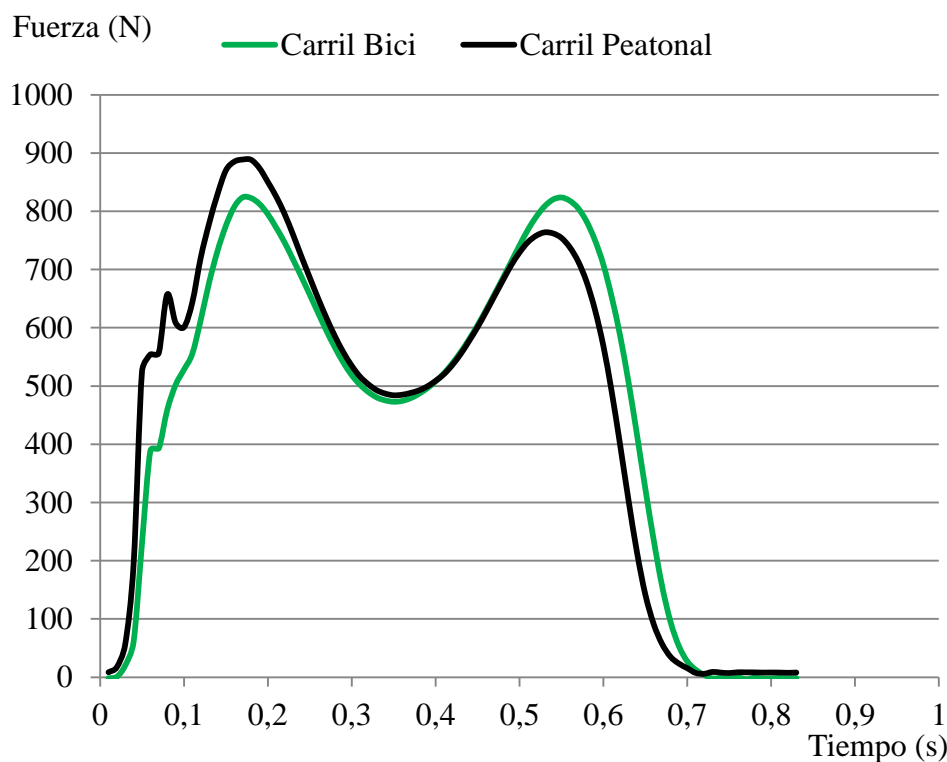


Figura 39. Caracterización de la pisada sobre el caucho en el CB y CP – promedio

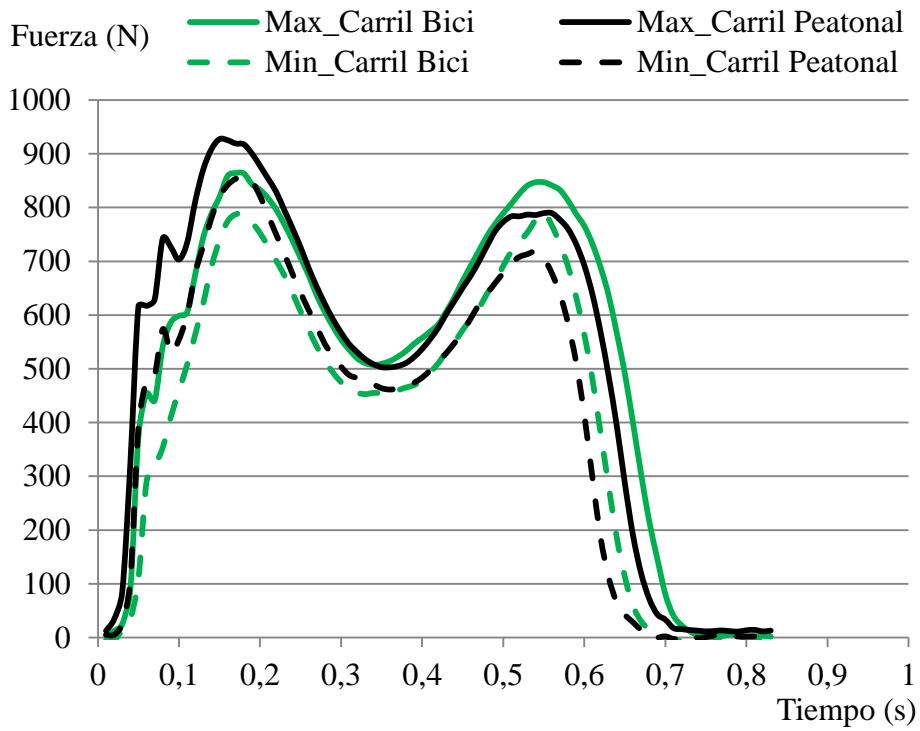
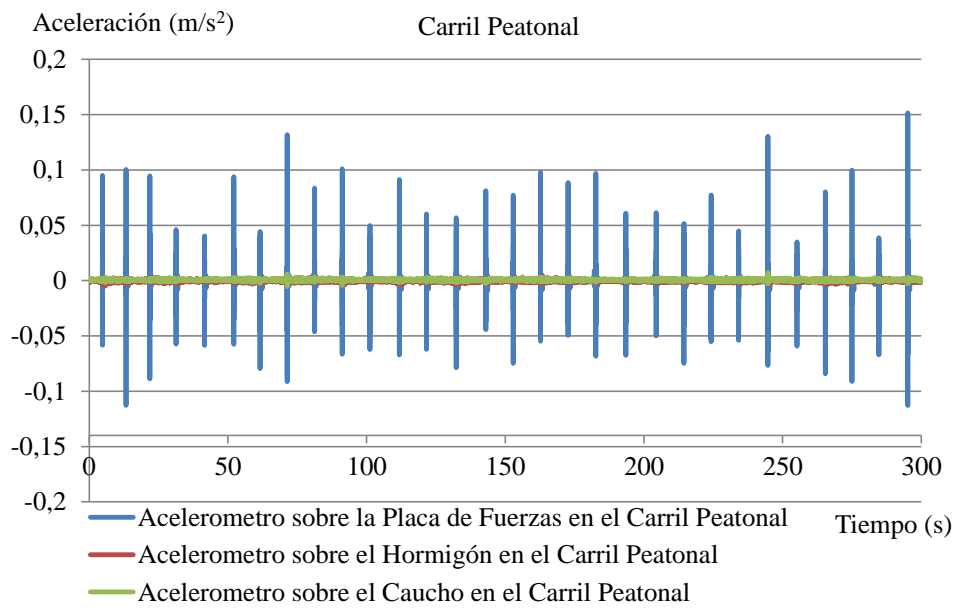


Figura 40. Caracterización de la pisada sobre el caucho en el CB y CP - rango



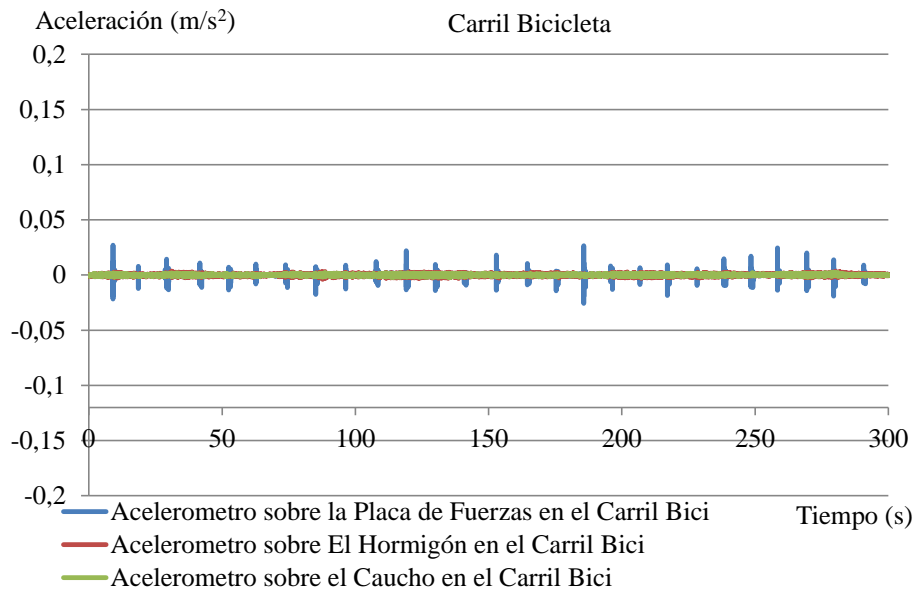


Figura 41. Registro acelerómetros de la pasarela

En la Figura 41 se puede comprobar que sobre el CP, las aceleraciones registradas en la PF son cuatro veces mayores que en el CB. Esto es debido a los mayores desplazamientos que experimenta la PF al estar apoyada en sus 4 soportes (de superficie total =  $380 \text{ cm}^2$ ) sobre una superficie más flexible. Los registros de los otros dos acelerómetros no presentan diferencias, como era de esperar, pues la fuerza ejercida por un solo individuo al caminar afecta poco a la aceleración en la estructura.

#### 4.1.2 Caracterización de la pisada empleando el AI (Actuador Inercial)

Para la representación de las características del paso de los usuarios se ha utilizado un equipamiento formado por: PF, AI y tres acelerómetros (APF, AIb y AIm). El AI se configuró de tal forma que reprodujera una respuesta representativa del comportamiento de una persona al andar. En la Figura 42, se muestran dos imágenes del AI, en primer lugar sobre 40 mm de caucho y en el segundo caso sobre la PF (suelo rígido). Como se ha indicado, la instrumentación constó de tres acelerómetros; dos sobre el AI, en el bastidor (AIb), y sobre la masa móvil (AI m) y un tercero sobre la PF (APF). En las siguientes figuras se muestran estos registros junto con las fuerzas verticales obtenidas de la APF.

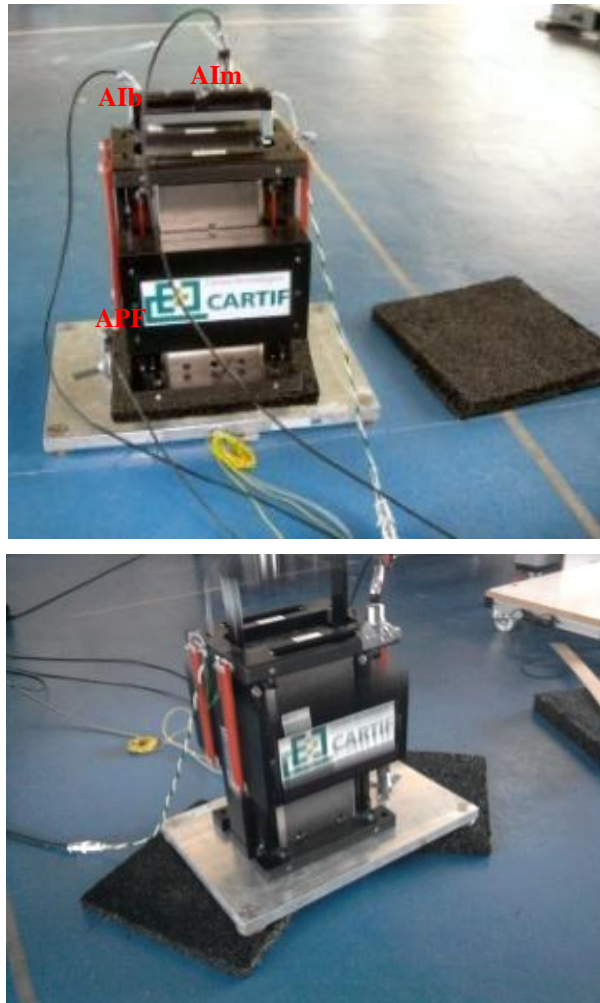


Figura 42. Caracterización de la pisada empleando el AI

Al actuador inercial se le ha proporcionado un movimiento mediante una señal senoidal con una frecuencia de 3.5 Hz, consiguiendo una fuerza máxima de aproximadamente 750 N. El efecto producido presenta similitudes con el ejercido por una persona sobre el suelo al andar, sobre todo en lo que respecta la componente principal en frecuencia. Para este estudio no se ha considerado necesario reproducir de forma exacta la forma de la pisada (línea discontinua de la Figura 43).

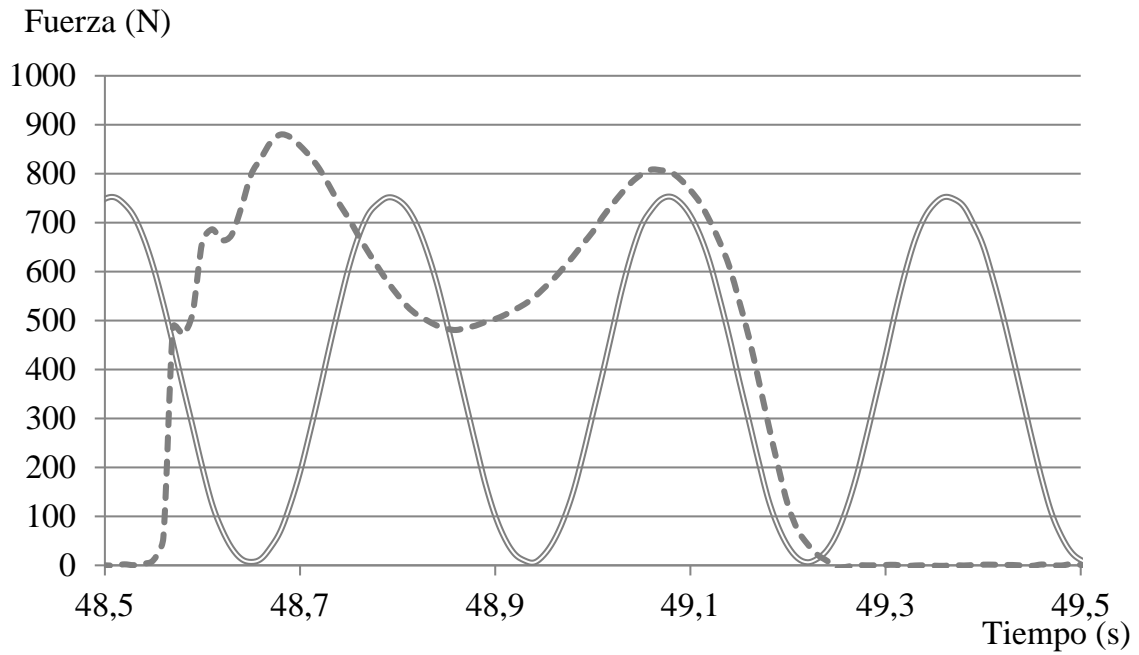


Figura 43. Comparativa del paso patrón con una señal senoidal generada por el AI

Obteniendo la amplitud y la frecuencia necesaria para simular el paso de una persona empleando el AI, en la Figura 44 y Figura 45, se reflejan tres gráficas que recogen las aceleraciones de la parte fija y de la base de la PF aumentando ambas en general con el aumento del espesor del caucho.

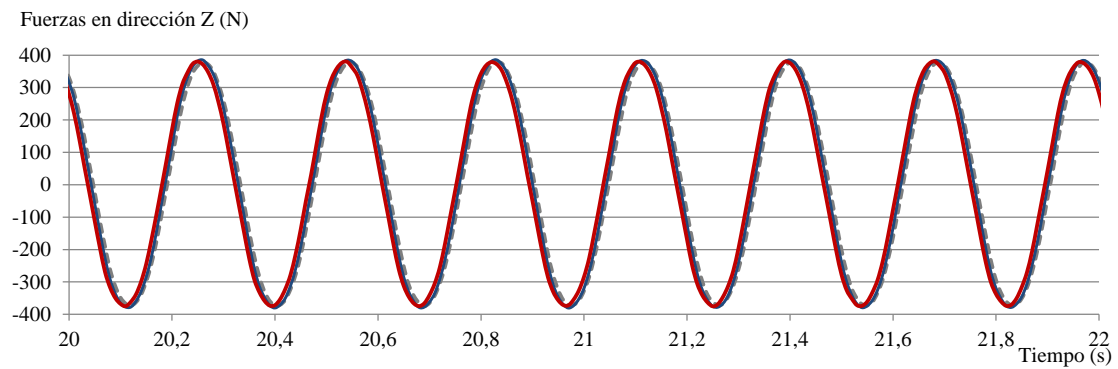


Figura 44. Fuerzas en Z del suelo rígido y el caucho de 10 y 40 mm de espesor

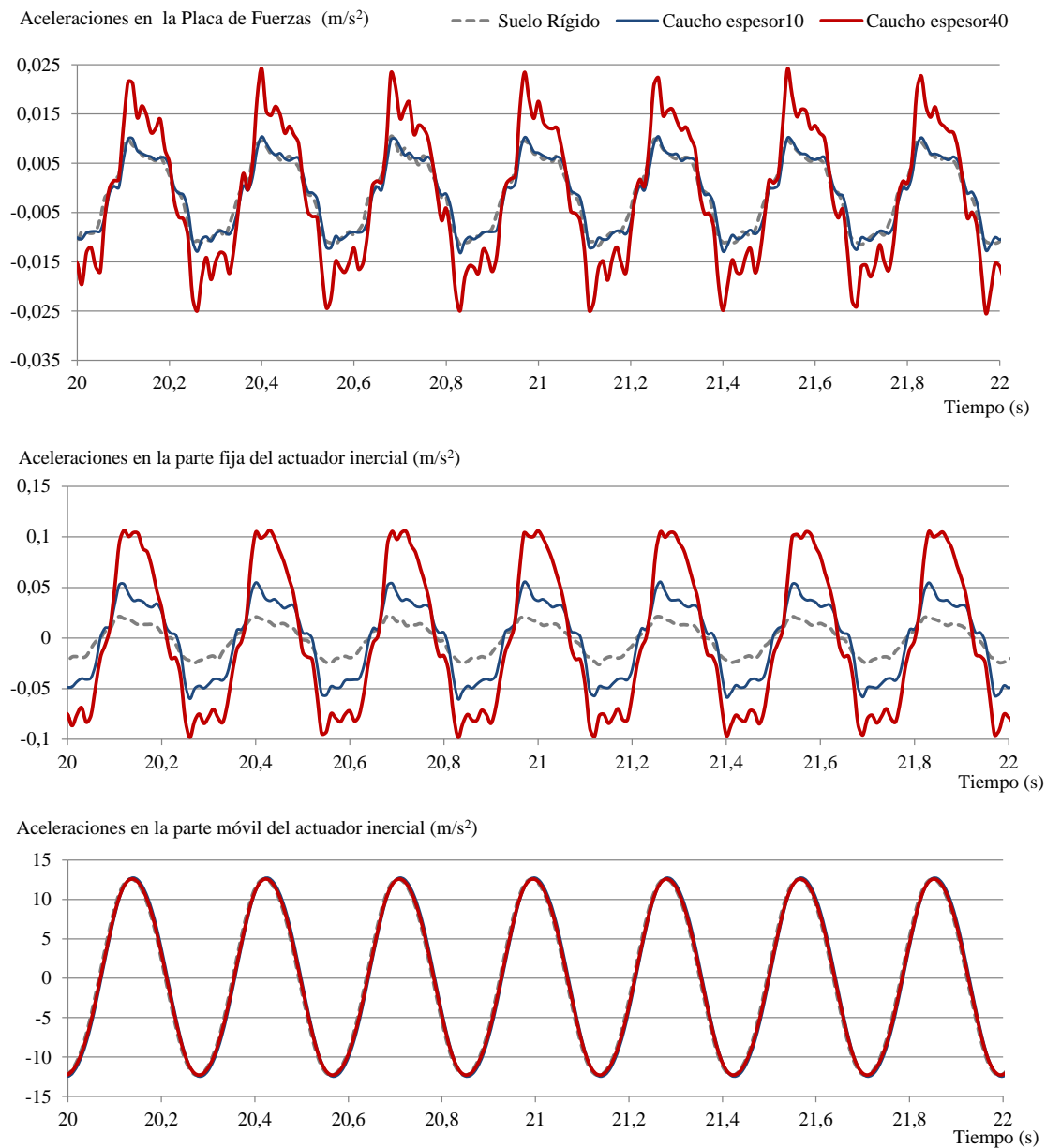


Figura 45. Aceleraciones en Z del suelo rígido y el caucho de 10 y 40 mm de espesor

### 4.1.3 Análisis de las aceleraciones

Con la finalidad de realizar un estudio sobre estas aceleraciones, se ha implementado en el programa de cálculo Matlab una rutina que consiste en la lectura de las señales del análisis para obtener a partir de ellas, y de forma automática, una serie de indicadores con los que se ha trabajado durante toda la investigación. Estos indicadores son el RMS (valor eficaz o cuadrático también llamado equivalente), RMSw (valor eficaz ponderado), MTVV (valor máximo de vibración transitoria), MTVVw (valor máximo ponderado de la vibración transitoria), VDV (valor de la dosis de la vibración), a\_max (aceleraciones máximas),

a\_wmax (aceleración máxima ponderada), a\_min (aceleración mínima), a\_wmin (aceleración mínima ponderada), mostrados en la Tabla 6.

Tabla 6. Análisis de las señales de aceleración ( $m/s^2$ ) y fuerzas (N)

Posición Acelerómetro	RMS	RMSw	MTVV	MTVVw	VDV	a_max	a_wmax	a_min	a_wmin
PF_suelo rígido	4,28E-03	1,28E-03	4,78E-03	2,09E-03	5,18E-03	1,94E-02	8,95E-03	-1,47E-02	-4,11E-03
AIb_suelo rígido	6,18E-03	3,26E-03	6,88E-03	3,88E-03	1,34E-02	3,76E-02	1,38E-02	-2,46E-02	-1,06E-02
AIIm_suelo rígido	4,67E+00	3,57E+00	4,81E+00	3,65E+00	1,10E+01	7,10E+00	5,05E+00	-6,67E+00	-5,19E+00
PF_caucho10	3,50E-03	6,30E-04	4,48E-03	8,76E-04	2,13E-03	2,64E-02	3,56E-03	-2,54E-02	-5,08E-03
AIb_caucho10	6,10E-03	3,34E-03	1,34E-02	4,23E-03	1,07E-02	1,09E-01	1,40E-02	-9,66E-02	-2,20E-02
AIIm_caucho10	4,72E+00	3,61E+00	4,81E+00	3,67E+00	1,11E+01	7,06E+00	5,04E+00	-6,72E+00	-5,25E+00
PF_caucho40	3,74E-03	1,10E-03	4,66E-03	1,21E-03	3,38E-03	7,75E-03	3,36E-03	-3,37E-02	-5,23E-03
AIb_caucho40	6,13E-03	3,35E-03	1,28E-02	4,29E-03	1,06E-02	4,35E-02	1,33E-02	-1,28E-01	-2,32E-02
AIIm_caucho40	4,68E+00	3,58E+00	4,78E+00	3,65E+00	1,10E+01	7,03E+00	5,00E+00	-6,67E+00	-5,21E+00

Profundizando en los análisis de los resultados recogidos en la Tabla 6, al graficar los valores del MTVVw, se puede apreciar el comportamiento del acelerómetro colocado en la base de la PF y del ubicado en la parte fija del AI, para los ensayos sobre el suelo rígido y sobre los *pads* de caucho de 10 mm y 40 mm de espesor.

En la Figura 46 se puede comprobar que, para el caso de espesor de 40 mm, el valor analizado de la aceleración aumenta.

- RMS de aceleraciones en la Placa de Fuerza
- RMS de aceleraciones en parte fija del AM
- RMSw de aceleraciones en la Placa de Fuerza
- RMSw de aceleraciones en parte fija del AM

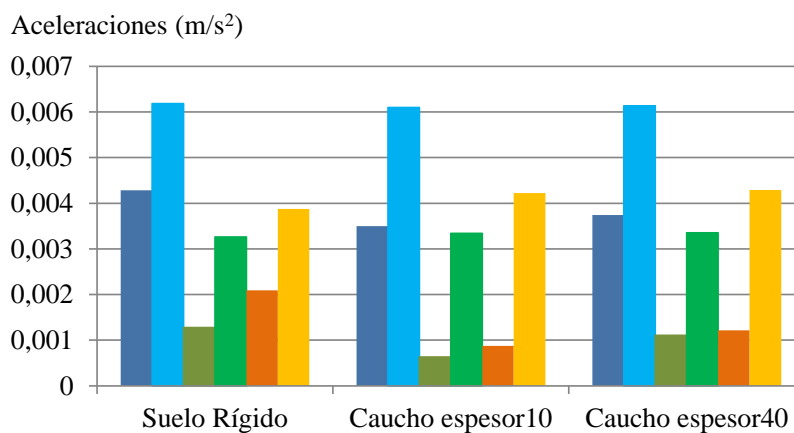


Figura 46. Comportamiento MTVVw para el acelerómetro situado en la PF y en el AI de la parte fija



## Caracterización de la marcha

---



## 4.2 Caracterización de la marcha

Como se ha mencionado anteriormente, con el fin de caracterizar la marcha y cuantificar la percepción de los usuarios al transitar sobre diferentes superficies flexibles en estructuras esbeltas se han realizado una serie de ensayos en la pPGB y en la pWB. Las respectivas descripciones técnicas de ambas estructuras se encuentran recogidas en el presente documento.

Ciertos resultados de la caracterización de la marcha, se han reflejado en los artículos: *“Improvement comfortability through adding soft rubber pavement on lively footbridges”*, presentado en el congreso EVACES de 2011, *“Discomfort evaluation on lively footbridges with soft-rubber pavement”* y *“Quantifying differences between walking locomotion on rigid and flexible pavements”*, presentados en los congresos IMAC-XXX, IMAC-XXXI respectivamente. Es por ello, por lo que los siguientes apartados sirven para complementar dicha información.

### 4.2.1 Ensayos realizados en la pPGB

Al objeto de caracterizar la marcha de un sujeto que transita la pPGB se han realizado una serie de ensayos, con dos sujetos de diferente fisionomía (mujer de 1.60 m de altura / 45 kg y hombre de 1.84 m de altura / 72 kg).

Ambos sujetos se han sensorizado colocándose acelerómetros piezoeléctricos en tres puntos considerados representativos del cuerpo (puntera, talón y cadera). En la fase de postprocesado se han analizado los registros de aceleraciones muestreados a 100 Hz, para tratar de identificar diferencias entre las 4 áreas identificadas (denotados como “escenarios”) en la Figura 48 (suelo rígido, suelo con caucho, pasarela en la parte del CP y pasarela en la parte del CB).



Figura 47. Instante durante la toma de datos caminando por el CP

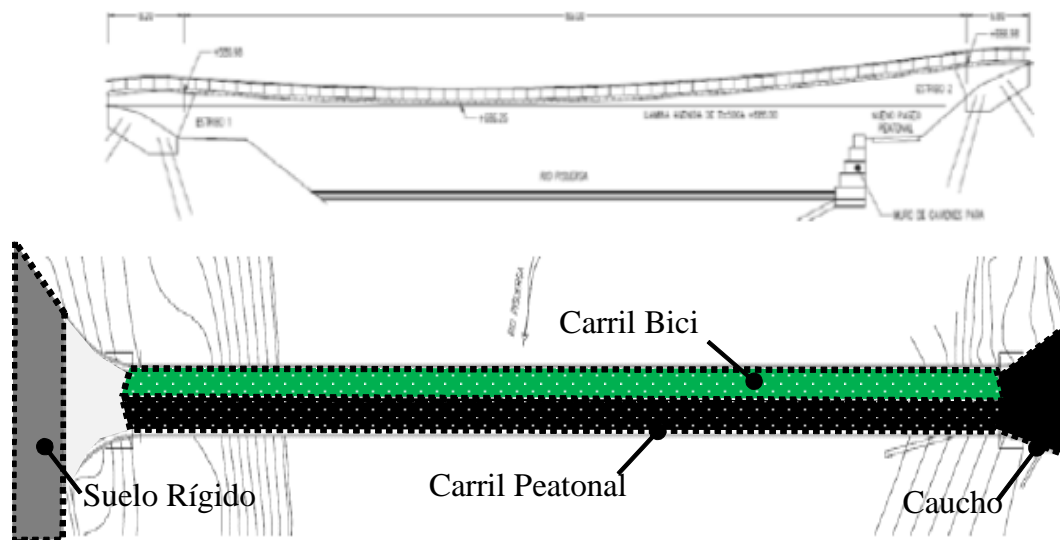


Figura 48. Escenarios de los ensayos

Al igual que se ha hecho para la caracterización de la pisada, agrupando una serie de pisadas registradas por cada escenario, con la finalidad de obtener una pisada patrón o promediada, se han caracterizado las aceleraciones registradas por los tres acelerómetros en cada escenario. En la Figura 50 y Figura 51 se representa únicamente el caso del suelo rígido, con el propósito de mostrar la apariencia de los registros de los tres acelerómetros y definir los parámetros que se medirán. En cada figura se superponen 10 registros característicos.

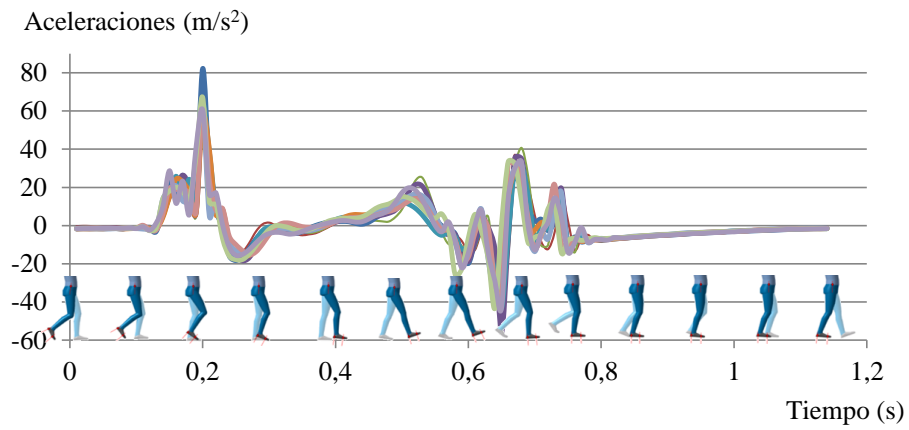


Figura 49. Registros del acelerómetro colocado en la puntera

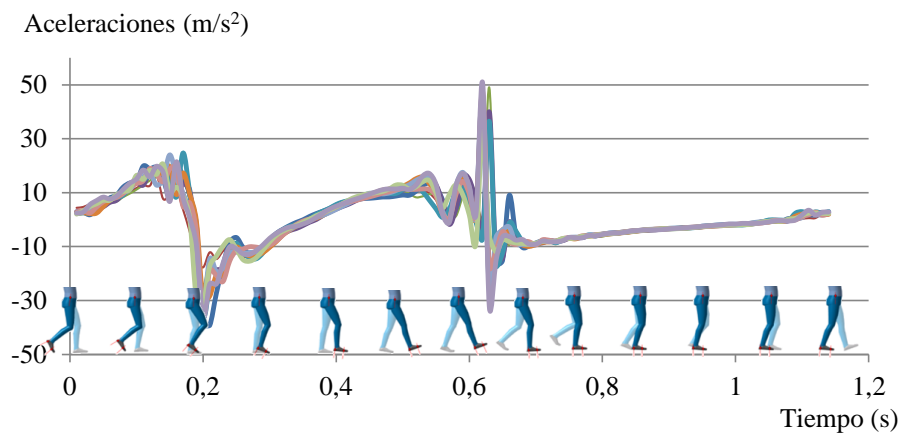


Figura 50. Registros del acelerómetro colocado en el talón

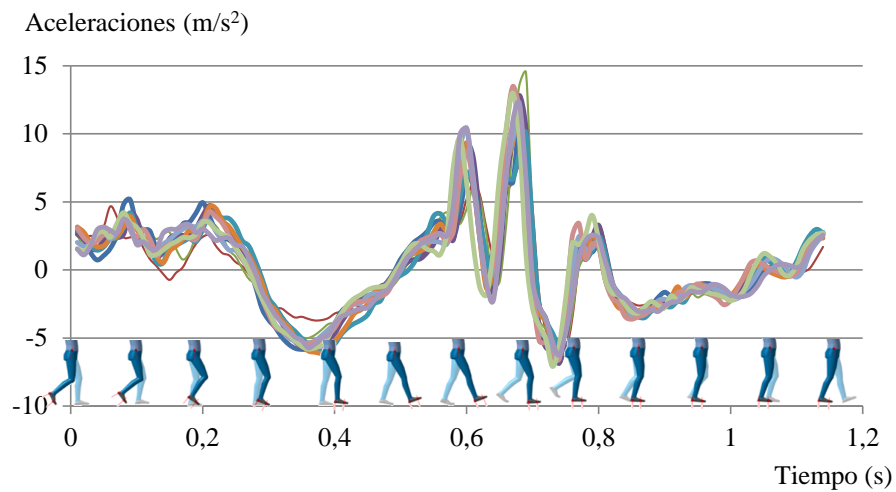


Figura 51. Registros del acelerómetro colocado en la cadera

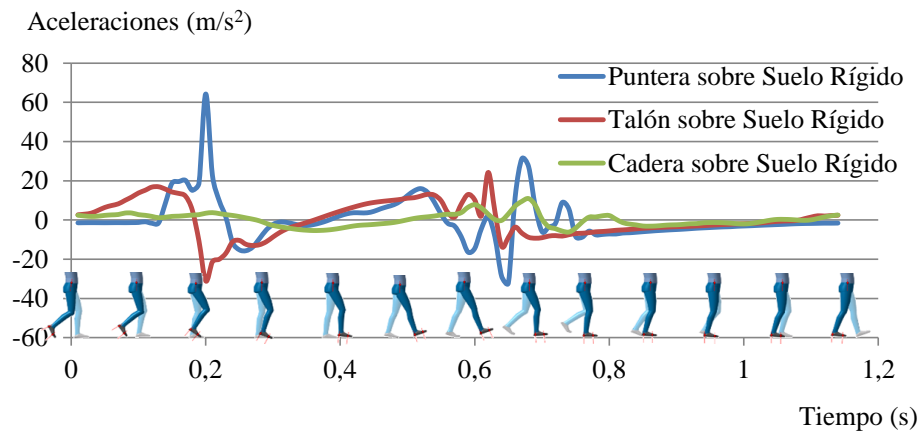


Figura 52. Registros de aceleración promediados

Los promedios se muestran en la Figura 52. En todos los casos se ha considerado como inicio del ciclo el instante en el que el pie derecho se despega del suelo. En dicha figura se observa que el apoyo del talón derecho aproximadamente en el tiempo 0.6 s.

Con el objeto de cuantificar amplitudes y tiempos entre dos pasos consecutivos se han definido las magnitudes indicadas en las Figura 53, Figura 54 y Figura 55. En la Tabla 7 se resumen los valores obtenidos del postprocesado de estos registros.

Para cada localización de acelerómetro y evaluando diez veces un conjunto de dos pasos consecutivos representativos, se han comparado los parámetros  $\Delta a_0$ ,  $\Delta a_1$ ,  $a$  y  $\Delta t$  definidos de cada escenario objeto de estudio (Figura 51, Figura 52 y Figura 53), donde:

- $\Delta a_0$ : es la amplitud o incremento entre la media de los valores de la zona 1 y la media de los valores de la zona 2.
- $\Delta a_1$ : representa el rango en el que aseguramos que cualquier punto de la zona 3 de cualquier otro par de pasos, caerá dentro de este rango definido por el máximo y el mínimo de los pasos evaluados.
- $a$ : es la separación de la media de los valores de la zona 3 con respecto al cero.

Para los valores en dirección horizontal (eje tiempos), tenemos el valor  $\Delta t$  que representa lo mismo que  $\Delta a_1$ , el cual se espera que tenga un valor mayor cuanto más flexible sea la superficie transitable.

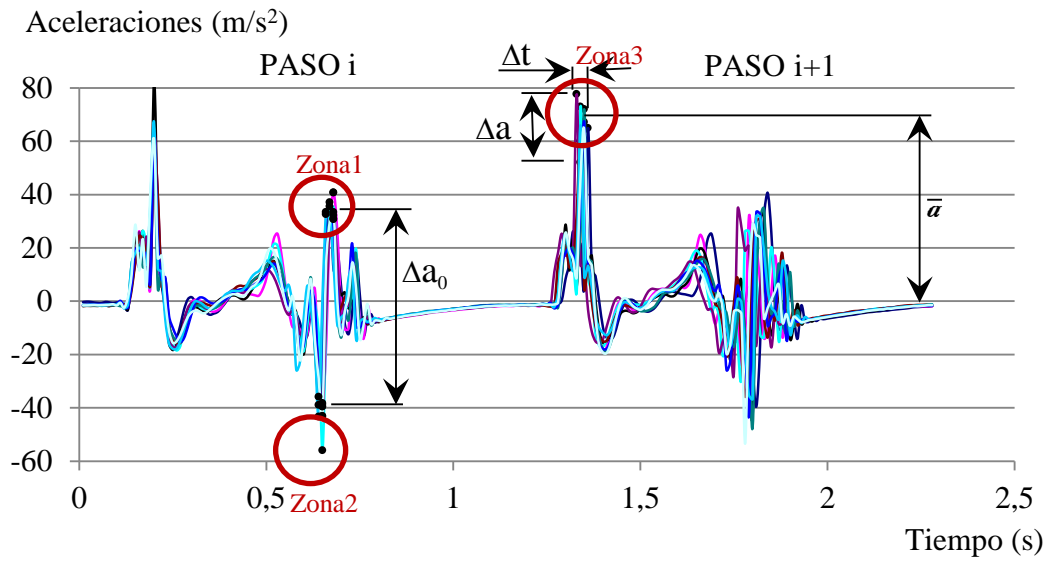


Figura 53. Comparación  $\Delta a_0$ ,  $\Delta a$  y  $\Delta t$  - puntera

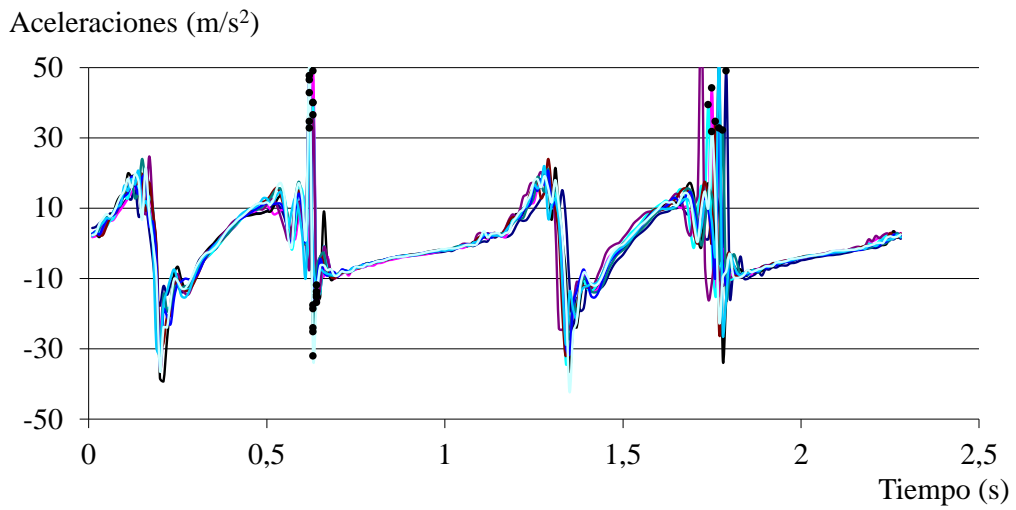


Figura 54. Comparación  $\Delta a_0$ ,  $\Delta a$  y  $\Delta t$  - talón

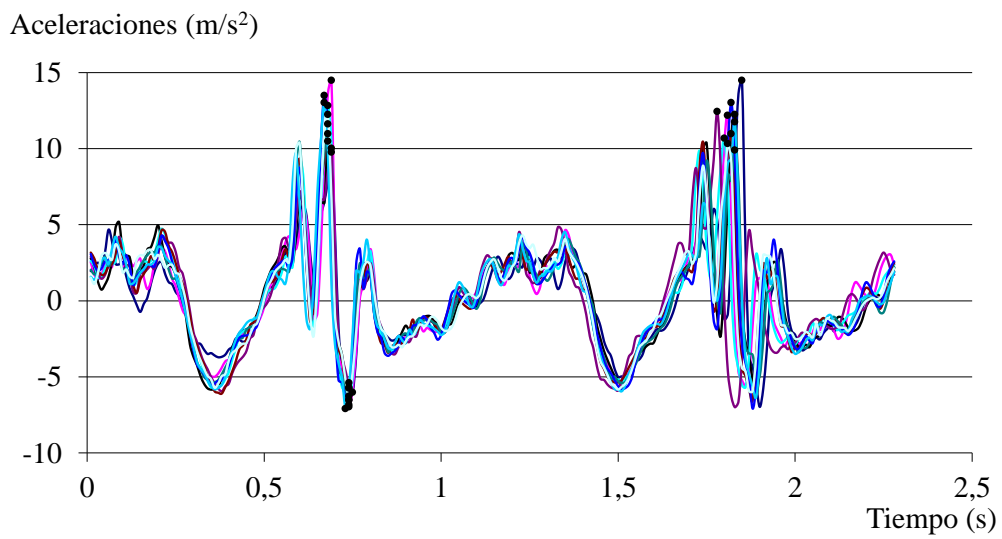


Figura 55. Comparación  $\Delta a_0$ ,  $\Delta a$  y  $\Delta t$  - cadera

Tabla 7.  $\Delta a_0$ ,  $\Delta a_1$ , a y  $\Delta t$  - cadera, talón y puntera en las 3 zonas

		MínimoX	MínimoY	MáximoX	MáximoY	TiempoX	AmplitudY	Desviación TípicaX	MediaX	MediaY	Desviación TípicaY	$\Delta a_0$			
█	Cadera	Zona1	0.67	9.77	0.69	14.48	0.02	4.72	0.01	0.68	11.89	1.40	18.20		
		Suelo	Zona2	0.73	-7.09	0.75	-5.40	0.02	1.69	0.01	0.74	-6.31		0.57	
		Rígido	Zona3	1.78	9.90	1.85	14.48	0.07	4.59	0.02	1.82	11.79		1.01	
	Puntera	Zona1	0.66	30.74	0.68	40.71	0.02	9.98	0.01	0.67	34.73	3.69		76.40	
		Suelo	Zona2	0.64	-56.03	0.65	-35.91	0.01	20.12	0.01	0.65	-41.67			5.61
		Rígido	Zona3	1.33	52.12	1.36	77.65	0.03	25.53	0.01	1.35	65.76			7.32
	Talón	Zona1	0.62	32.77	0.63	50.71	0.01	17.94	0.01	0.63	42.01	6.28		61.05	
		Suelo	Zona2	0.63	-32.11	0.64	-11.93	0.01	20.18	0.01	0.64	-19.01			6.25
		Rígido	Zona3	1.72	31.70	1.79	68.56	0.07	36.87	0.02	1.76	43.73			12.03
█	Cadera	Zona1	0.66	7.68	0.70	14.14	0.04	6.47	0.02	0.68	10.84	1.52	15.60		
		Caucho	Zona2	0.72	-6.13	0.77	-3.57	0.05	2.56	0.02	0.75	-4.77		0.86	
			Zona3	1.74	9.16	1.91	14.72	0.17	5.56	0.04	1.84	11.41		2.25	
	Puntera	Zona1	0.65	19.16	0.70	36.51	0.05	17.35	0.02	0.68	27.44	4.93		53.26	
		Caucho	Zona2	0.59	-32.94	0.67	-16.86	0.08	16.08	0.02	0.64	-25.83			4.54
			Zona3	1.3	45.03	1.41	73.07	0.11	28.05	0.03	1.35	57.12			9.22
	Talón	Zona1	0.60	18.80	0.65	62.57	0.05	43.77	0.12	0.63	37.38	11.69		52.04	
		Caucho	Zona2	0.62	-21.35	0.69	-9.53	0.07	11.82	0.03	0.65	-14.66			3.93
			Zona3	1.67	26.72	1.86	50.51	0.19	23.79	0.05	1.78	38.67			12.58
█	Cadera	Zona1	0.60	5.53	0.69	13.36	0.09	7.83	0.03	0.66	9.58	3.31	11.66		
		Carril	Zona2	0.66	-4.24	0.76	-0.42	0.10	3.83	0.03	0.72	-2.08		1.18	
		Peatonal	Zona3	1.73	7.88	1.94	17.32	0.21	9.44	0.07	1.82	10.38		2.58	
	Puntera	Zona1	0.65	16.47	0.71	37.57	0.06	21.10	0.02	0.68	28.72	6.97		57.48	
		Carril	Zona2	0.59	-35.19	0.71	-12.05	0.12	23.15	0.04	0.64	-22.76			6.58
		Peatonal	Zona3	1.32	48.97	1.43	85.46	0.11	36.49	0.04	1.37	65.96			12.60
	Talón	Zona1	0.58	7.50	0.65	50.63	0.07	43.13	0.02	0.62	32.00	12.77		46.35	
		Carril	Zona2	0.62	-22.50	0.70	-7.86	0.08	14.64	0.03	0.65	-14.35			5.24
		Peatonal	Zona3	1.69	12.99	1.90	66.98	0.21	53.99	0.05	1.77	34.14			15.66
█	Cadera	Zona1	0.59	6.97	0.68	20.11	0.09	13.15	0.03	0.65	11.49	4.39	14.87		
		Carril	Zona2	0.63	-9.22	0.76	-0.88	0.13	9.34	0.04	0.72	-3.38		2.13	
		Bici	Zona3	1.71	8.83	1.91	20.11	0.20	11.28	0.06	1.81	11.51		3.57	
	Puntera	Zona1	0.65	17.06	0.71	59.80	0.06	42.74	0.02	0.69	32.72	12.28		66.29	
		Carril	Zona2	0.63	-53.45	0.65	-22.03	0.02	31.42	0.01	0.64	-33.56			10.48
		Bici	Zona3	1.31	43.95	1.42	87.64	0.11	43.69	0.04	1.36	72.44			13.03
	Talón	Zona1	0.59	9.98	0.64	66.72	0.05	56.74	0.02	0.62	28.19	16.77		45.21	
		Carril	Zona2	0.61	-27.65	0.66	-9.03	0.05	18.62	0.02	0.64	-17.02			5.60
		Bici	Zona3	1.71	15.65	1.86	73.19	0.15	57.54	0.05	1.78	44.46			19.58
						$\Delta t$	$\Delta a_1$					<b>a</b>			

A continuación se mostrarán una serie de gráficas con la finalidad de interpretar los valores recogidos en la Tabla 7.



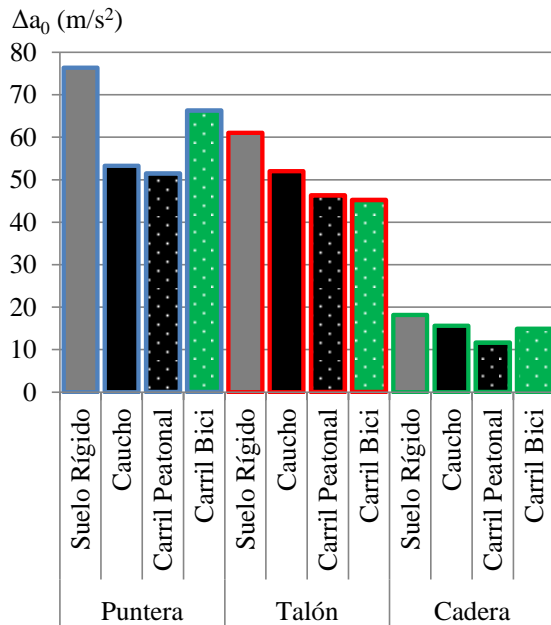


Figura 56.  $\Delta a_0$  - cadera, puntera y talón

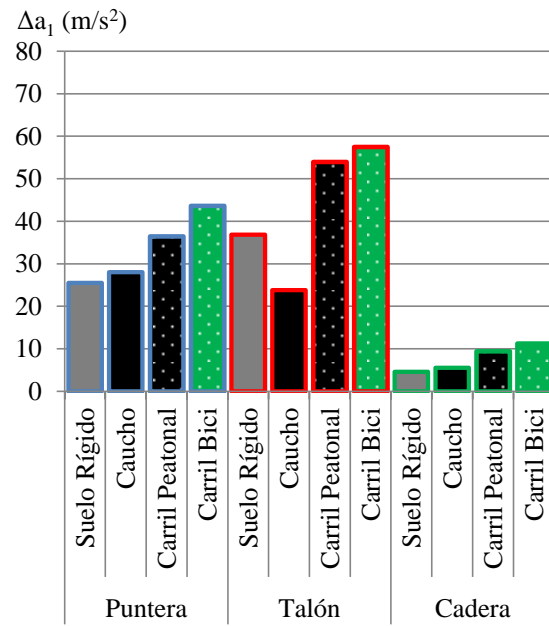


Figura 57.  $\Delta a_1$  - cadera, puntera y talón

Atendiendo a la Figura 56, donde se muestra el valor  $\Delta a_0$ , se puede comprobar cómo la amplitud es mayor sobre suelo rígido. Igualmente, si nos fijamos en la cadera, por ser un punto más representativo del centro de gravedad del cuerpo, se aprecia cómo cuando andamos sobre la pasarela, esta amplitud se ve reducida respecto al andar sobre el caucho sin posibilidad de vibración. Destacable es el crecimiento que tiene este valor en el CB sobre el CP, lo que permite concluir que una superficie dura y poco flexible provoca aceleraciones mayores debido a golpes o rebotes más pronunciados al contactar el talón con la superficie.

En la Figura 57,  $\Delta a_1$ , cabe esperar que, cuanto menor sea ese valor, más precisión tenemos en nuestro paso, y, por tanto, más normal, cómoda y precisa será nuestra marcha. De esta forma, podemos decir que las mayores imprecisiones las cometeríamos a la hora de apoyar el talón en el CB y que, como antes, si miramos lo ocurrido en la cadera la progresión ascendente con la hipótesis inicial.

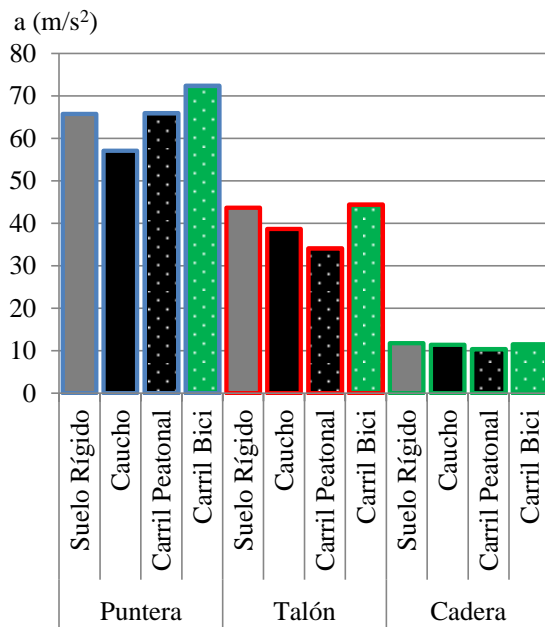


Figura 58. a - cadera, puntera y talón

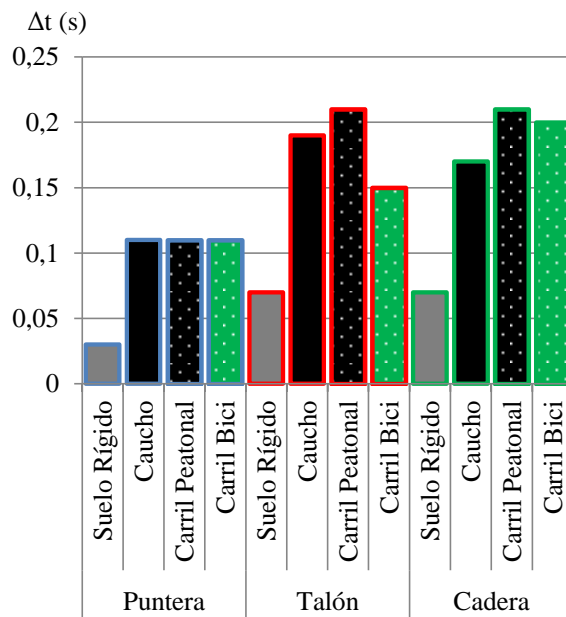


Figura 59. Δt - cadera, puntera y talón

En la Figura 58, se aprecia cómo en todos los casos, el parámetro a, aumenta en el CB respecto al CP, teniendo un incremento hasta valores próximos al suelo rígido, como si hubiese una semejanza entre ellos (suelo rígido y CB se comportan parecidos).

En la Figura 59, se pone de manifiesto cómo a mayor inestabilidad de la superficie, la dispersión de los tiempos aumenta. Es por ello que esos valores, para el caso de andar sobre el hormigón o suelo rígido, a todos los efectos, son valores considerablemente inferiores en comparación con el resto de los casos. Destacar sobre esta gráfica cómo para el CP estos valores sufren una disminución, síntoma de que esta capa tiene menor espesor.

#### 4.2.2 Ensayos realizados en la Universidad de Warwick

Con la finalidad de profundizar en la investigación sobre la percepción de las vibraciones al transitar sobre superficies flexibles, parte de la investigación recogida en la presente tesis se ha realizado en las instalaciones de la Universidad de Warwick (UK) bajo la tutela de la Dra. Stana Živanović, profesora asociada desde Junio de 2009 en la Facultad de Ingeniería Mecánica de dicha universidad.

En concreto, como se describirá con más detalle a continuación, el trabajo consistió en la realización de ensayos sobre el suelo de puesta a punto del sistema (laboratorio – *Gait Lab*) y otros sobre el “Puente Warwick”, con diferentes sujetos instrumentados.

#### **4.2.2.1 Ensayos realizados en el Gait Lab**

Para la puesta a punto del sistema y definición de una metodología de trabajo, se han iniciado los ensayos en las instalaciones “Gait Lab” (GL) de la Universidad de Warwick. El GL se ubica en una sala anexa al laboratorio de estructuras, diseñada con el propósito de realizar estudios detallados de la mecánica de la marcha humana. Además, la sala se ha instrumentado con equipos para cuantificar la interacción humana y la capacidad de los sujetos para sincronizar sus acciones. La sala está dotada de un sistema de climatización con el fin de controlar las condiciones ambientales y asegurar el óptimo funcionamiento de los equipos. El GL ha servido igualmente para establecer un punto de inicio en cuanto a la definición del protocolo de ensayos, los equipos a emplear y el procedimiento para el postprocesado de los datos.

La distribución en planta del GL se muestra en la Figura 61. Está equipado con un sistema de captación de movimiento “Vicon” [61] formado por 12 cámaras MX VICON SYSTEM (OMG, Oxford, UK), con una resolución capaz de registrar el movimiento de distintos *markers* posicionados sobre el cuerpo humano, una PF (Advanced Mechanical Technology Inc., Massachusetts, USA) que se ha utilizado para la medición directa de la reacción de la fuerza inducida por la actividad humana al saltar, andar, etc., Figura 60, y 2 cámaras convencionales para la filmación de los ensayos.

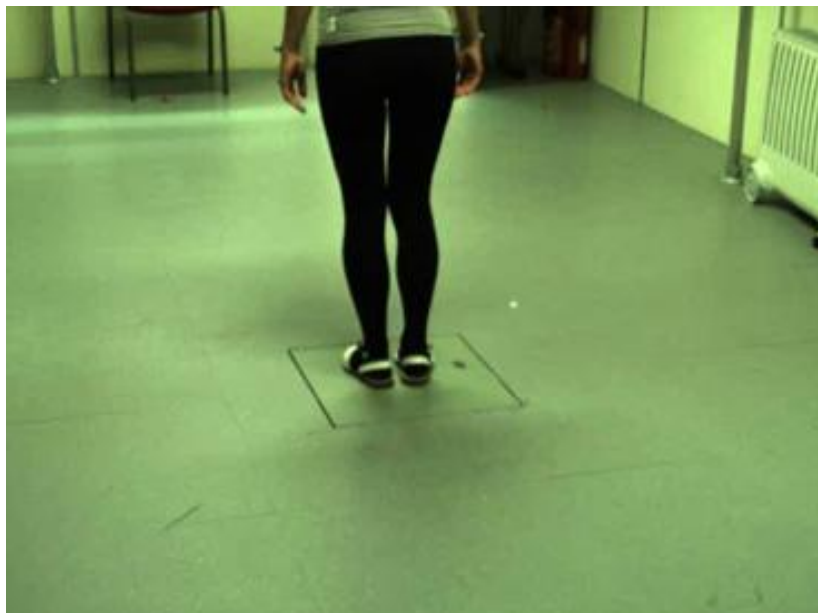


Figura 60. Ensayos sobre la PF del GL

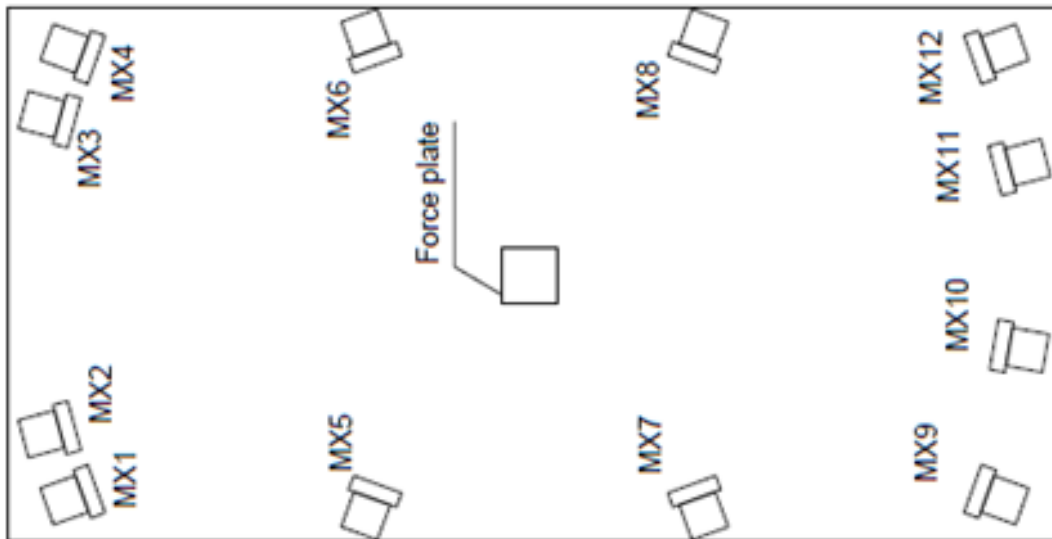


Figura 61. Distribución en planta del GL

La Figura 62, muestra la instrumentación de dos de los sujetos durante los ensayos realizados. El posicionamiento de las cámaras en el laboratorio posibilita la recogida de los desplazamientos de los *markers* colocados en la parte frontal y dorsal del cuerpo.

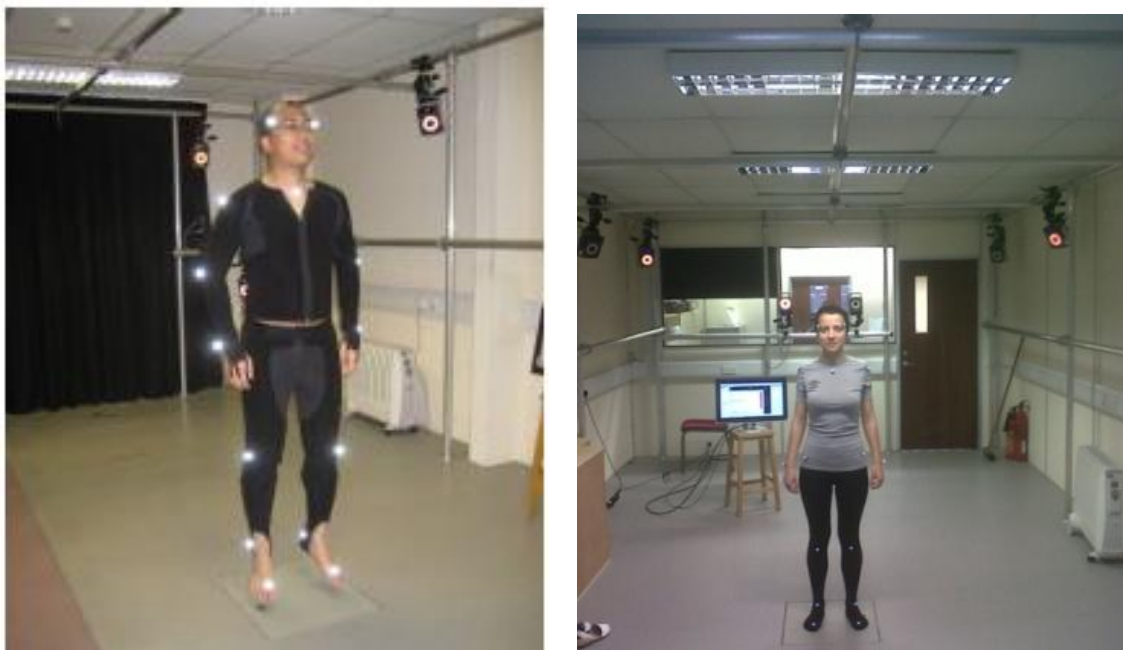


Figura 62. Instrumentación de los sujetos en ensayos en el GL

La colocación de los *markers* sobre las diferentes zonas del cuerpo de los sujetos se ha realizado según los procedimientos recogidos en la bibliografía especializada [61]. De esta forma, se permite la recogida de datos en zonas representativas del cuerpo de cara a obtener su comportamiento (cinemática) durante las pruebas. Dichas zonas son: dedo gordo del pie,

tobillo, empeine, rodilla, cadera, muñeca, codos, hombros, clavícula, cervical y cabeza, tanto en el lado derecho como en el izquierdo.

Adicionalmente, el sistema VICON incluye software para reproducir el movimiento detectado. En la Figura 63 se muestra un modelo virtual de uno de los sujetos.

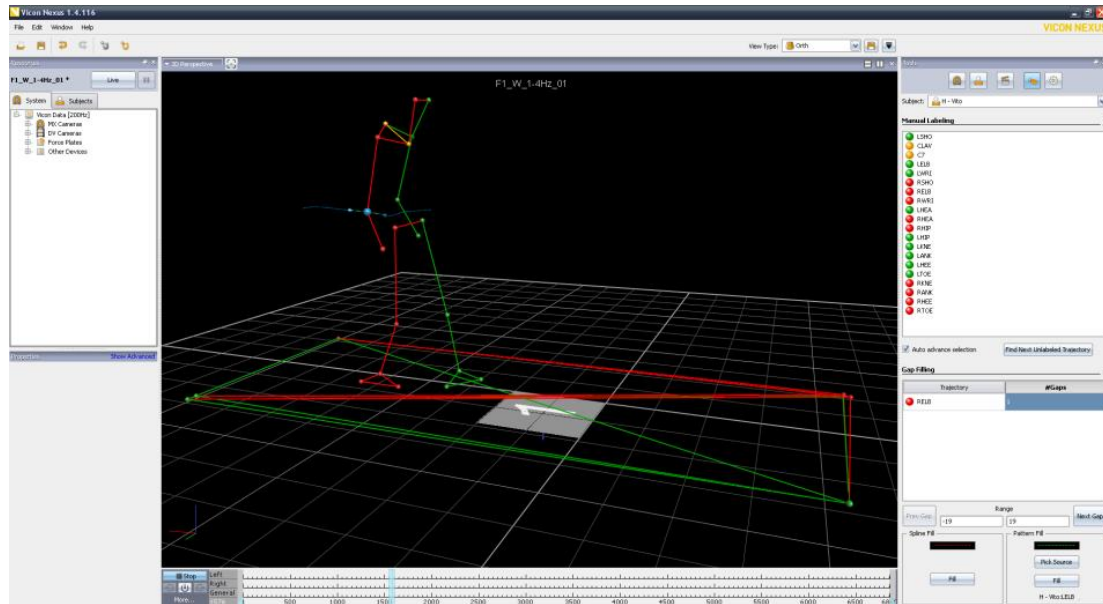


Figura 63. Captura VICON sujeto monitorizado

La realización de los ensayos, tanto en el GL como en la pWB, ha exigido la elaboración y cumplimentación de una serie de documentos, entre ellos:

- Protocolo de ensayos
- Procedimientos para los sujetos
- Cartas de invitación para la realización de los ensayos
- *Consent & application form*: VB<sup>o</sup> para los ensayos, fotos etc.
- Información sobre el proyecto y documento de aptitud para formar parte del estudio
- Cuestionario sobre vibraciones percibidas
- Documento que recoge los datos principales de los participantes: distancia entre los *markers*, altura, peso y edad de los usuarios
- Encuesta sobre las vibraciones percibidas a lo largo de los ensayos realizados en la pWB
- Al mismo tiempo se han decidido las frecuencias a las que se realizaran los ensayos en la pWB

Los ensayos realizados en el GL han permitido, al mismo tiempo, definir con mayor precisión la colocación de los *markers* sobre el cuerpo, haciéndose imprescindible una superficie de

contacto lo más rígida posible (hueso o ligamento), que permita una buena fijación para la correcta recogida de los datos.

#### **4.2.2.2 Ensayos realizados en la pWB**

Con la finalidad de cuantificar la percepción de los usuarios al transitar diferentes superficies sobre dos configuraciones de la pasarela, se han realizado una serie de ensayos en la pWB utilizando hasta 3 sujetos.

Se han realizado múltiples ensayos sobre diferentes superficies transitables, dos configuraciones de la pasarela, tres frecuencias determinadas (1.9 Hz, 2 Hz y 2.4 Hz), con tres paseos consecutivos de cada caso, con la finalidad de recopilar datos suficientes para un adecuado estudio comparativo. Para seguir el paso a la frecuencia establecida se ha utilizado para todos los paseos un metrónomo.

Para la realización de los ensayos sobre la pWB, se ha utilizado el mismo sistema VICON descrito anteriormente y utilizado en los ensayos realizados en el GL. Para los ensayos realizados en la pasarela se han empleado, según disponibilidad y necesidad, en algunos casos seis (Figura 64) y, en otros casos, ocho cámaras MX (Figura 65). Se aseguró el uso de las mismas cámaras en todas las configuraciones de ensayo con la finalidad de disminuir el tiempo de calibración del sistema. El tiempo mínimo de calibración de cada cámara es de aproximadamente 5 minutos.



Figura 64. Colocación de 6 cámaras MX

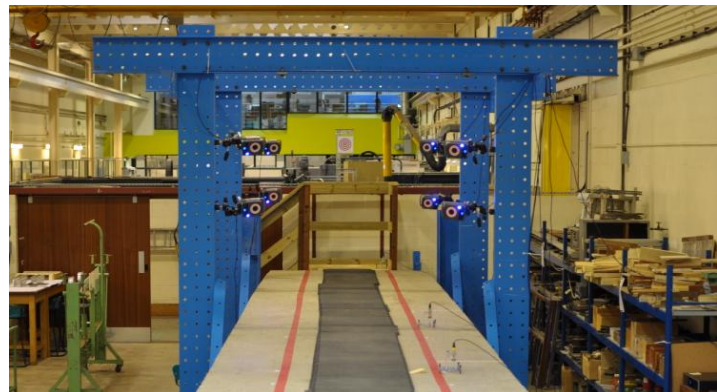


Figura 65. Colocación de 8 cámaras MX

La recogida de datos del comportamiento vibratorio de la pasarela durante los ensayos, se ha realizado tanto a través de los *markers* colocados sobre la misma, como a través de los acelerómetros colocados en puntos diferentes de la pasarela.

El primer acelerómetro (A1), se ha colocado a la entrada en la pasarela con la finalidad de determinar el momento de entrada del sujeto en la pasarela y, por lo tanto, el momento del inicio de cada ensayo.

El segundo acelerómetro (A2) está colocado a la mitad de la pasarela y un tercer acelerómetro (A3) aparece colocado sobre la pasarela, a aproximadamente tres metros del segundo.

Un cuarto acelerómetro (A4) se ha colocado en la plataforma de salida de la pasarela, para determinar el momento en el que el sujeto abandona la pasarela y por lo tanto marca la finalización de cada prueba.

Las cámaras MX del sistema VICON tienen un alcance de registro de aproximadamente 3.5 metros. La colocación de las 2 series de cámaras sobre la pasarela usando dos pórticos a 12.5 metros y a 16.5 metros del extremo de la pasarela, facilitó el registro de las trayectorias de los *markers* sobre una zona de captación (zona amarilla Figura 66) de aproximadamente 6.5 metros.

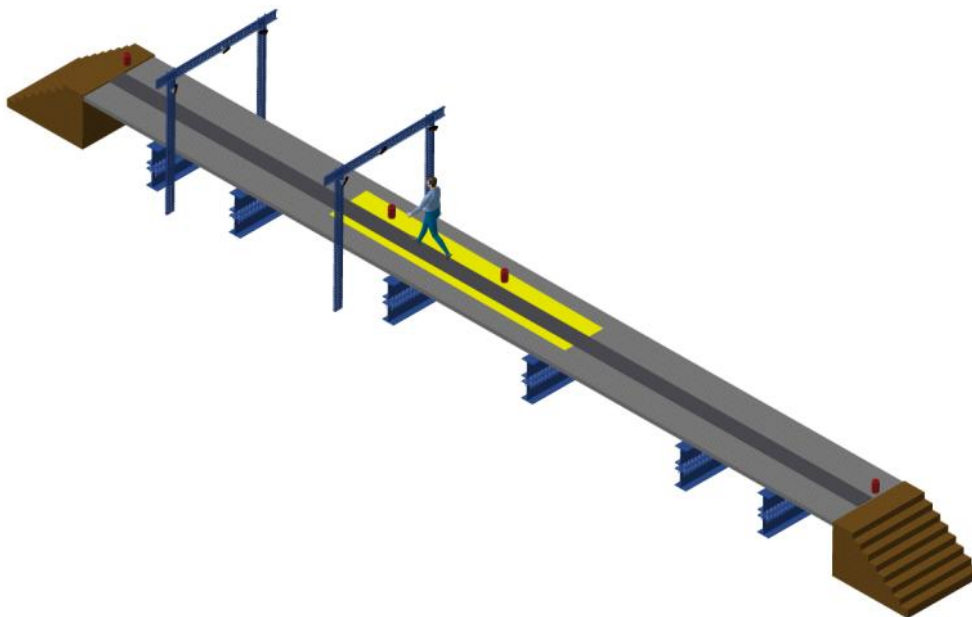


Figura 66. Zona de registro y posición de los acelerómetros (marcadores rojos)

La zona de registro es la indicada en amarillo en la Figura 66, comprendida entre 8 y 14.5 m. En la Figura 67 se ha dispuesto una fotografía real de dicha zona, que es la delimitada mediante 4 *markers* situados sobre las líneas rojas.



Figura 67. *Marker* sobre la pasarela

Otro *marker* se ha posicionado sobre el acelerómetro (A2) que se encuentra en el medio de la pasarela, Figura 68. Los registros simultáneos de desplazamiento y aceleración en el mismo punto han permitido comprobar los procedimientos numéricos de obtención de velocidades y aceleraciones derivando posiciones y, por otra parte, velocidades y posiciones integrando aceleraciones, con la finalidad de tener tanto los desplazamientos como las aceleraciones de la pasarela que se registran en dicho punto.



Figura 68. *Marker* sobre el acelerómetro

Los principales datos físicos de los sujetos el día de realización de las pruebas son 70 kg de peso y 1.81 m de altura para el primero (Figura 69), 47 kg y 1.60 m para el segundo (Figura 70) y 68 kg y 1.72 m para el tercero (Figura 71).



Durante el transcurso de la investigación se han ido aportando ideas de mejora para la ejecución de los ensayos. Como ejemplo, el uso de ropa adecuada que proporcione una total visibilidad de los *markers* y una adherencia total sobre los mismos. Se ha tenido especial cuidado en tener los *markers* adheridos directamente sobre la piel y en el mismo lugar teniendo en cuenta que no todos los ensayos se han realizado en el mismo día. Para cada sujeto, la duración de los ensayos con una configuración de la pasarela, sobre tres superficies transitables, a las tres frecuencias de estudio, 1.9 Hz, 2 Hz y 2.4 Hz, y con tres repeticiones de cada prueba, está comprendida entre un mínimo de 4 h hasta un máximo de 6 h. Además, el cambio de configuración de la pasarela, realizado por los técnicos del laboratorio requiere a su vez un mínimo de 60 min.



Figura 69. Primer sujeto



Figura 70. Segundo sujeto



Figura 71. Tercer sujeto

A diferencia de los ensayos realizados en el GL, la captación de los desplazamientos de los *markers* sólo se ha podido realizar en el sentido de la marcha (la dirección Y es la dirección de la marcha, Z es la vertical y la X es la transversal), por lo que únicamente se han colocado

los *markers* en la parte frontal del cuerpo para que puedan ser detectados por las cámaras MX, Figura 72.



Figura 72. Sentido de registro

Con la finalidad de valorar el comportamiento al andar sobre diferentes superficies en una estructura flexible y otra con un comportamiento más representativo de un suelo rígido, se han realizado ensayos sobre dos configuraciones de la pasarela reflejadas en la Figura 73 y Figura 74:

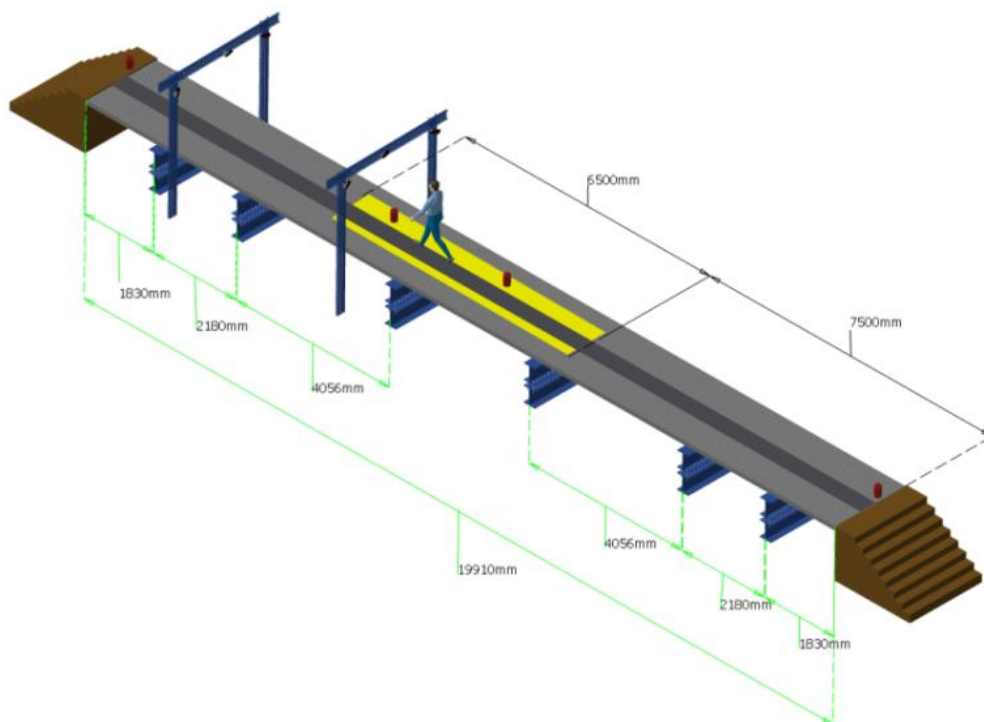


Figura 73. pWB multiapoyado

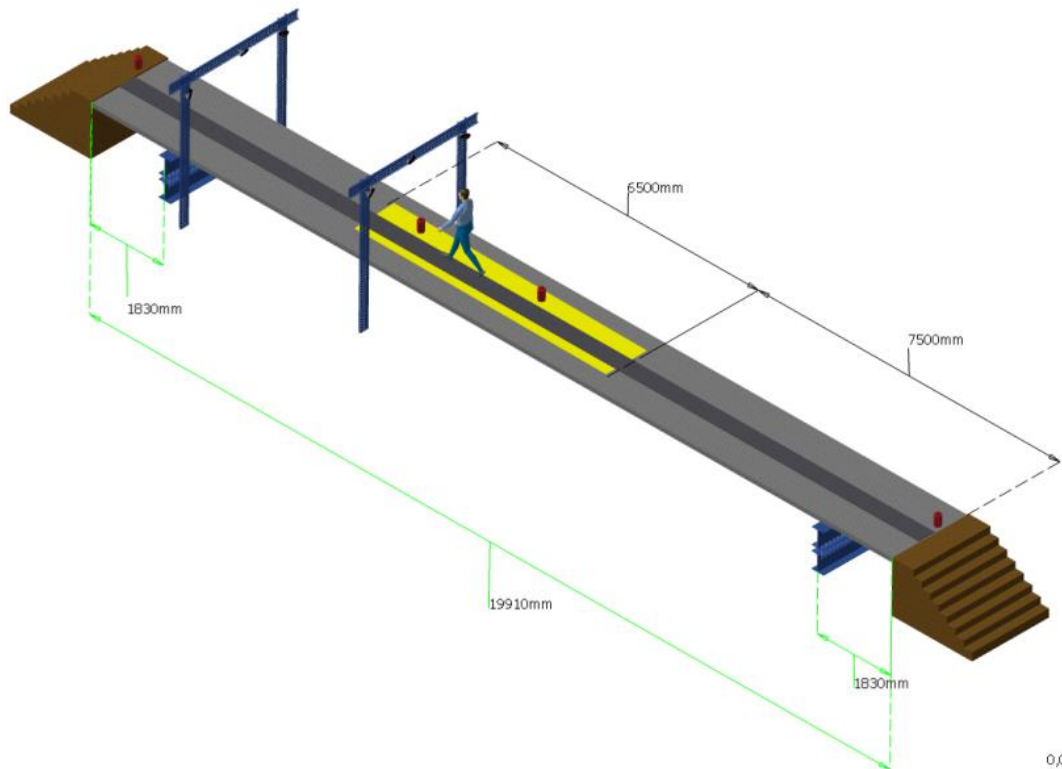


Figura 74. pWB biapoyado

Los ensayos se han grabado frontal y lateralmente, utilizando 2 videocámaras para un registro de datos más detallado.

Los ensayos se han realizado sobre la superficie de hormigón de la pasarela, Figura 75, sobre la espuma (*foam*) en una capa Figura 76 y dos capas, Figura 77, con la finalidad de ver la influencia del espesor de la superficie transitable.



Figura 75. Sin *foam*



Figura 76. 1 capa de *foam*



Figura 77. 2 capas de *foam*

Para cada configuración de estructura se han dado tres paseos a las frecuencias 1.9 Hz, 2 Hz y 2.4 Hz, teniendo en cuenta que la frecuencia promedio al andar es 1.88 Hz y al correr lento es de 2.70 Hz [58].

A la finalización de cada ensayo, se ha realizado una encuesta para valorar la percepción de vibraciones durante el paseo y el grado subjetivo de aceptabilidad de éstas.

En la Tabla 8, se recoge la percepción de los usuarios de los últimos ensayos que se han realizado sobre la pasarela biapoyada en las tres frecuencias mencionadas y para las tres superficies de estudio:

Tabla 8. Percepción de las vibraciones de los tres sujetos

	<i>Foam</i>	Frecuencia (Hz)	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3
<b>Sujeto 1</b>	Dos capas	1.9	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
		2.4	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
	Una capa	1.9	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
		2.4	No se han sentido vibraciones	Aceptable	Aceptable
	Sin	1.9	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
		2.4	Aceptable	Aceptable	Aceptable
<b>Sujeto 2</b>	Dos capas	1.9	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
		2.4	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
	Una capa	1.9	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
		2.4	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
	Sin	1.9	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
		2.4	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
<b>Sujeto 3</b>	Dos capas	1.9	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
		2.4	Aceptable	No se han sentido vibraciones	Aceptable

	Una capa	1.9	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
		2.4	Aceptable	Aceptable	No se han sentido vibraciones
	Sin	1.9	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones
		2.4	No se han sentido vibraciones	No se han sentido vibraciones	Aceptable

Postprocesando los registros de aceleración y posición del punto central de la pWB es posible conocer las magnitudes que describen el comportamiento de la pasarela (amplitudes de las aceleraciones y desplazamientos, contenido en frecuencias, etc.).

Para la configuración de la pasarela biapoyado y multiapoyado, se muestra en la Figura 78 las trayectorias de los *markers* del cuerpo correspondientes al segundo sujeto andando sobre la superficie de hormigón de la pasarela a una frecuencia de 2 Hz. Análogamente, en la Figura 79, se muestra lo mismo pero andando a 2.4 Hz.

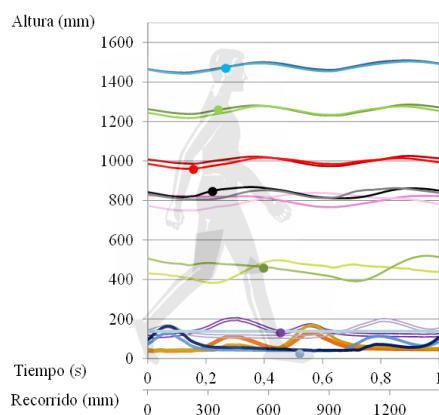


Figura 78. Trayectorias del cuerpo del segundo sujeto andando a 2 Hz

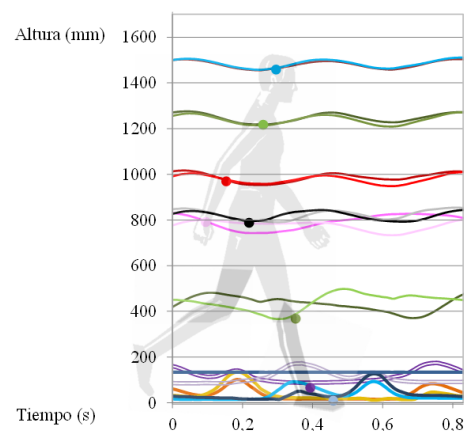


Figura 79. Trayectorias del cuerpo del segundo sujeto andando a 2.4 Hz

Los puntos de colores representan los *markers* del lado derecho. Se aprecia que en el paso característico a 2 Hz, en un segundo se recorre 1.44 m, mientras que a 2.4 Hz se recorre casi 1.2 m en 0.83 seg.

Con el postprocesado de los *markers* se ha identificado la trayectoria típica de cada uno en un paso representativo, analizándose al mismo tiempo los *markers* de forma conjunta.

Aunque en la toma de datos se han registrado las trayectorias de diferentes posiciones del cuerpo, esta parte de la investigación se centrará en exponer la evaluación sobre las

diferencias significativas de los datos recopilados de los *markers* de la cabeza. En concreto, analizaremos los registros de las trayectorias verticales con el fin de realizar una mejor interpretación del movimiento.

Comparando la configuración de la pasarela multiapoyada con la pasarela biapoyada, se pueden intuir algunas diferencias respecto a las amplitudes tanto en cabeza como por ejemplo en las rodillas.

En las siguientes gráficas se relaciona la vibración de la pasarela, recogida por el *marker* M4, con la trayectoria de la cabeza, tanto del lado izquierdo como del derecho, recogida por sus correspondientes *markers*.

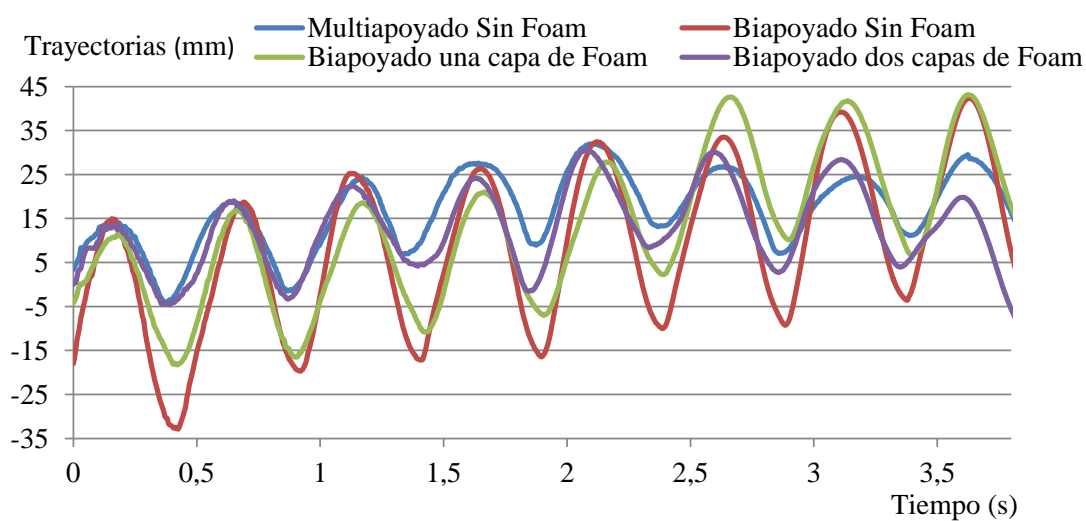


Figura 80. Trayectorias de la cabeza del segundo sujeto andando a 2 Hz

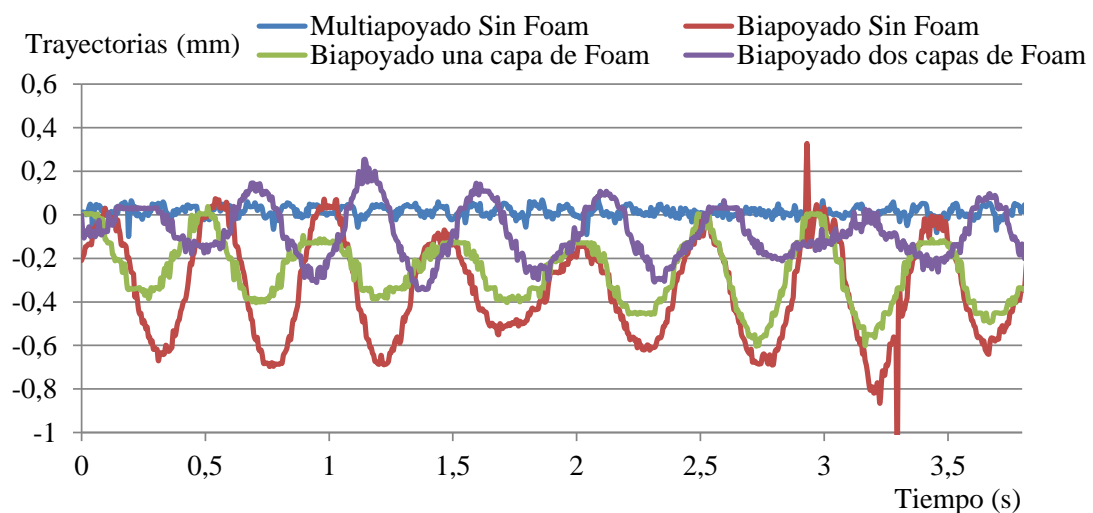


Figura 81. Trayectorias del *marker* del centro de la pWB durante el tránsito del segundo sujeto a 2 Hz

Se puede comprobar cómo la vibración de la pasarela oscila prácticamente respecto al cero con una amplitud muy pequeña cuando la pasarela está en configuración multiapoyada (los

picos han sido ocasionados por la proximidad de una de las pisadas). Por tanto, establecemos que la configuración multiapoyos de la pasarela se comporta como un suelo rígido y en el que, por tanto, la trayectoria de la cabeza puede evaluarse ausente de cualquier acción externa del sistema que pueda afectar a los resultados.

De los diferentes casos de estudio, se ve cómo la pasarela biapoyada sin *foam* (rojo) vibra con una amplitud mayor al resto de casos con *foam*, induciendo de este modo mayor desplazamiento en la cabeza. También se aprecia que, a medida que se utiliza más espesor de *foam*, se reducen tanto las amplitudes de la pasarela como las de la cabeza.

El análisis para 2.4 Hz tiene similar interpretación de resultados al de los ensayos realizados a la frecuencia de 2 Hz.

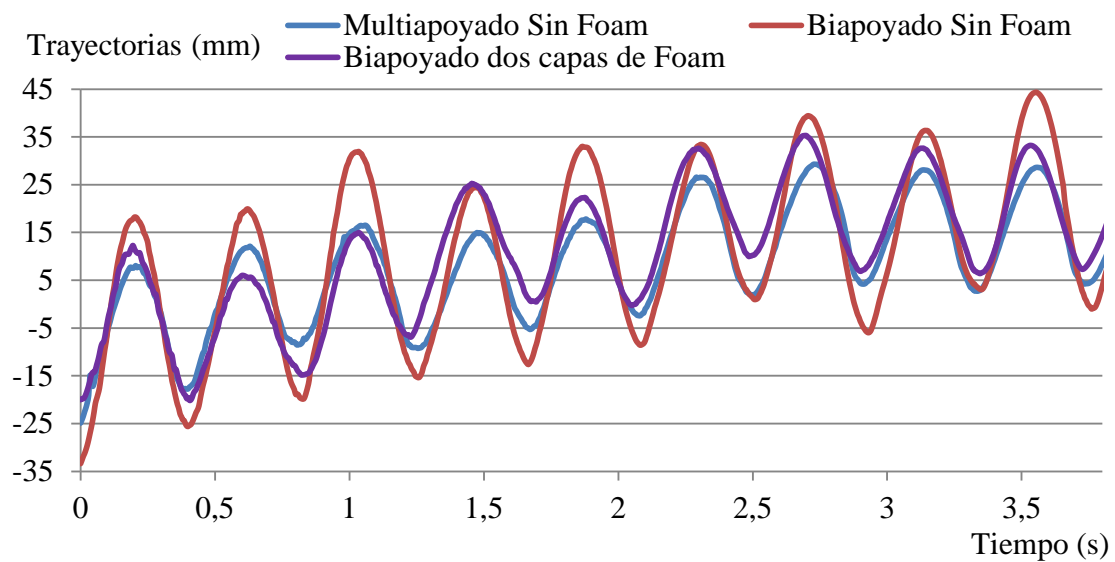


Figura 82. Trayectorias de los *markers* de la cabeza del segundo sujeto andando a 2.4 Hz

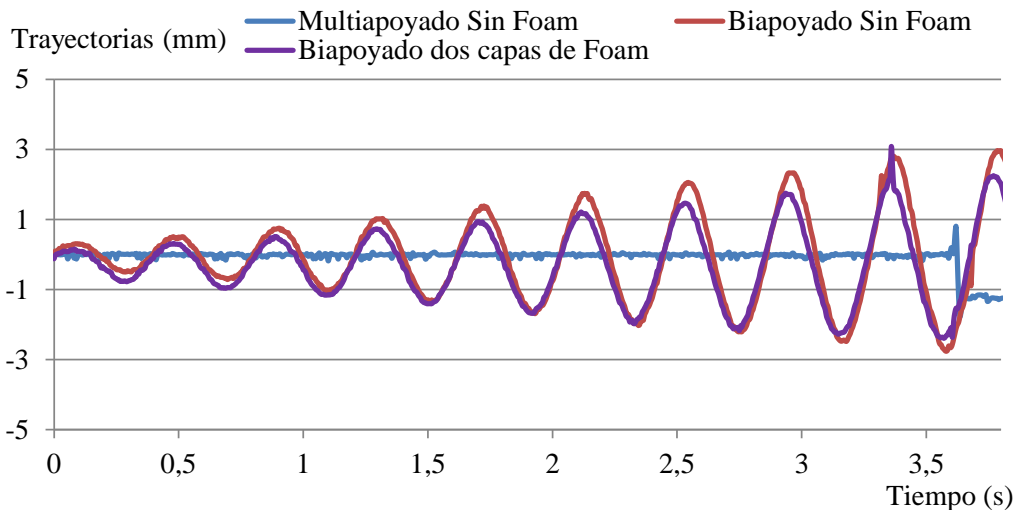


Figura 83. Trayectorias del centro de la pWB cuando es transitado por el segundo sujeto a 2.4 Hz

Se puede destacar la correcta sincronización para ambas frecuencias, síntoma de que el sujeto, ayudado por un metrónomo, ha mantenido una cadencia de paso acorde a las frecuencias de estudio.

Se ha visto cómo el uso del *foam* tiene influencia en las amplitudes de la trayectoria de la cabeza sobre una pasarela esbelta. Cabe cuestionarse si este efecto se percibe con la configuración de la pWB multiapoyado.

Con la configuración multiapoyo de la pasarela y usando diferentes espesores de *foam*, a diferentes frecuencias de paso se aprecia un comportamiento similar en los valores de desplazamiento. Podría concluirse que el uso de *foam* influye en la comodidad de los usuarios al producir un amortiguamiento progresivo en la vibración de la estructura. En ningún caso parece producirse relación entre el uso de superficies flexibles y la aparición de trastornos del equilibrio en los usuarios durante el tránsito de éstos sobre una pasarela esbelta.



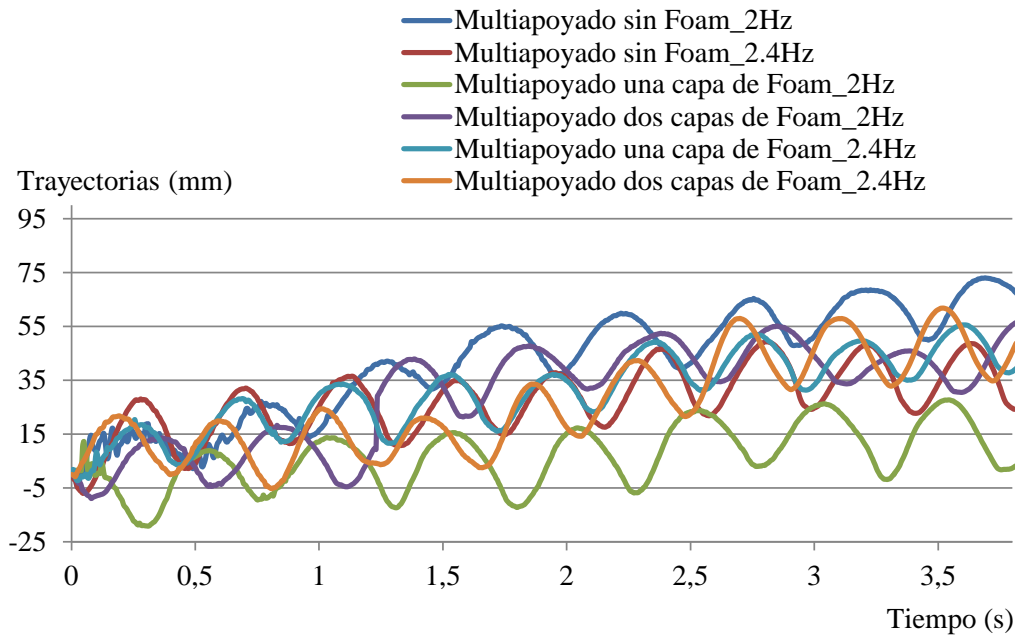


Figura 84. Trayectoria de la cabeza del segundo sujeto andando a 2 y 2.4 Hz

De las propias trayectorias analizadas se podría concluir lo mismo si analizásemos sus aceleraciones. Esto podría hacerse a partir de las señales de los propios *markers*. También se dispone de un acelerómetro (A2) que ha sido situado en el mismo punto que el *marker* M4. Seguidamente, se grafican las aceleraciones para pasarela biapoyada.

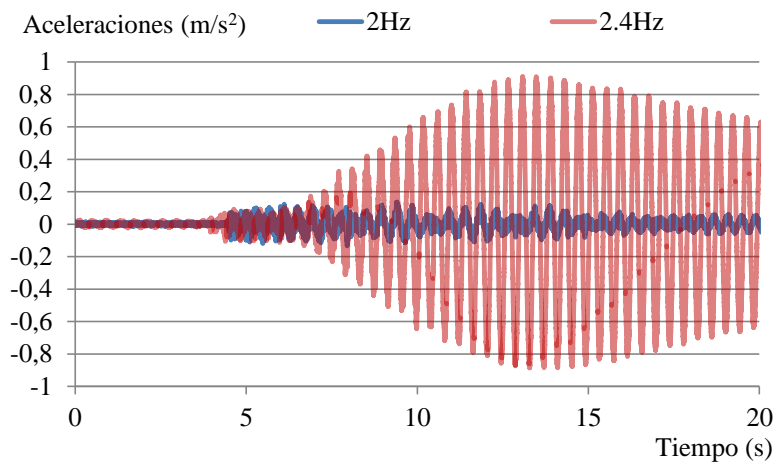


Figura 85. Aceleraciones de la pasarela en la configuración biapoyada - sin foam

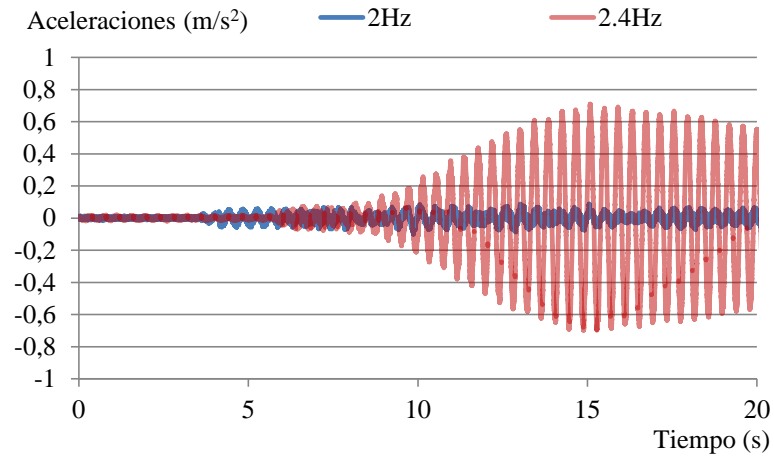


Figura 86. Aceleraciones de la pasarela en la configuración biapoyada - dos capas de *foam*

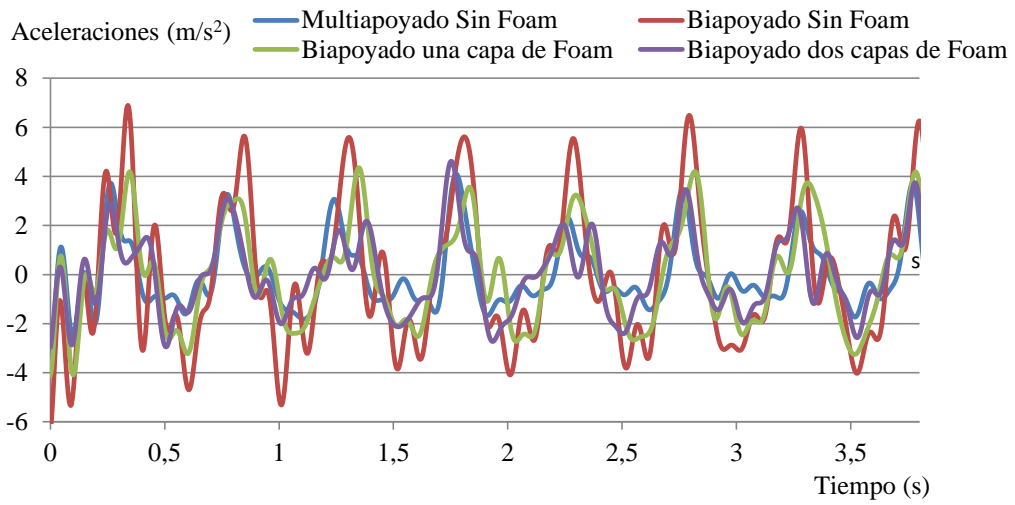


Figura 87. Aceleraciones de la cabeza del segundo sujeto andando a 2 Hz

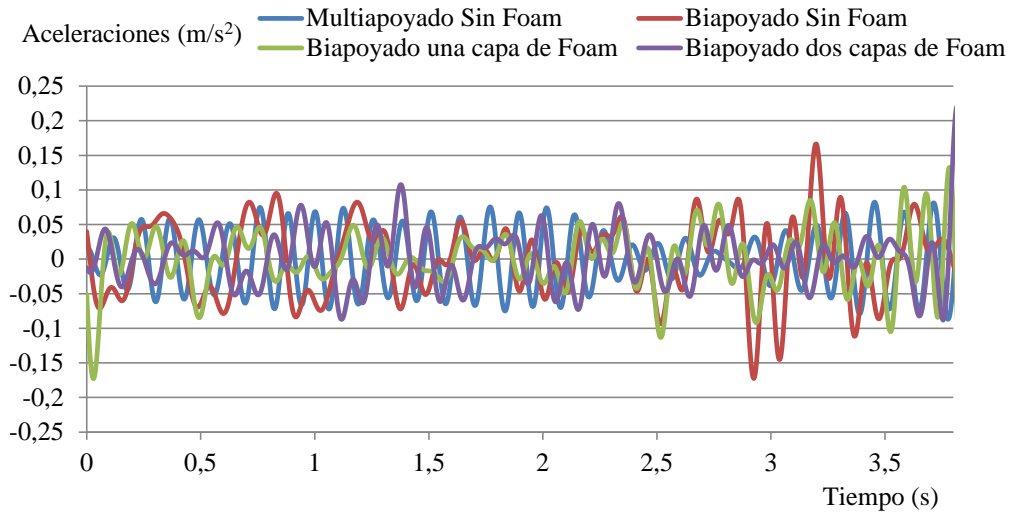


Figura 88. Aceleraciones del *marker* M4 durante el paseo del segundo sujeto a 2 Hz

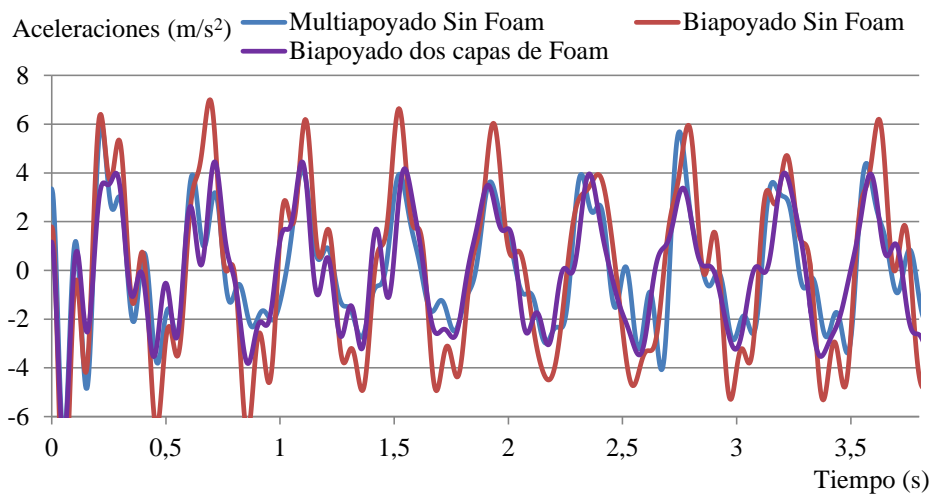


Figura 89. Aceleraciones de la cabeza del segundo sujeto andando a 2.4 Hz

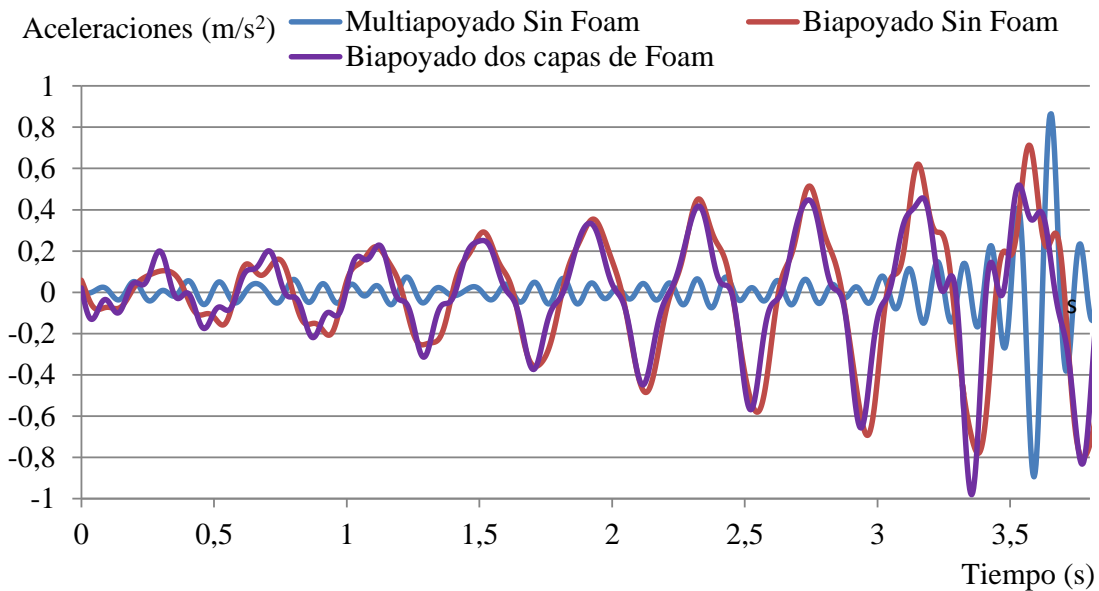


Figura 90. Aceleraciones del *marker* M4 durante el paseo del segundo sujeto a 2.4 Hz

Se ha analizado también la amplitud lateral de los *markers* de la cabeza.

El movimiento de la cabeza, tiene un comportamiento similar a un péndulo. A continuación se representa el desplazamiento lateral al caminar por diferentes superficies sin vibración y a una frecuencia de paso normal para el sujeto.

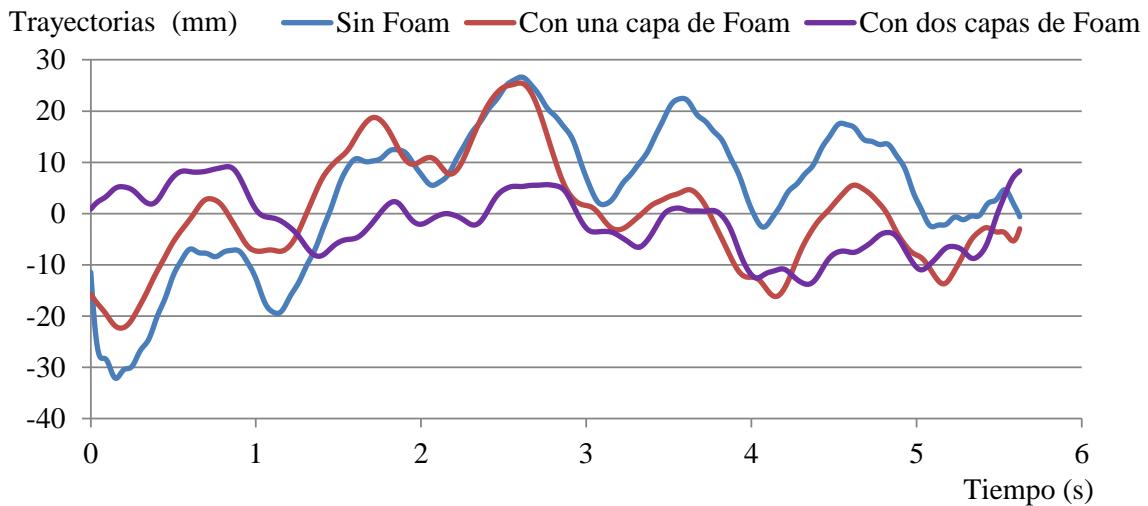


Figura 91. Movimiento de la cabeza a 2 Hz

Con los análisis realizados sobre los *markers* de la cabeza, se puede observar que, sobre suelo rígido, los desplazamientos de la cabeza aumentan con la frecuencia. Estas aceleraciones parecen no molestar, probablemente debido a que son acordes a la velocidad con la que se desplaza el sujeto. Es probable que, aunque a una frecuencia de 2.4 Hz no resulte molesto, a otra frecuencia diferente sí represente una molestia para el usuario. Por ello, se entiende que cada frecuencia de paso tiene un rango determinado de aceleraciones donde no se producen molestias a los usuarios.

El efecto del *foam* sobre la pasarela con la configuración multiapoyada disminuyen las aceleraciones en la cabeza, al producirse por ésta una absorción de la vibración global de la estructura y amortiguando las fuerzas sobre el usuario.

Para la pasarela con la configuración biapoyada, el aumento de la frecuencia produce un aumento en el desplazamiento tanto de la persona como de la pasarela, sobre todo si ésta es la frecuencia de resonancia.

Es destacable que, con la configuración biapoyada el *foam* influye de manera diferente sobre las aceleraciones de la cabeza. Aun así, para ambos casos (frecuencias) parece como si el *foam* ayudase a que, con el caminar, la estructura vibre con una amplitud y unas aceleraciones adecuadas para conseguir que la aceleración característica de paso a cada frecuencia sobre la pasarela se iguale a la que tendría sobre un suelo rígido, provocando por lo tanto una disminución en la amplitud de la cabeza.

En estos análisis no se ha visto cómo el *foam* mitiga las vibraciones en la pasarela sino cómo mitiga la excitación dada por nuestro caminar, y cómo esto repercute sobre el sujeto.

En cuanto al análisis de las señales de los *markers* de las rodillas (de la pierna derecha e izquierda), se puede observar una disminución en la separación de las rodillas en dirección de la marcha. Dicha separación puede ser provocada por realizar un paso más corto y estable. Tanto para la frecuencia de 2 Hz como la de 2.4 Hz las señales correspondientes a la superficie transitable de doble *foam*, registra una menor amplitud.

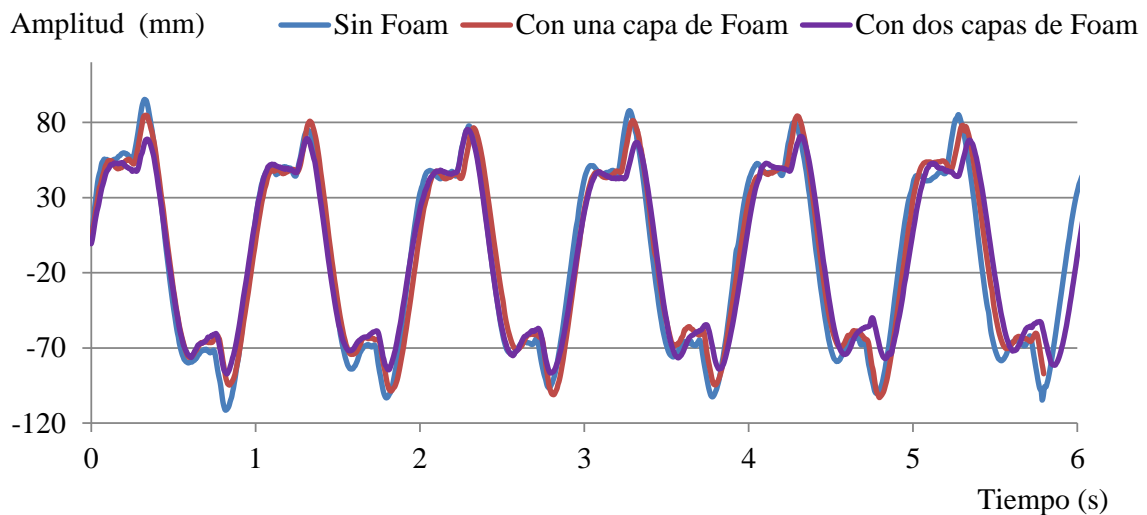


Figura 92. Amplitudes de los *markers* de las rodillas del segundo sujeto andando a 2 Hz

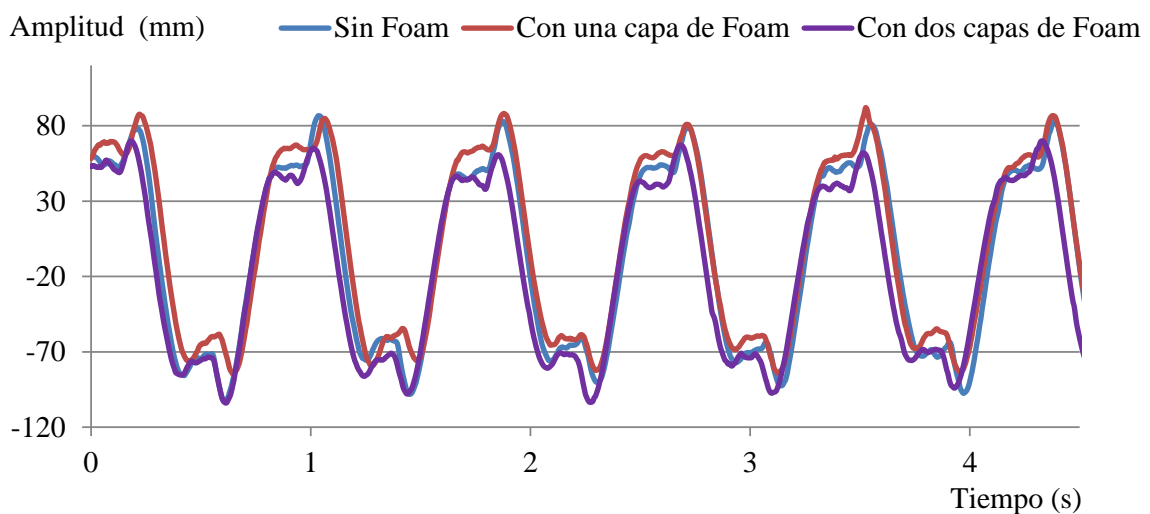


Figura 93. Amplitudes de los *markers* de las rodillas del segundo sujeto andando a 2.4 Hz

En cuanto a los registros en dirección Z, también se aprecia una gran diferencia en los desplazamientos registrados por los *markers* de las rodillas. En la Figura 94, se aprecia que las amplitudes son distintas entre andar con la configuración de estructura multiapoyada o biapoyada. Se puede observar una ligera pauta de comportamiento en el que, cuanto más *foam*, mayor es la diferencia entre amplitudes dentro de un paso en la configuración de la pasarela biapoyada; digamos que entre 0 y 0.41 s, hay un gran área y entre 0.41 y 0.8 s un área pequeña.

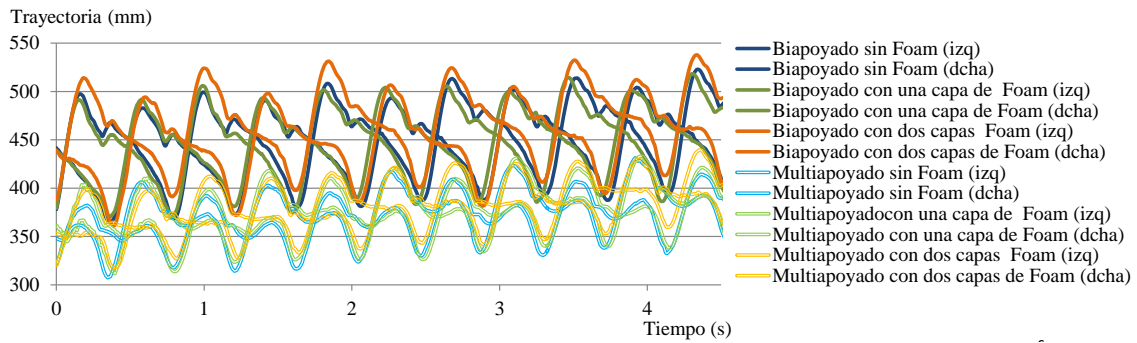


Figura 94. Desplazamiento en dirección Z de la rodilla del segundo sujeto andando a 2.4 Hz

Otros de los análisis y estudios realizados se han centrado en justificar que, ante la presencia de inestabilidades, como un suelo deformable, existe una voluntad incontrollable del mecanismo locomotor de nuestro cuerpo a compensar esa sensación.

De esta forma, ante una marcha sobre dicha superficie se producen gestos involuntarios, como aumentar la separación lateral de los pies y las manos entre sí, en busca de un mayor equilibrio. Para este análisis se tomaron como referencia los datos recogidos de los ensayos con la configuración biapoyada.

La Tabla 9 muestra los valores de la separación transversal entre las piernas, comprobándose un aumento de la amplitud entre los pies en la dirección X.

Tabla 9. Separaciones transversales de piernas

	Frecuencia	Sin	Una	Dos	Paseo
	Hz	Foam	capa de	capas de	
Segundo Sujeto	2 Hz	18.28483	19.33296	22.23879	1ºpaseo
		18.28307	20.15766	22.68177	2ºpaseo
		20.06527	21.21111	23.0013	3ºpaseo
		<b>18.87772</b>	<b>20.23391</b>	<b>22.64062</b>	<b>MEDIA</b>
	2.4 Hz	15.63202	19.58655	23.21322	1ºpaseo
		18.06711	25.68277	23.51253	2ºpaseo
		19.70151	21.32545	23.63903	3ºpaseo
		<b>17.80021</b>	<b>22.19826</b>	<b>23.45493</b>	<b>MEDIA</b>

Como se puede comprobar en las siguientes gráficas, los picos correspondientes a la superficie con doble foam son más altos para ambas frecuencias (2 Hz y 2.4 Hz); además, la medida de los valores de los tres paseos tiende a ser mayor a más frecuencia. Destacar que los valores que representan las gráficas a continuación corresponden con las distancias relativas entre los markers que en cada caso representan a la zona de control (brazos o piernas),

tomándose como referencia la distancia inicial -en reposo- entre los *marker* de cada extremidad en cuestión.

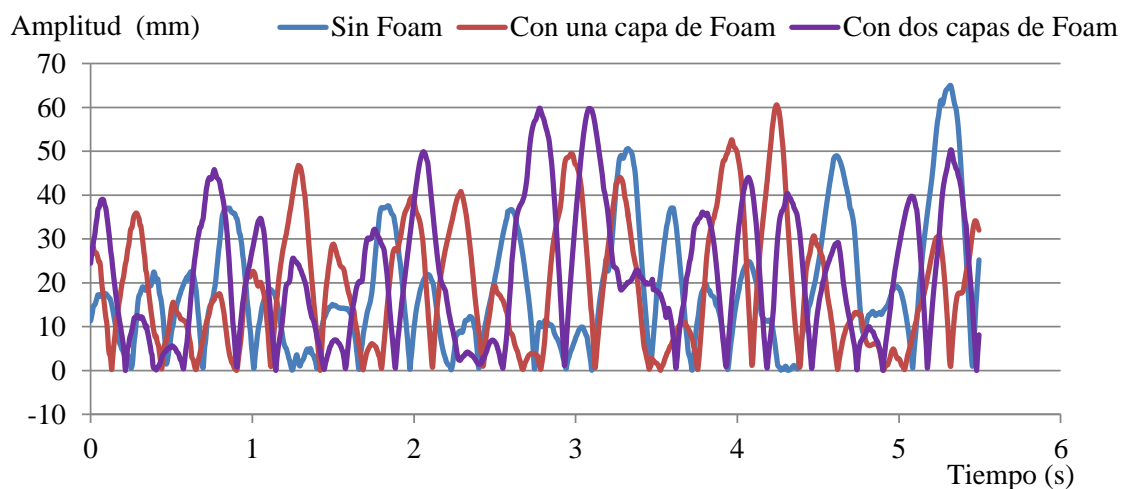


Figura 95. Separaciones transversales de piernas del segundo sujeto a 2 Hz

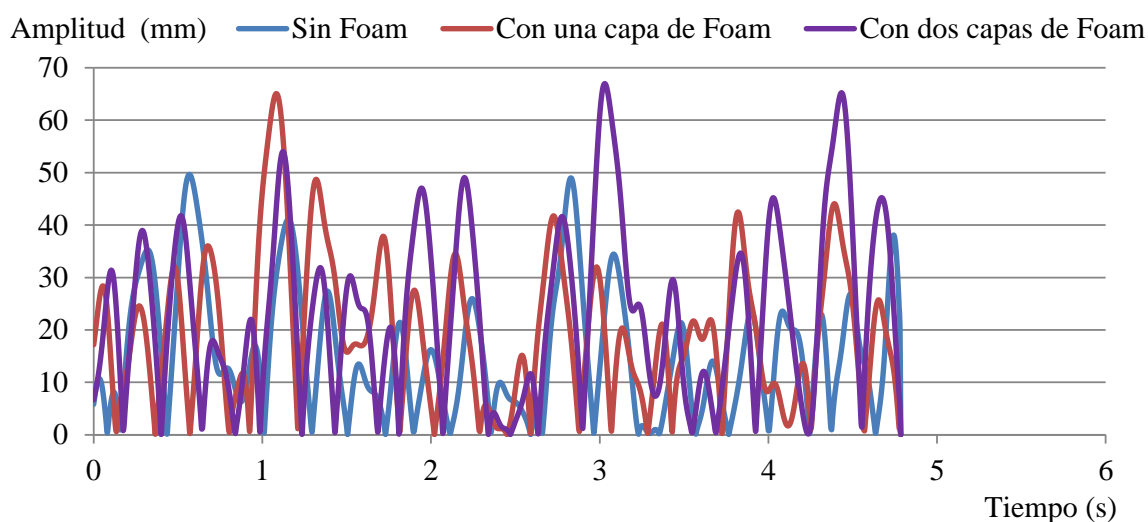


Figura 96. Separaciones transversales de piernas del segundo sujeto a 2.4 Hz

La Tabla 10 recoge las medidas en cuanto a la separación de los brazos. Tanto para una frecuencia de 2 Hz como para la frecuencia de resonancia de la estructura, al transitar por la superficie de doble *foam*, se ha registrado un aumento considerable de las amplitudes con respecto al tránsito por el suelo sin *foam*.

Tabla 10. Separación transversal de los brazos (Dirección X)

Segundo Sujeto	Frecuencia Hz	Sin Foam	Una capa de Foam	Dos capas de Foam	Paseo
	2 Hz		11.7782	25.4323	33.62866
		14.8705	23.5681	32.7367	2ºpaseo

<b>2.4 Hz</b>		18.9069	21.274	25.7893	3ºpaseo
		<b>15.1852</b>	<b>23.4248</b>	<b>30.7182</b>	<b>MEDIA</b>
		36.5499	35.7496	25.5883	1ºpaseo
		13.1668	42.0331	37.1145	2ºpaseo
		13.6588	27.5008	48.8082	3ºpaseo
		<b>21.1252</b>	<b>35.0945</b>	<b>37.1703</b>	<b>MEDIA</b>

En cuanto a la separación transversal de los brazos en la dirección X, se puede destacar que las amplitudes en los brazos son mayores al aumentar la frecuencia de paso y que, independientemente, de la frecuencia en terreno es un factor importante en la estabilización o mecanismo de equilibrio del cuerpo.

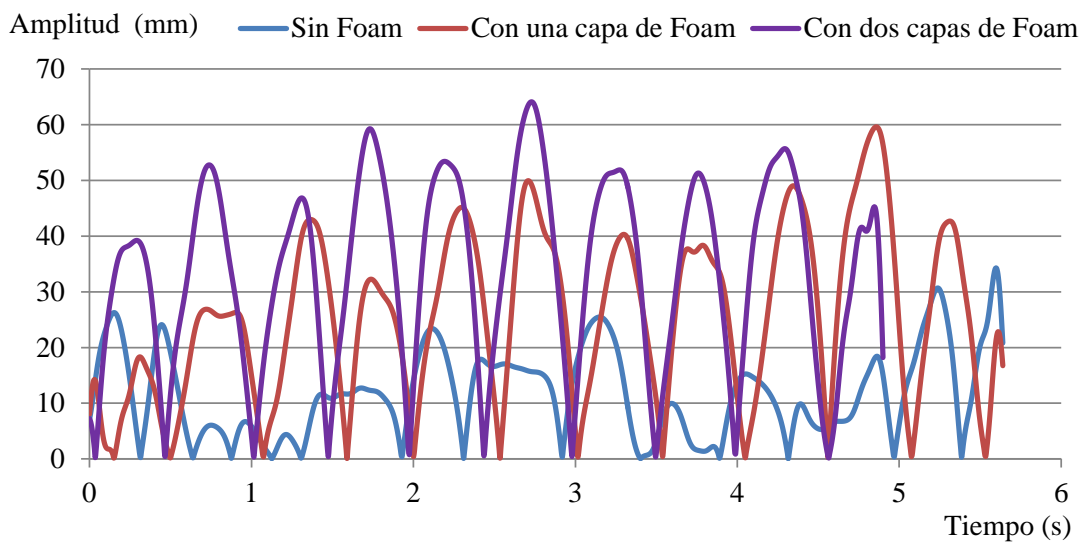


Figura 97. Separación transversal de los brazos del segundo sujeto a 2 Hz

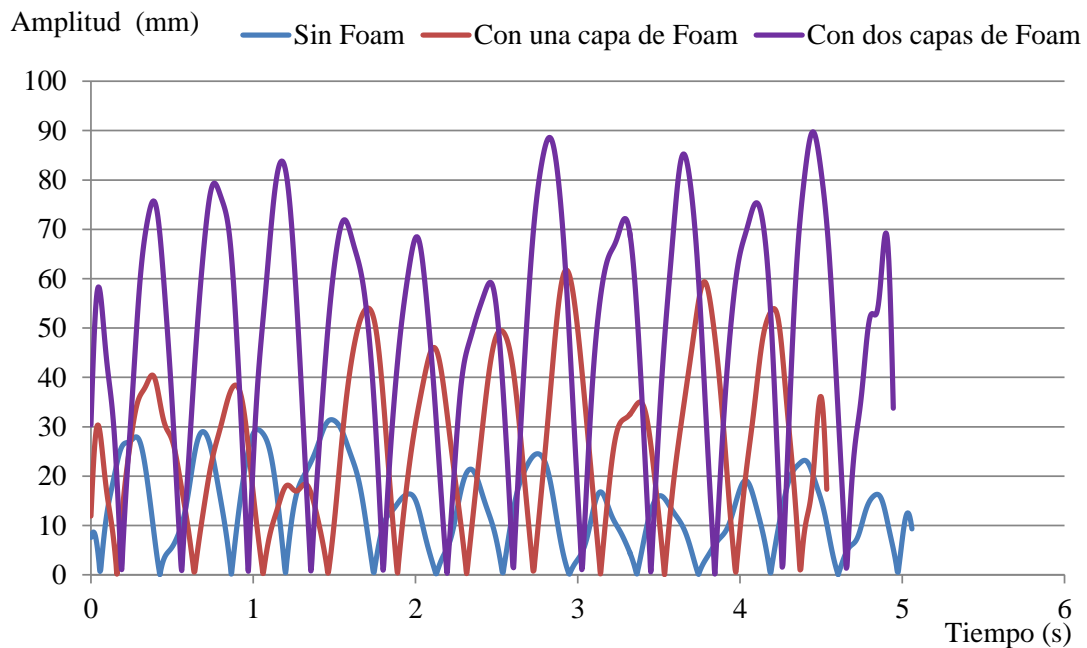


Figura 98. Separación transversal de los brazos del segundo sujeto a 2.4 Hz



Aptitud para el servicio (serviciabilidad)

---



## 4.3 Aptitud al servicio (serviciabilidad)

### 4.3.1 Normativas

En determinadas circunstancias, los movimientos armónicos al andar o correr pueden llegar a coincidir con alguna de las frecuencias de vibración de la estructura, dando lugar a fenómenos de resonancia que se traducen en altos niveles de vibración. Por otro lado, escenarios de carga excepcionales como el transcurso de un grupo numeroso de personas (por ejemplo durante una manifestación) puede provocar problemas dinámicos debido a las elevadas cargas a las que puede verse sometida la estructura.

Como respuesta a esta problemática, las normativas actuales [62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70] prestan cada día más atención a los posibles problemas dinámicos y al estado límite de servicio de las pasarelas. En general, dichas normativas dan recomendaciones para el diseño [71, 72, 73, 74] y fijan límites de confort con el fin de asegurar un correcto estado de servicio de estas estructuras a lo largo de su vida útil.

Existen varias guías de cálculo y normativas en las que se incluyen diversos modelos de cargas producidas por humanos, y entre ellos se encuentran aquellos que modelan un flujo o tránsito de peatones continuo, que es el estado de carga más representativo.

Cuando un proyectista de estructuras tiene la tarea de analizar, en la fase de cálculo, el ELSV de una pasarela peatonal, éste dispone de un gran número de documentos en forma de normas, instrucciones, recomendaciones y guías nacionales e internacionales. Este apartado trata de dar una visión conjunta de todos estos documentos.

En 1998, en España se publicó la primera edición de la instrucción sobre las acciones a considerar en el proyecto de puentes de carretera IAP 98 [62], incluyendo las pasarelas peatonales. Esta instrucción sólo plantea la realización de pruebas de carga dinámicas en aquellas pasarelas en las que las vibraciones puedan afectar a su funcionalidad. En 2011, se revisó este documento denominándose IAP 11 [63], en el que se incluyó un nuevo apartado de “Estado límite de vibraciones en pasarelas peatonales”. En este apartado se establecen:

- (i) unos rangos de frecuencia críticos para los que será necesario realizar estudios dinámicos (vertical/longitudinal: [1.25 - 4.60] Hz, lateral [0.50 - 1.20] Hz)
- (ii) unas circunstancias que, con independencia de los valores de las frecuencias naturales, implican la realización de estudios dinámicos (luz > 50 m, anchura útil > 3 m, tipología singular, nuevos materiales, ubicación en zona urbana con previsible tráfico intenso de peatones). En el apartado de pruebas de carga, se establece que,

cuando la pasarela peatonal esté dentro de los criterios para la realización de estudios dinámicos, se incluirá el proyecto de prueba de carga dinámica, para tal efecto se podría consultar el apartado correspondiente del documento “Recomendaciones para la realización de pruebas de carga de recepción de puentes de carretera” [71] que publicó el Ministerio de Fomento en 1999.

Por otro lado, la instrucción de hormigón estructural EHE-08 [64] y la de acero estructural EAE [65], en sus últimas versiones de 2008 y 2011 respectivamente, también establece el ELSV en pasarelas peatonales. La EHE-08 fija el mismo valor de aceleración de confort que en la RPX 95 [72] y RPM 95 [73], y establece la necesidad de comprobar el valor de la flecha estática debida a una carga de 750 N provocada por un peatón en el punto de máxima flecha para pasarelas con el primer modo de flexión vertical menor de 5 Hz. También indica la necesidad de realizar pruebas de carga dinámicas cuando se prevea la aparición de vibraciones molestas para los usuarios. Por otro lado, la EAE en su artículo 38 (estado límite de vibraciones) establece rangos de frecuencia críticos (vertical: [1.6 - 2.4] Hz y [3.5 - 4.5] Hz y horizontal: [0.6 - 1.2] Hz), y los niveles de vibración máximos que deben cumplirse (vertical:  $0.7 \text{ m/s}^2$  cuando un peatón de 750 N ande o corra; horizontal:  $0.2 \text{ m/s}^2$  en condiciones de uso normal y  $0.4 \text{ m/s}^2$  en condiciones de aglomeraciones excepcionales).

También establece la realización de estudios con modelos de carga correspondientes a peatones individuales y grupos (andando, saltando, etc.) pero no define qué modelos teóricos de carga deben emplearse. Además, estos escenarios de carga deberán acordarse entre el autor del proyecto y el propietario de la pasarela.

La normativa española en relación con las herramientas para la verificación del ELSV en pasarelas peatonales dispone de varios documentos en los que no se definen modelos para las cargas ni se detalla una metodología que ayude en el proceso de cálculo, debiendo ser dichas cargas definidas entre el proyectista de la estructura y el propietario de ésta, por lo que en general es necesario acudir a alguna de las guías de cálculo internacionales existentes.

En muchos casos, la base de las normativas españolas, han sido una serie de normativas internacionales como son la ISO 2631-1 “*Mechanical vibration and shock -- Evaluation of human exposure to whole-body vibration -- Part 1: General requirements*” [26] de 1985 y revisada en 1997 y la ISO 10137 “*Bases for design of structures: Serviceability of buildings and walkways against vibrations*” [27] de 1992 y revisada en 2007.

En los últimos años, se han publicado guías de pasarelas peatonales con el objeto de facilitar a los proyectistas el proceso de cálculo. Las guías más extendidas son “*Guidelines for the*

*design of footbridges*” publicada por FIB en 2005 [74], “*Assessment of vibrational behaviour of footbridges under pedestrian loading*” publicada por Sétra en 2006 y “*Design of footbridges*” [29] publicada como resultado del proyecto Hivoss en 2008 [30]. En estas guías se dan pautas de cómo diseñar y evaluar la respuesta dinámica de las pasarelas en la fase de cálculo. En este sentido, dan formulaciones sencillas de modelos de carga para un peatón, grupos de peatones y flujo continuo de peatones en los que se tiene en cuenta factores de sincronización en función del rango de frecuencias de paso, entre otros aspectos.

En la Figura 99, se muestra una escala temporal con las fechas de publicación de los principales documentos de consulta, tanto nacionales (parte superior de la línea), como internacionales (parte inferior de la línea).

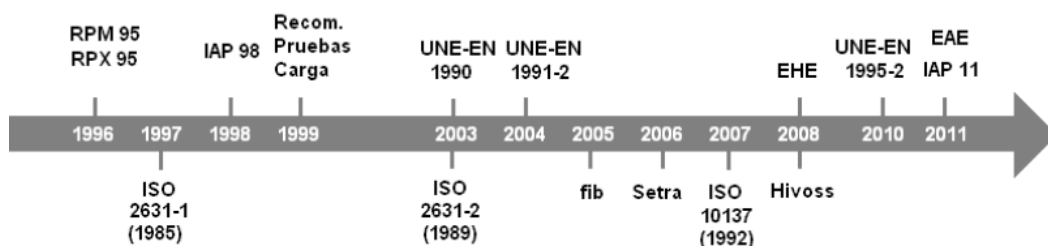


Figura 99. Fechas de publicación de documentos nacionales e internacionales relacionadas con el estado de servicio en pasarelas peatonales

Las normativas de puentes y pasarelas peatonales prestan cada vez más atención a los posibles problemas dinámicos y al análisis del estado de servicio de dichas estructuras.

De forma general, dichas normativas recomiendan evitar que los modos principales de las pasarelas estén dentro de los rangos de frecuencia de paso típicos de los peatones (incluyendo andar y correr), y establecen valores límite de aceleración vertical y lateral tal que se asegure el estado de servicio de la estructura.

Mención aparte merecen los Eurocódigos. Los eurocódigos no son de obligado cumplimiento, a menos que exista una cláusula de excepción general prevista en el Código Técnico de la Edificación [66]. De todos los eurocódigos, los que tratan temas relacionados con la evaluación del ELSV y que pueden ser aplicados a pasarelas peatonales son: la UNE-EN 1990:2003 [67] o Eurocódigo 0 de Bases de cálculo, la UNE-EN 1991-2:2004 o Eurocódigo 1 [68], en su parte de cargas de tráfico en puentes y la UNE-EN 1995-2:2010 o Eurocódigo 5 [69], de estructuras de madera en el apartado de puentes.

En la Tabla 11, se muestran los rangos críticos de frecuencia y los límites de aceleración de las principales normativas nacionales e internacionales. Esta tabla es una actualización de las tablas presentadas en la guía de diseño de pasarelas de la Federación Internacional para el

Hormigón Estructural [74]. Las variables  $f_v$  y  $f_h$  son, respectivamente, la frecuencia de los modos verticales y laterales de la estructura.

Tabla 11. Frecuencias críticas y valores de aceleración máximos de confort

Normativas	Frecuencias críticas (Hz)		Aceleraciones máximas de confort ( $m/s^2$ )	
	Vertical	Lateral	Vertical	Lateral
ISO 10137 [26]	1.7÷2.3		60X umbral vertical	30X umbral horizontal
Eurocódigo 0 – Anejo 2 (EN1990 - Annex A2)	<5	<2.5	0.7	<2.5
Eurocódigo 1 (EN1991)	<5	<2.5	$\min(0.5\sqrt{f_v}, 0.7)$	$\min(0.14\sqrt{f_h}, 0.15)$
Eurocódigo 2 (ENV1992-2)	1.6 - 2.4	0.8 - 1.2		
RPX95, RPM95 (España)			$0.5\sqrt{f_v}$	
Din-Fachberitch 102 (Alemania)	1.6 - 2.4, 3.5 - 4.5		$0.5\sqrt{f_v}$	
SIA 260(Suiza)	1.6 - 4.5	<1.3		
AASHTO 1997 (USA)	<3			
ONT83 (Canada)			$0.25(\sqrt{f_v})^{0.78}$	
Austroroads (Australia)	1.5 - 3			
Normativa de Pasarelas japonesa (1979)	1.5 - 2.3		1	
AISC Guide 11			100x (Curva base Iso 2631-2)	
VDI 2057			$0.6(f_v)$	0.214
Eurocódigo (ENV1995)	<5	<2.5	0.7	0.2
EAE 2011(España) [65]	1.6÷2.4 3.5÷4.5	0.6÷1.2	$\min(0.5\sqrt{f_v}, 0.7)$	0.2(0.4)
BS 5400 (Reino Unido) [70]	<5		$0.5\sqrt{f_v}$	
Din102 (Alemania)	1.6÷2.4 3.5÷4.5		$0.5\sqrt{f_v}$	
SETRA (Francia) [29]	1.0÷5.0		0.5, 1.0, 2.5	0.15, 0.3, 0.8

Como se observa en la Tabla 11, la normativa española propone rangos de frecuencia críticos y valores de aceleración máximos de confort que están recogidos en varios documentos [65, 72 y 73]. Así, en la nueva instrucción de acero estructural [66], todavía en fase de proyecto, se recomienda que las pasarelas peatonales eviten que sus modos verticales estén comprendidos en el rango de 1.6 Hz a 2.4 Hz, y en el rango de 3.5 Hz a 4.5 Hz, mientras que se fija la aceleración vertical máxima de confort en  $2 \cdot 0.5 \text{ m/s}^2$ , sin que en ningún caso se supere  $0.7 \text{ m/s}^2$  cuando un peatón de 750 N de peso camine o corra sobre el tablero. También se aconseja

evitar modos de vibración lateral o de torsión situados en el rango de 0.6 Hz a 1.2 Hz. En este caso, las aceleraciones horizontales máximas no deberían superar  $0.2 \text{ m/s}^2$  en condiciones de uso normal, y  $0.4 \text{ m/s}^2$  en condiciones de aglomeraciones excepcionales.

Por otro lado, en las recomendaciones para el proyecto de puentes mixtos [72] y metálicos [73] del Ministerio de Fomento se establece  $2.05 \text{ m/s}^2$  como valor límite de aceleración vertical y se relaciona este límite en aceleración con la flecha en el centro del vano del puente por medio de una formulación sencilla.

En el caso de España, la legislación actual sólo obliga a verificar el estado de servicio en algunos casos y normalmente queda a criterio del diseñador o del propietario de la estructura la realización de las mismas. Así, la instrucción sobre las acciones a considerar en el proyecto de puentes de carretera [62] establece la realización de pruebas de carga estática antes de la puesta en servicio de cualquier puente con vanos superiores a 12 m, mientras que las pruebas dinámicas sólo son preceptivas para vanos mayores de 60 metros o si se prevé que las vibraciones puedan afectar a la funcionalidad de la estructura. Para la realización de pruebas de carga dinámicas, el Ministerio de Fomento editó en 1999 un documento con las recomendaciones para la realización de pruebas de recepción en puentes de carretera que también es aplicable a pasarelas peatonales [75]. En dicho documento, se dan algunas pautas para la realización de la pruebas de carga dinámica en pasarelas.

Además de los valores máximos de aceleración fijados en las normativas ya mencionadas, existen otras normativas que tratan el tema de las vibraciones que afectan a las personas (por ejemplo en edificios) cuantificando el valor de la vibración mediante otros índices, como es el MTVV (*Maximum Transient Vibration Value*) o los dosados de vibración (VDV) [27]. Aunque estos índices no están incluidos en las normativas referentes a puentes y pasarelas, podrían aportar más conocimiento sobre el estado de servicio de las mismas.

Por otro lado, se han publicado en los últimos años guías de diseño de pasarelas peatonales donde se trata con detenimiento el problema de las vibraciones y se sugieren distintas soluciones para mejorar su respuesta dinámica en el caso de tener un nivel excesivo de vibraciones. Algunas de éstas son las publicadas por la ya mencionada Federación Internacional para el Hormigón Estructural [74], la guía francesa del *Service d'Etudes techniques des routes et autoroutes* [29] o la guía publicada como resultado del proyecto europeo "*Human induced Vibrations on Steel Structures*" [75]. En la primera de las guías se trata sobre diversos aspectos del diseño y la construcción de pasarelas, y, en el capítulo 5 dedicado a la dinámica de la estructura se resumen los rangos de frecuencia críticos, las

aceleraciones límite de confort y los distintos modelos de carga a analizar en la fase de diseño que se encuentran en normativas y publicaciones especializadas. Las otras dos guías se centran exclusivamente en el análisis del comportamiento dinámico frente a las cargas de los peatones y presentan dos metodologías similares para el análisis del grado de confort de las pasarelas peatonales en su etapa de diseño.

En las guías también se remarca la importancia del cliente o propietario de la estructura, el cual es el responsable de definir todos los posibles estados de carga que deben ser analizados en la fase de diseño y el grado de confort deseado para cada uno de ellos. También se presta especial atención al efecto del *lock-in* o de sincronización forzada. Este fenómeno, que tuvo lugar tanto en la pasarela de Solferino como en la pasarela *Millennium Bridge*, consiste en la excitación del modo de flexión lateral de la estructura cuando los peatones sincronizan su paso con dicho modo. El organismo francés Sétra [29] y la ingeniería ARUP estudiaron, respectivamente, este fenómeno en las pasarelas mencionadas. Los estudios concluyeron que el *lock-in* se caracteriza por generarse a partir de un número crítico de peatones o bien al superar un cierto valor de aceleración crítica (0.10 - 0.15 m/s<sup>2</sup>).

#### **4.3.2 Estudio de serviciabilidad de la pPGB**

Para el estudio de la serviciabilidad de la pPGB de Valladolid se han valorado estadísticamente los resultados de una encuesta sobre la influencia en la percepción de las vibraciones, transitándose tanto por el CP como por el CB, sobre superficies cubiertas de una capa de material viscoelástico de caucho, mezcla de virutas de neumático reciclado (54 %) aglomeradas con resinas y caucho natural (46 %). A tal efecto, se ha sensorizado la pasarela y se han realizado ensayos con un conjunto significativo de usuarios, a quienes se les ha pedido rellenar un formulario tras cruzar la pasarela, con el fin de recopilar datos sobre la cuantía en que las vibraciones de la propia pasarela son percibidas por los peatones. Con las respuestas de cada usuario y los valores de la aceleración eficaz de la pasarela durante el tiempo que dura su tránsito se ha realizado un estudio estadístico que permite valorar la relación entre características dinámicas de la pasarela, y la comodidad de sus usuarios en cuanto a la percepción de vibraciones. El estudio pretende aportar una visión novedosa en la que se tiene en cuenta tanto datos objetivos como subjetivos. Se persigue, además, reflexionar sobre la conveniencia de la utilización de materiales viscoelásticos como recubrimiento superficial en pasarelas peatonales con el propósito de mejorar la comodidad del tránsito de los viandantes.



Los resultados del estudio están recogidos en el artículo “Estudio de la comodidad de la marcha al cruzar una pasarela propensa a vibrar con pavimento flexible” recogido en el punto 7.2 del presente documento.



## Conclusiones

---



## 5. CONCLUSIONES

Persiguiendo el objetivo principal de la tesis, indicado en el apartado anterior, se exponen a continuación las principales conclusiones de los estudios realizados.

### 5.1 Conclusiones generales

- Aunque hay distintos puntos de vista sobre cómo afectan las vibraciones al cuerpo humano, este trabajo sólo se centra en vibraciones de cuerpo completo cuando está en movimiento sobre una determinada estructura. Adicionalmente, en la mayoría de los ensayos realizados, es el propio movimiento del cuerpo al andar el que provoca las excitaciones que hacen vibrar a la estructura sobre la que camina.
- Las personas sienten las vibraciones de distinto modo en función de su actividad, fisionomía, estado de ánimo, experiencias previas, etc. Esto hace difícil establecer unos criterios únicos sobre cuándo la vibración de una determinada estructura es molesta o no.
- A pesar de lo comentado anteriormente, es conocido que determinadas direcciones de vibración y rangos de frecuencias son más incómodos que otros, de manera que vibraciones de similar amplitud se pueden percibir como molestas o no según su dirección (vertical, horizontal, etc.) y frecuencia.
- Los niveles de aceleración, medidos según distintos indicadores, a partir de los cuales una estructura se percibe como incómoda ( $a_{max}$ ) son mucho menores que los niveles de aceleración de las distintas partes del cuerpo al caminar. Además, al andar a distintos ritmos, el nivel de aceleración de las distintas partes del cuerpo varía en mayor grado que  $a_{max}$ , y, no por ello, el caminar resulta incómodo. En cambio, si el suelo sobre el que se camina se mueve (estructura vibrante), aunque sus niveles de aceleración sean muy inferiores a los registrados en las distintas partes del cuerpo, ese movimiento es percibido por el peatón y puede resultar incómodo.
- Debido a lo indicado en el párrafo anterior, prácticamente la totalidad de las prescripciones de las normativas sobre la aptitud al servicio de puentes, pasarelas y forjados (en definitiva, la comodidad de los mismos) se evalúan en función del estado vibratorio de dicha estructura, no de los peatones que la excitan. Sin embargo, se ha constatado que, de entre los distintos parámetros que afectan a la percepción del movimiento del suelo de estructuras vibrantes, uno de ellos es la flexibilidad del pavimento. De este modo, puede darse el caso de que, al caminar sobre una misma

estructura (y por tanto el mismo nivel de aceleraciones) con diversos pavimentos, la percepción de vibraciones sea distinta según el pavimento.

- Como se ha comentado, la percepción de vibraciones depende, entre otros factores, de la frecuencia y amplitud del movimiento de la estructura sobre la que se camina. En general, al caminar sobre una estructura esbelta, se inducen fuerzas cuasi-armónicas que excitan dicha estructura. La respuesta de la estructura ante dichas fuerzas es limitada, a no ser que la frecuencia de excitación se aproxime a alguna de las frecuencias naturales de la estructura. En este caso, si la estructura es ligera y el amortiguamiento bajo, por resonancia, las amplitudes pueden ser significativas y, por tanto, su movimiento apreciable y potencialmente incómodo. Por consiguiente, cuando una estructura ligera tiene frecuencias propias en el rango de las actividades de andar o correr pueden resultar incómodas incluso cuando son transitadas por un único peatón que las excita y, simultáneamente, percibe el movimiento resultante. Evitar este problema no es fácil. Habría que cambiar las propiedades dinámicas de la estructura para evitar frecuencias naturales en el rango excitable por los peatones, o bien aumentar su masa (para minimizar el efecto de la fuerza de excitación, proporcional a la masa del peatón) o el amortiguamiento estructural (para que el incremento de la amplitud en cada ciclo sea bajo y no se lleguen a magnitudes importantes durante el tiempo de tránsito del peatón). Actuar en estos tres parámetros (frecuencia, masa y amortiguamiento) precisa intervenciones estructurales que, en general no son viables.
- Sin embargo, cambiar la flexibilidad del pavimento (alfombras, moquetas, espumas en interiores, o aglomerados de caucho en exteriores) es una medida viable que, sin afectar a las propiedades estructurales, hace que la apreciación de los usuarios sea distinta. Con pavimentos flexibles, aunque las aceleraciones aumenten (al hundirse dicho pavimento bajo los pies), se enmascara el movimiento de la estructura y hace que, en general, durante el tránsito, no se noten tanto las vibraciones. Nótese que los desplazamientos de la estructura pueden ser incluso menores que los hundimientos del pavimento bajo el pie.
- Se hace notar que andar por pavimentos flexibles puede no resultar tan cómodo como por los tradicionales pavimentos rígidos. Se mezclan aquí dos problemas que han hecho complicado extraer conclusiones mediante cuestionarios a los usuarios. Por una parte, está la incomodidad debida a la vibración de la estructura, por otra, la debida a la flexibilidad del pavimento. Respecto a esta última, se hace también notar que dentro

de las habilidades naturales de la locomoción humana está la de adaptarse al tipo de pavimento, cambiando el ritmo, o la amplitud del paso, u otros aspectos posturales (movimiento de los brazos, separación lateral de los pies, etc.). Esto ha complicado adicionalmente el estudio.

- Otro aspecto destacable detectado en los estudios realizados es el hecho de que, cuando es un único peatón quien excita a la estructura en el caso crítico coincidente con resonancias, el movimiento de los pies está en fase con la respuesta de la estructura, es decir, al bajar el pie baja la estructura sincronizadamente. Si esta sincronización se mantiene a lo largo del tránsito puede resultar que dicho tránsito sea cómodo a pesar de tener valores de aceleración altos. Una manifestación curiosa de este fenómeno ocurre cuando se pide al peatón que se detenga en la mitad y tras una pausa reinicie el paso. Al detenerse se hace consciente del elevado movimiento vibratorio de la estructura.
- En las estructuras estudiadas, por su naturaleza estructural (viga simplemente apoyada y catenaria) los desplazamientos al principio de cada tránsito son mínimos o nulos y van creciendo hacia la mitad del vano. Esto genera dos efectos. Por una parte, si para cuantificar el estado vibratorio se registran las aceleraciones del centro del vano, se están computando mayores niveles que los realmente sufridos por el peatón. Por otra parte el peatón va notando que la pasarela cada vez vibra más (al menos, hasta llegar a la mitad), sensación de inseguridad creciente que puede afectar a las valoraciones sobre comodidad. Adicionalmente, en la pPGB hay pavimento flexible varios metros antes de entrar en la parte colgante de la misma, permitiendo cierta adaptación al cambio brusco de pavimento, lo que, de nuevo, contribuye favorablemente al posible enmascaramiento del movimiento de la pasarela cuando se llegue a su zona central.
- También es meritorio comentar que, a pesar de las habilidades psicomotrices de adaptación al medio por el que se camina, el escaso tiempo necesario para cruzar este tipo de puentes (27 s para pWB, 75 s para pPGB) es insuficiente para habituarse, de ahí la importancia de que las estructuras cumplan con las especificaciones recomendadas respecto a su aptitud al servicio.
- A diferencia de lo que podría pensarse, desde el punto de vista mecánico, la existencia de pavimento flexible entre el peatón y la estructura no afecta significativamente a la respuesta de ésta. Podría pensarse en este pavimento como en un sistema de suspensión, que pudiera filtrar ciertas frecuencias y alterar significativamente la forma

en la que la carga actúa. En los pavimentos estudiados no se han observado estos efectos. De hecho sólo se han cuantificado pequeños cambios (ligero incremento del tiempo de permanencia del pie en contacto con el suelo y leves modificaciones en los picos de las fuerzas inducidas, minorando el impulso de frenado y aumentando el impulso de aceleración) que según se ha comentado, no afectan a la respuesta de la estructura.



## 5.2 Conclusiones específicas

- Desde el punto de vista mecánico, el pavimento flexible afecta a la marcha en los siguientes aspectos: aumenta el tiempo de permanencia del pie en el suelo, disminuye la intensidad del impulso de frenado (por contacto con el talón y el pavimento) y eleva las aceleraciones medidas en las distintas partes del cuerpo. Dentro de las flexibilidades estudiadas, estos efectos son proporcionales a dicha flexibilidad. Además, dado el comportamiento viscoelástico del material usado en el pavimento y el hundimiento del mismo bajo la presión del pie, el consumo de energía del peatón aumenta con la flexibilidad. Excepto la disminución del pico del impulso de frenada, los efectos comentados no son tendentes, por lógica, a mejorar la sensación de confort de la marcha.
- Cuando se combina el pavimento flexible con el movimiento del suelo por el que se camina, bien por el efecto objetivo de disminución de las fuerzas de contacto entre el talón y el pavimento o bien por el efecto subjetivo de enmascaramiento de los movimientos del suelo, en general los usuarios se ven menos afectados por el estado dinámico de la estructura por la que transitan.
- Un estudio más detallado del efecto objetivo comentado exigiría experimentación comparativa de las presiones plantares al caminar sobre suelos vibrantes y sobre pavimentos con distinta flexibilidad. La instrumentación necesaria para estos estudios no ha estado disponible.
- Se ha puesto de manifiesto la influencia de la flexibilidad del pavimento sobre la percepción de vibraciones y, por tanto, sobre la aptitud al servicio de las estructuras vibrantes. Sin embargo, este efecto no se contempla en las fórmulas que generalmente se emplean para evaluar la serviciabilidad, limitándose éstas a distintos indicadores obtenidos del registro de aceleraciones de la propia estructura, ponderadas con distintas curvas en función de su contenido en frecuencias. En cierto modo, estas propuestas de las normativas son lógicas por su facilidad de evaluación. La inclusión de los efectos objetivos debidos a la flexibilidad del pavimento es compleja, ya que, además, se ven afectados por el peso del peatón, su forma de caminar y el tipo de calzado que use. El hundimiento del pavimento bajo la presión del tacón parece jugar un papel importante. Más complejo puede resultar intentar incluir la influencia subjetiva debida al efecto de enmascaramiento comentado.



## Conclusions

---



## CONCLUSIONS

Considering the main objective of the thesis, as described in the previous section, the main conclusions of the studies are set out as follows.

### General conclusions

- Although there are different points of views on how vibrations affect the human body, this paper only focuses on whole-body vibration when moving on a given structure. Additionally, in most of the tests conducted, it is the movement of the body during walking what causes the excitations, producing vibrations on the structure.
- People feel the vibrations in different ways depending on their activity, physiognomy, mood, experiences, etc. Such many aspects make it difficult to establish a unique criteria on when the vibration of a given structure is annoying or not.
- Despite the comment above, it is known that certain directions of vibration and frequency ranges are more uncomfortable than others; so, a similar amplitude vibration can be perceived as annoying or not, depending on their direction (vertical, horizontal, etc.) and frequency.
- Acceleration levels, measured by several indicators, for which a structure is perceived as uncomfortable ( $a_{max}$ ), are much lower than the levels of acceleration of the various parts of the body during the walk. Furthermore, when walking at different speeds, the acceleration level of the different body parts varies in a higher grade than  $a_{max}$ , and it is not translated into uncomfortable walking. However, if the ground moves (vibrating structure), although its acceleration levels are much lower than those recorded in different parts of the body, the movement is perceived by the pedestrian, and can be uncomfortable.
- Due to what it is described in the previous paragraph, all requirements of the standards regarding the service of bridges, walkways and forges are evaluated in terms of vibrational state of the own structure, not that of the pedestrians who produces the excitation. However, it has been found that, among the various parameters that affect the perception of the ground motion in vibrating structures, one of them is the flexibility of the pavement. In this manner, it could happen that, when walking on the same structure (thus, the same level of acceleration) using different type of pavements, the perception of vibration is different depending on their characteristics.

- As discussed, the perception of vibration depends, among other factors, on the frequency and amplitude of the movement of the structure which the subjects walk on. In general, when walking on a slender structure, forces are induced and excite the structure in a quasi-harmonic manner. The response of the structure to those forces is limited, unless the excitation frequency gets close to one of the natural frequencies of the structure. In this case, if the structure is light and has low damping, due to resonance, the amplitude may be significant, producing a perceptible and potentially uncomfortable movement. Therefore, when a light structure has frequencies in the range of walking and running activities, it may be uncomfortable even when it is crossed by a single pedestrian, who simultaneously excites and receives the resulting movement. Avoiding this problem is not easy. It would be needed to change the dynamic properties of the structure to avoid natural frequencies in the range excitable by pedestrians, or increase their mass (to minimize the effect of the excitation force, proportional to the mass of a pedestrian) or the structural damping (for a low increase of the amplitude in each cycle and avoiding to reach significant magnitudes during the transit time of the pedestrian). Acting on these three parameters (frequency, mass and damping) needs generally non-viable structural manipulations.
- However, changing the flexibility of the surface (carpet, foam indoors or chipboard outdoors) is a feasible countermeasure that, without affecting structural properties, produces different perceptions to users. With flexible pavements, despite acceleration increase (after compression under foot) the movement is masked and makes the structural vibration not so perceptible. It is worthy mentioning, that the displacements of the structure may be even less than the pavement compression under foot.
- It is noted that, walking on flexible pavements may not be as comfortable as on traditional rigid pavements. Two problems are put together here, making difficult to users to extract conclusions using questionnaires. On one side, it is the discomfort due to vibration of the structure, and on the other side, the one due to the flexibility of pavement. Regarding the last, it is also noted that one of the natural abilities of the human locomotion is to adapt to the type of pavement, changing the pace, or step length, or other postural aspects (movement of arms, lateral separation of feet, etc.). This has made, in addition, more complicated the study.
- Another remarkable aspect in studies is the fact that, when only one pedestrian excites the structure, in a critical case coincident with resonances, foot movement is in phase

with the response of the structure. In other words, while the foot is pushing down, the structure is descending synchronously. If this synchronization is maintained throughout the whole walk, it may occur a comfortable sensation despite having high acceleration values. A manifestation of this phenomenon occurs when the pedestrian is asked to stop in the middle and after a pause restart step. Just after the stop, the pedestrian is aware of the high vibration of the structure.

- In the structures studied, due to their structural nature, (simply supported beam and catenary), movement at the beginning of each transit is minimal or absent and grows in the middle of the span. This produces two effects. On one hand, if, in order to quantify the vibrational state, accelerations are recorded at midspan, higher levels than those actually suffered by the pedestrian are computed. On the other hand, the pedestrian notices an increasing vibration (at least, up to midspan), with a growing lack of safety that can affect to assessments of comfort. Additionally, on the pPGB, there exists flexible pavement several meters before the hanging span, allowing some adaptation to abrupt pavement change, contributing in favour to mask the walkway movement when reaching the central area.
- It is also worthwhile, that despite the psychomotor skills of adaptation to the environment on the walks, the short time needed to cross such bridges (27 s for pWB, 75 s for pPGB) is insufficient to get used to it, hence the importance of structures that meet the recommended specifications of its ability to service.
- In spite of what it might be expected from the mechanical point of view, the existence of flexible pavement between the pedestrian and the structure does not affect significantly to the response of the latter. It could be conceived the pavement as a system in suspension that filters, in a certain manner, the frequencies, and significantly alter the way the load acts. In pavements studied these effects were not observed. In fact, only small changes were quantified (slight increase of contact time of foot to ground and slight changes in peak induced forces, with reduction of braking pulse and increase of acceleration pulse) which, as commented, does not affect the response of the structure.

## Specific conclusions

- From the mechanical point of view, the flexible pavement affects the walk in the following areas: increases the contact time of the foot on the ground, decreases the intensity of braking impulse (due to heel contact to pavement) and increases the accelerations in different parts of the body. Within the flexibilities studied, these effects are proportional to such flexibility. Moreover, given the viscoelastic behavior of the material used in the pavement and being compressed under foot pressure, energy consumption of pedestrian increases with the flexibility. Except the reduction of braking pulse peak, the effects discussed are not intended, logically, to enhance the sensation of comfort.
- When combined flexible pavement with ground motion during the walks, either by the objective effect of decreasing the contact forces between the heel and the floor or by the subjective effect of masking of ground motions, the users are generally less affected by the dynamic state of the structure.
- A more detailed study of the objective effect commented, would demand comparative experiments of plantar pressures during walk on vibrating floors and pavements with varying flexibility. The instrumentation required for these studies has not been available.
- It is shown the influence of flexible pavement on vibration perception and therefore, the serviceability of vibrating structures. However, this effect is not considered in the formulas that are generally used to assess the serviceability, being limited to different indicators obtained from the register of accelerations in the structure, weighted with different curves according to their frequencies content. In a way, these proposed regulations are logical for ease of evaluation. The inclusion of the objective effects due to the flexibility of the pavement is complex, and also affected by the weight of the pedestrian, his walk and the type of footwear used (the compression of the pavement under pressure from the heel seems to play an important role). It may be more complex to include subjective influence due to the masking effect commented.



## Referencias

---



## 6 REFERENCIAS

- [1] Tilly, G.P. et al. (1984). Dynamic behaviour of footbridges. *Int. Ass. Bridge Struct. Eng.* 194; 259-67.
- [2] Parker D. (2003). Rock fans uncover town hall floor faults. *New Civil Engineer*, 20.
- [3] Glackin, K. (2000). Stadia rethink prompted by Cardiff fiasco. *Building*, 11.
- [4] Ebrahimpour A, Sack RL. (2005). A review of vibration serviceability criteria for floor structures. *Computers and Structures* 83, pp:2488-2494.
- [5] EUR Directorate-general of Research. (2006). Generalization of floor vibrations for industrial, office, residential and public buildings and gymnastic hall. *Rep.* 21972.
- [6] Zivanovic S., Pavic A., Reynolds P. (2005). "Vibration serviceability of footbridges under human-induced excitation: a literature review. *ELSEVIER Journal of Sound and Vibration* 279, 1-74.
- [7] J.G.S. da Silva, P.C.G. da S. Vellasco, S.A.L. de Andrade, L.R.O. de Lima, F.P. Figueiredo (2007). Vibration analysis of footbridges due to vertical human loads. *ELSEVIER Computers and Structures* 85, 1693-1703.
- [8] Skorecki, J. (1966). The design and construction of a new apparatus for measuring the vertical forces exerted in walking: a gait machine. *J. Strain Analysis*.
- [9] Bachmann, H. and Ammann, W. (1987). Vibration in structures induced by man and machines. *Int. Ass. Bridges Struct. Engng. Doc n° 3e*.
- [10] Ellis, B. R. and Ji, T. (1994). Floor vibrations induced by dance-type loads: verification. *The Struct. Eng.* 73 3/1.
- [11] Bachmann et al. (1995). Vibration problems in structures. Practical guidelines. *Birkhäuser*.
- [12] Asociación Científico - Técnica del Hormigón Estructural (2001). Problemas de vibraciones en estructuras. *Colegio de Ingenieros de Caminos*.
- [13] Smith, J. W. (2002). Human-induced vibrations *en* Dynamic loading and design of structures. *A. J. Kappos. SPON*.
- [14] Sachse, R., Pavic, A., and Reynolds, P. (2003). Human-structure dynamic interaction in civil engineering dynamics: A literature review. *The Shock and Vibration Digest*, 35(1), 3-18.

- [15] Huang T.J., Chang L.T. (2009). Design and evaluation of shock-absorbing rubber tile for playground safety. *Materials and Design* 30 (2009) 3819–3823.
- [16] British Standar 7188:1998 Incorporating Amendment No. 1. (1998). Impact absorbing playground surfacing – Performance requirements and test methods.
- [17] ASTM Designation: D 1415 – 88. (Reapproved 1999). Standard Test Method for Rubber Property – International.
- [18] ASTM F 1292-04 Impact Attenuation Test. Standard Specification for Impact Attenuation of Surface Systems Under and Around Playground Equipment.
- [19] Fritz M., Peikenkamp K. (2003). Simulation of the influence of sports surfaces on vertical ground reaction forces during landing. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2003, Vol. 41.
- [20] Med. Biol. Eng. Comput. (2003). 41, 11-17.
- [21] Suzanna Logan, Ian Hunter, Ty Hopkins J., Brent Feland J. and Parcell Allen C. (2010). Ground reaction force differences between running shoes, racing flats, and distance spikes in runners. *Journal of Sports Science and Medicine* 9, 147-153.
- [22] Katherine O`Leary, Kristin Anderson Vorpahl, Bryan Heiderscheit. Effect of cushioned insoles on impact forces during running.
- [23] Journal of the American Podiatric Medical Association. (January/February 2008). Vol 98 No 1.
- [24] Martyn R. Shorten. (1993). The energetics of running and running shoes. J. *Biomechanics* Vo 26, Suppl 1, pp. 41-51.
- [25] Verdejo R., Mills N.J. (2004). Heel-shoe interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles. *Journal of Biomechanics* 37 1379-1386.
- [26] INTERNATIONAL STANDARD ISO 10137: 2007(E). (2007). Bases of for design of structures – Serviceability of buildings and walkways against vibrations. *International Organization for Standardization*.
- [27] INTERNATIONAL STANDARD ISO 2631-1:1997. (1997). Mechanical vibration and shock-Evaluation of human exposure to whole-body vibration-part1: General requirements. *2nd Edition Genève: International Organization for Standardization*.
- [28] BRITISH STANDARD BS 6472-1:2008. (2008). Guide to evaluation of human exposure to vibration in buildings-part1: Vibration sources other than blasting.

- [29] SETRA Service d'études techniques des routes et autoroutes. (2006). Guide méthodologique passerelles piétonnes. Technical guide Footbridge: Assessment of vibration behavior of footbridges under pedestrian loading. *Bagneux: Setra*.
- [30] Hivoss 2008. (2008). Design of Footbridges. Guideline. Human Induced Vibrations of Steel Structure. *Hivoss-RFS2-CT-2007-00033, 31p*.
- [31] European project. (2006). RFCD vibration of floors.
- [32] Galanti F., Heinemeyer Ch., Feldmann M., Lentzen S. (2011). Assessment of floor vibration using the OS-RMS90 method. *Proceedings of the 8th International Conference on Structural Dynamics, EURODYN*.
- [33] Barker C., Mackenzie D., Mcfadyen N., Deneumann S., Ko R., Allison B. (2005). Footbridge Pedestrian Vibration Limits, Part 1: Pedestrian Input, Part 2: Human Sensitivity. Part 3: Background to Response Calculation. *Second Footbridge International Conference*.
- [34] Zoltowski K. (2008). Footbridges, numerical approach. *Third Footbridge International Conference*.
- [35] Racic V., Pavic A., Brownjohn J.M.W. (2009). Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review. *ELSEVIER Computer and Structures 89, 1649-1663*.
- [36] Tommaso Morbiato, Renato Vitaliani, Anna Saetta. (2011). Numerical analysis of a synchronization phenomenon: Pedestrian-structure interaction. *ELSEVIER Journal of Sound and Vibration 326, 1-49*.
- [37] Pavic A. (2011). Vertical crowd dynamic action on footbridges: review of design guidelines and their application. *4<sup>th</sup> Footbridge International Conference*.
- [38] Stoyanoff S., Hunter M., Byers D.D. (2002). Human induced vibrations of footbridges. *Proceedings of the Footbridge, Conference, Paris, France*.
- [39] Figueiredo F.P., Silva J.G.S., de Lima L.R.O., da S. Vellasco P.C.G., de Andrade S.A.L. (2008). A parametric study of composite footbridges under pedestrian walking loads. *ELSEVIER Engineering Structures 30, 605-615*.
- [40] Brownjohn J., Zivanovic S., Pavic A. (2008). Crowd dynamic loading on footbridges. *3<sup>th</sup> Footbridge International Conference*.
- [41] Arya Ebrahimpour, Ronald L. Sack. (2005). A review of vibration serviceability criteria for floor structures. *ELSEVIER Computers and Structures 83, 2488-2494*.

- [42] Blanco M., Bouillard Ph., Bodarwé E., Ney L. (2005). Structural dynamic design of a footbridge under pedestrian loading. *9th SAMTECH Users Conference*.
- [43] Angus Low. (2008). Design for dynamic effects in long span footbridges. *3<sup>th</sup> Footbridge International Conference*.
- [44] Flaga A., Pantak M. (2008). Vibration comfort criteria for pedestrians on footbridges. *3<sup>th</sup> Footbridge International Conference*.
- [45] Hawryszków P. (2011). Analysis of dynamical sensitivity and comfort of footbridges. *4<sup>th</sup> Footbridge International Conference*.
- [46] Forta N.G. (2009). Vibration intensity difference thresholds. *Ph.D. Thesis*, Faculty of engineering, science and mathematics institute of sound and vibration research, University of Southampton.
- [47] Ljunggren F. (2006). Floor vibration – dynamic properties and subjective perception. *Ph.D. Thesis*, Department of Human Work Sciences, Lulea University of Technology.
- [48] Kenny C.S. Kwok, Peter A. Hitchcock, Melissa D. Burton. (2009). Perception of vibration and occupant comfort in wind-excited tall buildings. *ELSEVIER J. Wind Eng. Ind. Aerodyn.* 97, 368-380.
- [49] Taura Y., Kawana S., Nakamura O., Kanda J. and Nakata S. (2006). Evaluation perception of wind-induced vibration in buildings. *Proceedings of the Institution of Civil Engineers Structures and Buildings* 159, Issue S85, Pages 283-293.
- [50] Thuong O. (2011). Predicting the vibration discomfort of standing passengers in transport. *Ph.D. Thesis*, Faculty of Engineering, The University of Southampton.
- [51] Patel M., Fransson P.S., Lush D., Gomez S. (2008). The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. *ELSEVIER Gait and Posture* 28, 649-656.
- [52] Hylton B. Menz, Stephen R. Lord, Richard C. Fitzpatrick. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *ELSEVIER Gait and Posture* 18, 35-46.
- [53] Roy Muller, Reinhard Blickhan. (2010). Running on uneven ground: Leg adjustments to altered ground level. *ELSEVIER Human Movement Science* 29, 578-589.
- [54] Hyung Ham Kim. (2005). The Effects of Transitioning Between Different Floor Surfaces on Gait Characteristics of the Elderly. *Ph.D. Thesis*, Virginia Polytechnic Institute and State University.

- [55] Daniel S. Marigold and Aftab E. Patla. (2005). Adapting locomotion to different surface compliances: neuromuscular responses and changes in movement dynamics. *J Neurophysiol* 94; 1733-1750. First published May; DOI: 10.1151/jn.00019.2005.
- [56] Daniel S. Marigold and Aftab E. Patla. (2006). Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Exp Brain Res* 173: 521-530. DOI: 10.1007/s00221-006-0399-5.
- [57] Yon Visell, Bruno L. Giordano, Guillaume Millet, Jeremy R. Cooperstock. Vibration influences haptic perception of surface compliance during walking. *PLOS ONE*.
- [58] Istrate M.V., Lorenzana A., Ibán N., Vasallo A. (2012). Cuantificación de la percepción de la vibración en pasarelas peatonales. *DYNA*.
- [59] Živanović S., Johnson R. P., Dang H. V., Dobrić J. (2013). Design and Construction of a Very Lively Bridge. *IMAC XXXI*.
- [60] Sarah Rosen. (2009). The Propulsion Dynamics of Human Locomotion. *Thesis (PhD)*. Faculty of Drexel University.
- [61] Vicon Motion Systems. (March 2008). Vicon Plug-in Gait Product Guide—Foundation Notes Revision 1.0.
- [62] IAP 98. (2003). Instrucción sobre acciones a considerar en el proyecto de puentes de carretera. 3ª reimpresión. *Madrid: Centro de Publicaciones Secretaría General Técnica Ministerio de Fomento*. 79p. ISBN: 84-498-0348-9.
- [63] IAP 11. (2011). Instrucción sobre acciones a considerar en el proyecto de puentes de carretera. *Centro de Publicaciones Secretaría General Técnica Ministerio de Fomento*.
- [64] EHE-08. (2008). Instrucción de hormigón estructural. *Centro de Publicaciones Secretaría General Técnica Ministerio de Fomento*.
- [65] EAE. (2011). Instrucción de Acero Estructural. *Centro de Publicaciones Secretaría General Técnica Ministerio de Fomento*.
- [66] About the Eurocodes. Legal situation per country. (latest update: 25/01/2011) <http://www.eurocodes-online.com>.
- [67] UNE-EN 1990:2003. (2003). Eurocódigos. Bases de cálculo de estructuras. *AENOR*.
- [68] UNE-EN 1991-2:2004. (2004). Eurocódigo 1: Acciones en estructuras. Parte 2: Cargas de tráfico en puentes. *AENOR. Madrid*.

- [69] UNE-EN 1995-2:2010. (2010). Eurocódigo 5: Proyecto de estructuras de madera. Parte 2: Puentes. *AENOR. Madrid*.
- [70] BS5400. (1982). Steel, concrete and composite bridges. Part-3. Code of practice for design of steel bridges. *BS5400. BS5400*.
- [71] Ministerio de Fomento. (1999). Recomendaciones para la realización de pruebas de carga de recepción en puentes de carretera. *Madrid: Centro de Publicaciones Secretaría General Técnica Ministerio de Fomento*, 21p. ISBN: 84-498-0425-6.
- [72] RPX 95. (2003). Recomendaciones para el proyecto de puentes mixtos para carreteras. 2ª reimpresión. *Madrid: Centro de Publicaciones Secretaría General Técnica Ministerio de Fomento*.
- [73] RPM 95. (2003). Recomendaciones para el proyecto de puentes metálicos para carreteras. 2ª reimpresión. *Madrid: Centro de Publicaciones Secretaría General Técnica Ministerio de Fomento*.
- [74] FIB. (2005). Bulletin 32: Guidelines for the design of footbridges. *Fédération internationale du béton*.
- [75] Human induced vibration of steel structures. (2007).  
[http://cordis.europa.eu/search/index.cfm?fuseaction=proj.document&PJ\\_RCN=10102885](http://cordis.europa.eu/search/index.cfm?fuseaction=proj.document&PJ_RCN=10102885)



## Publicaciones

---



# Cuantificación de la percepción de la vibración en pasarelas peatonales

---



## 7 PUBLICACIONES

### 7.1 Cuantificación de la percepción de la vibración en pasarelas peatonales

#### Quantifying footbridges serviceability

El artículo “Cuantificación de la percepción de la vibración en pasarelas peatonales”, de los autores Melania Vasilica Istrate, Antolín Lorenzana Ibán, Norberto Ibán Lorenzana, Ali Vasallo Belver, fue publicado en la revista *DYNA Ingeniería e Industria*, en el Año 87 – N°4 de Julio – Agosto de 2012.

Fecha		Factor de Impacto	Rank
Envío	Aceptación	2012	2012
15 de Diciembre de 2011	10 de Abril de 2012	0.171	Q4

Melania Vasilica Istrate<sup>1</sup> Ingeniero Industrial  
Antolín Lorenzana Ibán<sup>2</sup> Dr. Ingeniero Industrial  
Norberto Ibán Lorenzana<sup>1</sup> Ingeniero Técnico Industrial  
Ali Vasallo Belver<sup>1</sup> Dr. Ingeniero Industrial  
<sup>1</sup> Centro Tecnológico CARTIF. División de Ingeniería Mecánica. Parque Tecnológico de Boecillo, Parcela 205, 47151 Valladolid.  
Tfno: +34 983 546504. [melist@cartif.es](mailto:melist@cartif.es)

<sup>2</sup> ITAP. Universidad de Valladolid. Paseo del Cauce 59 - 47011 Valladolid. Tfno: +34 983 423313 [ali@eii.uva.es](mailto:ali@eii.uva.es)

Recibido: 15/12/2011 -- Aceptado: 10/04/2012

DOI: <http://dx.doi.org/10.6036/4510>

### QUANTIFYING FOOTBRIDGES SERVICEABILITY

#### ABSTRACT:

Modern pedestrian bridges are very often slender and very flexible structures, where the first natural frequencies of vibration may fall close to dominant frequencies of the dynamic excitation due to walking or running. Aesthetic, technical and technological developments lead to ever more slender, flexible and low damped footbridges and, as a consequence, they can vibrate significantly even under a single person.

Some codes and guidelines establish acceptable values in terms of acceleration functions. In many of these codes, dynamic problems are addressed by defining limits for the natural frequencies of the structures or for the accelerations associated with pedestrian-induced vibrations. Such approaches are usually conservative and fail to deal with all the parameters relevant to human sensitivity to vibrations, which is highly subjective. This, together with the fact that the natural frequencies and accelerations calculated by analytical or numerical methods are subject to uncertainties, may hinder pedestrian bridge design.

In general, the individual judgement whether

#### RESUMEN:

Desde el punto de vista del diseño estructural, la tendencia actual en lo que a pasarelas peatonales se refiere es hacia estructuras ligeras y vistosas que en ocasiones tienen modos propios de vibración dentro del rango susceptible de ser excitado por los viandantes. Aunque las fuerzas inducidas por los peatones en movimiento son de baja intensidad, cuando su frecuencia coincide con alguna de las naturales de la pasarela, pueden provocar movimientos significativos cuando ésta es ligera y poco amortiguada. Este comportamiento dinámico es apreciado por los distintos usuarios y puede provocar cierta incomodidad.

En algunas normativas, recomendaciones y guías de diseño se dan pautas para estimar esta incomodidad mediante distintos indicadores, si bien su utilidad es limitada al depender de distintos factores, algunos difícilmente cuantificables y otros incluso subjetivos. Por tanto es difícil estimar la aptitud en servicio, o *serviciabilidad*, en las etapas de diseño y cálculo por simulación, y en ocasiones, tras la construcción de la pasarela, podrían ser necesarias intervenciones para limitar los movimientos que experimenta ante cargas normales de uso.

vibrations are disturbing or not are based on psychological parameters and can lead to different limits, as certain persons can perceive vibrations without being discomforted by them. Some of these parameters are difficult to quantify or are highly subjective. They include the number of simultaneous users, frequency of use, pedestrians' activity, flexibility of the pavement, time of exposure, if vibration is expected or not, etc. In this work the vibration perception is addressed and certain applied approaches are presented.

**Key Words:** pedestrian bridges, vibration, perception, discomfort, serviceability

Entre los factores que deben ser tenidos en cuenta se tiene el número de usuarios, su actividad (parados, andar, correr,...) y el ritmo de la misma, la flexibilidad del pavimento, el tipo de barandillas y la visibilidad a través de ellas, la altura sobre el suelo, la previsión del movimiento esperado por el usuario, etc. En este trabajo se presenta esta problemática junto con ciertos estudios aplicados a casos concretos.

**Palabras Clave:** pasarelas peatonales, vibración, percepción, discomfort, *serviciabilidad*

## 1. INTRODUCCION

Es conocido que las pasarelas peatonales esbeltas son propensas a vibrar de forma apreciable en condiciones de servicio, es decir, cuando son transitadas por los viandantes. En la actualidad este comportamiento se ha acentuado por dos razones principalmente. Por una parte, el desarrollo de los materiales de construcción, con mayor resistencia específica, que lleva a que la masa modal de la estructura sea baja, siendo su relación con la masa de los viandantes cada vez menor. Por otra, la tendencia en los países desarrollados hacia ciudades más accesibles, lo que demanda pasos sobre carreteras y ríos que sean no sólo funcionales sino también atractivos. Esto lleva a concepciones estructurales singulares donde en ocasiones lo que prima es la estética en detrimento de la racionalidad ya que a menudo [1] se pasan por alto ciertos principios clásicos del diseño resistente. No todos los seres humanos perciben movimientos, oscilaciones o/y vibraciones de igual forma. Hay diferencias [2, 3] en frecuencias, duración, condiciones de contacto y amplitudes umbrales que se manifiestan de distintas maneras. En ello influyen las características psicósomáticas de cada individuo, la información percibida por otros sentidos y la existencia o no de otros estímulos o vibraciones enmascarantes. En la Tabla 1 se clasifican y enumeran, entre otros, distintos factores que pueden intervenir.

Factores físicos	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Características estructurales, (estáticas y dinámicas como rigidez, frecuencias propias, modos, amortiguamientos y masas modales)</li> <li>• Número de usuarios y actividad de los mismos (andar, correr, ...)</li> <li>• Tipo de pavimento</li> </ul>
Factores fisiológicos del viandante	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Biomecánica y Biometría (sexo, constitución, peso, ritmo, características conductuales, sensibilidad sensorial, ...)</li> <li>• Postura, tipo de calzado, si va cargado o no, ...</li> <li>• Tiempo de exposición</li> </ul>
Factores psicológicos	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Estado de ánimo</li> <li>• Movimiento esperado o no</li> <li>• Comentarios de otros usuarios</li> <li>• Indicios visuales (transparencia y altura de las barandillas y vallas de protección, altura sobre el suelo, cercanía de otras construcciones, ...)</li> <li>• Preocupación por la integridad estructural</li> </ul>

**Tabla 1:** Factores que pueden afectar a la percepción de la incomodidad

La propia mecánica de la locomoción humana [4] requiere movimientos relativos entre los distintos miembros y con ello aceleraciones que pueden ser percibidas por diversos mecanismos sensoriales del cuerpo humano. En nuestro movimiento, generamos fuerzas cuasi periódicas sobre el suelo. Son fuerzas en la dirección vertical, frontal y lateral que suponen la principal excitación sobre la pasarela y por tanto son las causantes del movimiento vibratorio que experimenta y que percibimos. En ocasiones también el viento o usuarios en bicicleta suponen acciones a tener en cuenta.

En general, el origen de las vibraciones es diverso, afectando a parte o a la totalidad del cuerpo humano. Aunque hay gran variedad de estudios sobre el efecto de las vibraciones sobre los trabajadores que usan herramientas (relacionados con aspectos de salud, y recogidos en la norma ISO 5394-1), este trabajo está centrado en vibraciones de frecuencias bajas (desde décimas de Hz hasta unos 100 Hz) afectando a todo el cuerpo, relacionables con aspectos de confort. Estas vibraciones son percibidas de forma significativamente distinta en medios de transporte, donde el movimiento es esperado, y en edificaciones o infraestructuras como pasarelas, donde en principio sería deseable que los movimientos no fueran perceptibles. Los rangos normales de vibración de las estructuras de edificación y de algunas infraestructuras como pasarelas, dentro de niveles perceptibles [5, 6] (por encima de  $0.01 \text{ m/s}^2$ ) pueden situarse entre los 0.5 Hz y los 100 Hz. En este rango de frecuencias actúan simultáneamente varios mecanismos sensitivos del cuerpo humano [7]. Se tiene además la dificultad de que similares valores en amplitud son percibidos de distinta manera en función de su frecuencia. La mecánica de la percepción vibrotáctil no está tan estudiada como la vista o el oído, siendo este uno de los campos de investigación activa tanto en medicina como en ingeniería biomecánica.

Si las frecuencias son muy bajas las oscilaciones se pueden apreciar por la vista. Por debajo de 1Hz es el sistema vestibular del oído interno quien nos informa sobre nuestra posición, siendo éste órgano sensorial capaz de detectar la dirección de la aceleración de la gravedad. Entre aproximadamente 1 Hz y 315 Hz actúan los mecanorreceptores táctiles.

Por encima de unos 50Hz es de nuevo el oído quien percibe las vibraciones en forma de sonido (estando el espectro audible entre los 20 Hz y los 20 KHz).

A diferencia de otros sentidos, el del tacto, en lo que a percepción de vibraciones se refiere, proporciona información distribuida por todo el cuerpo. Desde el punto de vista somático, se pueden identificar [2] mecanorreceptores y otros mecanismos específicos (corpúsculos de Meissner, nódulos de Pacinian, discos de Merkel, terminaciones de Ruffini, canales de

Bolanowski, etc.) asociados a la percepción de vibraciones, aunque en otras ocasiones son los movimientos relativos de los órganos internos del cuerpo quienes proporcionan al sistema nervioso la sensación de movimiento y vibración. Entre 5 y 10 Hz se aprecia el movimiento del estómago dentro de la cavidad abdominal y del corazón dentro de la caja torácica. A este respecto hay varios estudios sobre transmisibilidad e impedancias entre los órganos del cuerpo [3, 8].

Al igual que pasa con otros sentidos, la percepción de las vibraciones puede variar con la exposición. Pero esta dependencia es variada. Así, por ejemplo, hay vibraciones (según su intensidad y contenido en frecuencias) que empiezan a ser molestas a partir de unos determinados segundos y otras que transcurridos algunos minutos comienzan a pasar desapercibidas. En este sentido, la aplicación de la ley de saturación de Zwislocki [9], por la que la percepción nerviosa decae exponencialmente con el tiempo, válida para todos los sentidos, no está tan clara para el caso de vibraciones.

Para la determinación de los umbrales de percepción se usan métodos similares a los actualmente utilizados en las audiometrías. Al igual que en otros sentidos, se diferencian dos umbrales de percepción de la vibración: absoluto y diferencial [7]. Se entiende por umbral absoluto a la menor magnitud (o indicador que pondere magnitudes como frecuencia y aceleración) que puede ser percibida, y por umbral diferencial al menor cambio perceptible en ese mismo indicador. La ley de Weber [9], por la que el umbral diferencial es proporcional al umbral absoluto, aplicable a otros sentidos (vista, oído, gusto, olfato y sensación térmica por el tacto) puede no ser de aplicación a la percepción de vibraciones [10]. Como en otros sentidos, rige el efecto de aprendizaje por el que tras un cierto entrenamiento se puede aumentar la sensibilidad (bajar el umbral de percepción). Por otra parte, a diferencia de lo que pasa con otros sentidos, donde el umbral de percepción aumenta con la edad (es decir, se hace necesario mayor estímulo para percibir la misma sensación), en el caso de las vibraciones no está suficientemente estudiado. De hecho es usual que las personas mayores se quejen más del movimiento de forjados, pasarelas y medios de transporte en general.

También, como en otros sentidos, hay que tener en cuenta el efecto de enmascaramiento. Consiste en que la percepción de un determinado estímulo puede estar impedida por un segundo estímulo, bien sea simultáneo, previo y en algún caso posterior. Es evidente que el hecho de que la persona esté en movimiento (andando, por ejemplo) hace que el movimiento del soporte (forjado, pasarela o piso del medio de transporte) no sea tan molesto. Para el caso de interés (viandantes) esto tiene relación con los umbrales diferenciales y con la saturación.



Así, por ejemplo, si el cambio de un medio fijo (cómodo) a uno móvil (incómodo) es progresivo, los usuarios perciben este último como menos incómodo.

Este trabajo se centra en el estudio de varios indicadores propuestos por las distintas guías de diseño para cuantificar la adecuación al servicio de las pasarelas peatonales. En este sentido se realiza, a través de un caso práctico, una valoración crítica y una discusión de potenciales factores que deben ser tenidos en cuenta, evidenciando la necesidad de completar los criterios de las normativas actuales.

## **2. ANTECEDENTES**

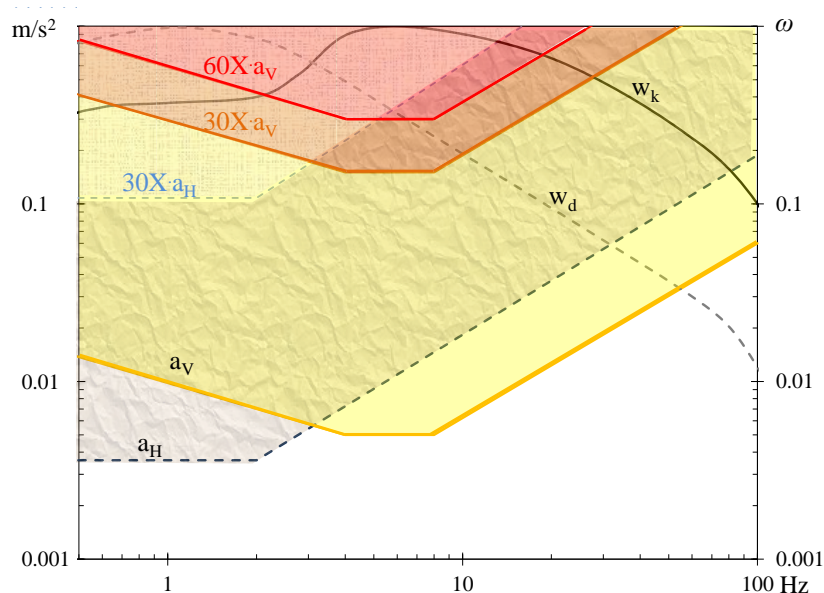
En términos generales, según Mistrol [11] y Griefahn [12], en el rango entre 2 y 30 Hz, a igualdad de amplitud, se percibe mayor incomodidad estando sentado que de pie. Para un viandante son más incómodas las vibraciones laterales que las verticales o frontales. Estando parado de pie, son más incómodas las frontales que las laterales (debido a que la superficie de sustentación es menor) y, con independencia de la dirección, por encima de unos 5 Hz el movimiento se percibe fundamentalmente en las piernas, ya que se va amortiguando rápidamente hacia arriba. Por debajo de 2 Hz puede haber pérdida de equilibrio, fundamentalmente ante movimientos horizontales [13] que se manifiesta en redistribuciones de las presiones plantares o en pequeños pasos para desplazar el centro de gravedad. A estas bajas frecuencias, aunque las vibraciones verticales no afectan a la pérdida del equilibrio desde el punto de vista estático, ya que el centro de gravedad no se desplaza, sí afectan al sistema vestibular del oído interno y pueden producir sensación de mareo.

Ante perturbaciones por movimiento del soporte, el cuerpo humano reacciona, voluntaria o involuntariamente para recuperar o mantener el equilibrio, lo que en cierto modo se puede comparar con un eficiente sistema de control activo tanto en fuerzas de contacto (modificando las presiones plantares) como inerciales (a nivel del centro de gravedad del cuerpo). Además, cuando la reacción es involuntaria pueden aparecer fenómenos de sincronización que pueden originar incluso problemas a la integridad resistente cuando la estructura está ocupada por múltiples usuarios. En [14] se documentan casos críticos como el ocurrido en la pasarela Millenium Bridge en Londres en su inauguración.

A falta de más concreción, ISO10137/2007 [15] establece, para aceleraciones verticales ( $a_v$ ) y horizontales ( $a_H$ ), los umbrales de percepción de la Fig. (1) y aconseja que no se exceda 30 veces dicho umbral para aceleraciones horizontales o para verticales donde por alguna razón sea importante garantizar la comodidad de las personas paradas sobre la pasarela. Para

peatones circulando se establece el límite de las vibraciones verticales en 60 veces dicho umbral.

Sin embargo, estas disposiciones son muy simplistas, entre otras razones debido a que el contenido en frecuencias de la oscilación de pasarelas y forjados es múltiple, y por tanto se hace necesario obtener algún indicador ponderado.



**Fig. 1: Umbral de percepción, funciones de ponderación y límites admisibles, según ISO10137/2007**

Si la percepción de la vibración se relacionara con una única propiedad física, los umbrales podrían ser valores concretos definidos, pero al intervenir varias magnitudes se suelen expresar gráficamente en forma de mapas de percepción equivalente (líneas o superficies). Diversos estudios recopilados en [10] indican que la comodidad depende no sólo de la amplitud de la vibración sino también de su frecuencia. Reiher y Meister [9], fueron los primeros investigadores en establecer, en 1931, el concepto de *contornos de confort equivalentes*. La cuantificación de la amplitud se puede hacer en términos de cualquier magnitud cinemática (desplazamiento, velocidad, aceleración, etc.). Generalmente se usa la aceleración, por ser fácilmente medible, y más con el desarrollo de modernos acelerómetros MEMS. Tampoco es complicado, mediante analizadores de señales, determinar la frecuencia de una determinada oscilación. Por tanto es posible establecer un diseño de experimentos a partir del cual definir los mapas de comodidad.

En distintos trabajos recientes [16 - 18] se determinan este tipo de mapas aplicados a distintos entornos.

Realmente la comodidad no se puede medir directamente y para su cuantificación hay que recurrir a modelos que tengan en cuenta no sólo parámetros físicos sino también percepciones

subjetivas. De hecho lo que generalmente se mide es *incomodidad*, siendo la comodidad *ausencia de incomodidad*. Cuando una persona está cómoda puede dedicar toda su atención a la actividad que quiera llevar a cabo (hablar, leer, usar el móvil,...). Según cuando empiecen a percibirse las vibraciones y cómo afecten a la actividad, así se podrán clasificar en más o menos incómodas. Aunque ha habido intentos, desde Stevens en 1956 [9], de expresar la incomodidad mediante una función matemática, son tantos los factores que influyen que su utilidad es reducida. Entre las metodologías existentes para evaluar la incomodidad cabe destacar las *subjetivas* donde el usuario informa sobre sus percepciones, tras ser preguntado o encuestado y las *basadas en la observación*, por expertos, del comportamiento de los usuarios, buscando indicios como cambios posturales, cambios de ritmo del paso, apoyo en las barandillas, etc. que informen sobre la incomodidad. Ambos métodos se suelen complementar con mediciones instrumentales de la aceleración del suelo, de los miembros del cuerpo, del ritmo cardiaco, etc. También hay posibilidad de hacer experimentos en distintos entornos, desde usuarios no informados sobre estructuras reales hasta voluntarios entrenados sobre modelos controlados en laboratorio.

Fairley y Griffin [19] proponen el concepto de “ponderación por frecuencia”, donde para cada frecuencia se determina el valor  $\omega$  por el que debe ser multiplicada la amplitud para ser percibida de forma similar. Estos valores están incluidos en la Fig. (1) tanto para movimientos verticales como horizontales. Matemáticamente la técnica consiste en invertir los contornos de sensación equivalente y normalizarlos por una constante arbitraria. Esta técnica es la usada en las normas BS6841(1987), ISO2631-1(1997) o ENV12299(1999), entre otras. Los valores de ponderación están evaluados Fairley y Griffin [15] proponen el concepto de “ponderación por frecuencia”, donde para cada frecuencia se determina el valor  $\omega$  por el que debe ser multiplicada la amplitud para ser percibida de forma similar. Estos valores están incluidos sometiendo a los sujetos a un barrido en frecuencia de vibraciones senoidales de amplitud creciente. Con esta información las normativas proponen limitaciones sobre la exposición del cuerpo a vibraciones, en amplitud, frecuencia y duración. Resumidamente, a modo de ejemplo, en la sección 6 de ISO-2631-1 [20] se proporciona un método de evaluación de la incomodidad para gente a pie expuesta a vibraciones (propias del desempeño de determinados trabajos o del uso de medios de transportes), bien sean puramente senoidales, simplemente periódicas, aleatorias o transitorias.

Se obtiene el valor  $a_\omega$  ponderando la aceleración en cada frecuencia (mediante una convolución) y dirección por los distintos pesos  $\omega$ . Tras ello se evalúa el valor cuadrático

medio (rms) en esa dirección (**X** frontal, **Y** lateral o **Z** vertical) durante un determinado tiempo  $T$  mediante:

$$a_{\omega} = \left[ \frac{1}{T} \int_0^T a_{\omega}(t)^2 dt \right]^{1/2} \quad (1)$$

y con estos valores se calcula el *valor de vibración total aVTV* a través de:

$$a_{VTV} = (k_x^2 a_{\omega x}^2 + k_y^2 a_{\omega y}^2 + k_z^2 a_{\omega z}^2)^{1/2} \quad (2)$$

la unidad. Este valor  $aVTV$  es el que se compara con determinados límites para cuantificar la sensación de incomodidad.

En la parte izquierda de la Fig. (3) se indican estos límites. Nótese que el umbral de percepción en el rango (0.5 ÷ 80 Hz) está establecido entre 0.0038 y 0.02 m/s<sup>2</sup>.

Aunque en la expresión (2), para vibraciones en varios ejes, se consideran solamente frecuencias y amplitudes, hay estudios [9, 13] que revelan que también habría que tener en cuenta la fase. En la propia norma se comenta la dificultad de aplicar esta metodología cuando las excitaciones no son armónicas. Cuando el movimiento es aleatorio en vez de senoidal, a igualdad de valores *rms*, hay mayor percepción de incomodidad, resultando aun mayor si tiene transitorios y golpes bruscos. Es por ello que en estos casos se proponen otras expresiones como *VDV* (*vibration dose value*, m/s<sup>1.75</sup>) o *MTVV<sub>τ</sub>* (*maximum transient vibration value*, m/s<sup>2</sup>) definidas mediante:

$$VDV = \left[ \int_0^T a_{\omega}(t)^4 dt \right]^{1/4} \quad MTVV_{\tau} = \max \left\{ \left[ \frac{1}{\tau} \int_{t_0-\tau}^{t_0} a_{\omega}(t)^2 dt \right]^{1/2} \right\}_{t_0=\tau..T} \quad (3)$$

donde  $\tau$  es el tamaño de la ventana de integración, cuyo valor recomendado es de 1s. Cuanto menor es  $\tau$ , más se aproxima *MTVV<sub>τ</sub>* al pico máximo ponderado. Se recomienda el uso de estos nuevos indicadores cuando  $MTVV_{\tau} > 1.5aVTV$  o  $VDV > 1.75aVTV T^{1/4}$ . A modo de ejemplo, para trabajos sedentarios en jornada de 8h, por debajo de  $VDV=0.13m/s^{1.75}$  no aparecerían quejas, hasta 0.26 m/s<sup>1.75</sup> sería aceptable y por encima de 0.51 m/s<sup>1.75</sup> molesto, aunque para actividades a pie o uso de maquinaria, la norma ISO2631 no exige medidas protectoras por debajo de 8.5 m/s<sup>1.75</sup>. *MTVV<sub>τ</sub>* está más indicado para actividades donde son probables impactos o impulsos repentinos, definiéndose sus valores de referencia según cada actividad. Otros autores [21] proponen promedios potenciales del tipo:

$$rm\lambda = \left[ \frac{1}{T} \int_0^T a_{\omega}(t)^{\lambda} dt \right]^{1/\lambda} \quad (4)$$

donde en función de la actividad del usuario receptor se especifican valores concretos de  $\lambda$ , usualmente entre 3 y 4. De nuevo, cuanto mayor es  $\lambda$ , más se tienen en cuenta los valores máximos.

La existencia de esta variedad de indicadores revela que no hay consenso en la comunidad científica sobre cómo cuantificar las variables cinemáticas responsables de la incomodidad inducida por las vibraciones. Aplicado a pasarelas, hay quienes incluso consideran que la frecuencia no afecta a la percepción de incomodidad, habida cuenta de que las cargas de uso (viandantes) son básicamente aleatorias y no predomina la respuesta libre sino la transitoria, también aleatoria. A diferencia de otras fuentes de incomodidad (trabajo con herramientas, usuarios de vehículos, etc.) en estructuras como pasarelas los ocupantes sienten fundamentalmente los mayores valores pico de la aceleración  $a_{max}$ , tendiendo a olvidar valores menores. En [5] se justifica este simple indicador ( $a_{max}$ ) en detrimento de otros comentados anteriormente.

A parte de la complejidad de la propia vibración de entrada, conteniendo varias direcciones, frecuencias y fases, hay que tener en cuenta que se transmiten en cada sujeto de forma distinta, interactuando, filtrándose y amortiguándose de los pies a la cabeza en función de la constitución de cada persona. Surge adicionalmente la duda de dónde medir y cómo promediar.

### 3. NORMAS APLICABLES A PASARELAS

Existen varias guías y recomendaciones con indicaciones específicas para los diseñadores sobre la respuesta dinámica admisible en pasarelas. En casi todas ellas se indican rangos no deseables en las frecuencias naturales, para evitar resonancias con las frecuencias normales de la marcha humana, y límites máximos de la aceleración bajo cargas definidas. En la Tabla 2 se resumen las indicaciones más relevantes de algunas de ellas.

Normativas	Frecuencias críticas (Hz)		Aceleraciones máximas de confort ( $m/s^2$ )	
	Vertical	Lateral	Vertical	Lateral
ISO 10137 [15]	1.7÷2.3		60X umbral vertical	30X umbral horizontal
Eurocódigo (ENV1995) [22]	<5	<2.5	0.7	0.2
EAE 2011(España) [23]	1.6÷2.4 3.5÷4.5	0.6÷1.2	$\min(0.5\sqrt{f_v}, 0.7)$	0.2(0.4)
BS 5400 (Reino Unido) [24]	<5		$0.5\sqrt{f_v}$	
SETRA (Francia) [25]	1.0÷5.0		0.5, 1.0, 2.5	0.15, 0.3, 0.8

**Tabla 2: Frecuencias críticas y valores de aceleración máxima de confort**

Así, por ejemplo siguiendo el eurocódigo [22, 26], si la pasarela no tiene frecuencias naturales menores de 5 Hz en la dirección vertical se puede considerar que es adecuada al uso y no son necesarias comprobaciones adicionales. En direcciones transversales o torsionales, el rango a evitar está por debajo de 2.5 Hz. Pero es difícil, con diseños resistentes racionales, no tener ninguna frecuencia natural significativa en los rangos indicados [27]. En este caso, hay que garantizar que las aceleraciones máximas en condiciones normales de uso (entre 0.1 y 0.5

viandantes por  $m^2$ ) no superan ciertos valores límite. El eurocódigo establece  $0.7 \text{ m/s}^2$  para vibraciones verticales y  $0.2 \text{ m/s}^2$  para las laterales.

Estos límites, en algunas normativas, se imponen en función de  $f_v$ , siendo  $f_v$  la frecuencia natural de la estructura en dirección vertical más susceptible de ser excitada por los viandantes (andando o corriendo).

En España, las referencias normativas más relevantes se recogen en las recomendaciones RPX [28] y en las recientes instrucciones EAE [23] y IAP-11 [29]. En la primera se establece como aceleración vertical máxima el valor de  $0.5\sqrt{f_v} \text{ m/s}^2$ . Para las frecuencias habituales en puentes multiuso se suelen clasificar las vibraciones como ligeramente perceptibles por debajo de  $0.034 \text{ m/s}^2$ , hasta  $0.1 \text{ m/s}^2$  como claramente perceptibles, hasta  $0.55 \text{ m/s}^2$  como molestas y hasta  $1.8 \text{ m/s}^2$  como intolerables. Valores superiores deberían evitarse. La Instrucción de Acero Estructural EAE se limita a indicar que se deben evitar frecuencias verticales en los rangos (1.6 Hz, 2.4 Hz) y (3.5 Hz, 4.5 Hz) y que en caso de no ser posible, no se superen los  $0.5\sqrt{f_v}$  o los  $0.7 \text{ m/s}^2$  cuando sea transitada por un único peatón andando o corriendo.

En la dirección horizontal el rango de frecuencias a evitar es  $0.6 \text{ Hz} \div 1.2 \text{ Hz}$  y que no se superen los  $0.2 \text{ m/s}^2$  o, excepcionalmente, los  $0.4 \text{ m/s}^2$ . La Instrucción IAP-11 sobre acciones a considerar en el proyecto de puentes de carretera, en su apartado 7.2.2 relativo a pasarelas peatonales, añade valores de referencia de aceleraciones verticales para el confort de los peatones, siendo el confort máximo por debajo de  $0.5 \text{ m/s}^2$ , medio hasta  $1.0 \text{ m/s}^2$  y mínimo hasta  $2.5 \text{ m/s}^2$ . Por encima lo clasifica como “no aceptable”. En la dirección horizontal los valores indicados son  $0.10$ ,  $0.30$  y  $0.80 \text{ m/s}^2$ , respectivamente.

En la guía francesa SETRA [25], enfocada específicamente hacia pasarelas ligeras, se definen 4 rangos de frecuencias según el riesgo asumible y se establecen tres niveles de confort en función de las aceleraciones máximas, si bien la adecuación al uso de la pasarela depende del tráfico peatonal esperado. Para movimientos verticales, el confort es máximo por debajo de  $0.5 \text{ m/s}^2$ , medio entre  $0.5$  y  $1.0 \text{ m/s}^2$  y mínimo entre  $1.0$  y  $2.5 \text{ m/s}^2$ . Por encima de  $2.5$  se considera inaceptable. Para movimientos laterales los límites son  $0.15$ ,  $0.30$  y  $0.80$  respectivamente. Los rangos según las frecuencias en la dirección vertical son: poco riesgo entre  $2.6$  y  $5.0 \text{ Hz}$ , riesgo medio entre  $1.0$  y  $1.7$  y entre  $2.1$  y  $2.6 \text{ Hz}$  y alto riesgo entre  $1.7$  y  $2.1 \text{ Hz}$ . En la dirección lateral son: bajo entre  $1.3$  y  $2.5 \text{ Hz}$ , medio entre  $0.3$  y  $0.5$  y entre  $1.1$  y  $1.3$  y alto entre  $0.5$  y  $1.1 \text{ Hz}$ .

Estas aceleraciones son difíciles de estimar en etapas de diseño. A la dificultad de estimar las excitaciones (según el número y actividad de usuarios de la pasarela) se añade la usual

complejidad estructural y la difícil estimación de las propiedades dinámicas de los materiales en servicio, incluyendo cimentaciones, condiciones de apoyo, efecto de las barandillas, del pavimento, de la existencia de bancos, farolas, etc. Aun así muchas de estas normativas indican métodos aproximados para estimar estas aceleraciones. Pero tras la aplicación de distintos métodos a una misma pasarela se pueden obtener, según se muestra en el trabajo de Pavic [30], resultados que difieren entre sí en factores mayores de 4, lo que en cierto modo da una idea de su escasa utilidad.

Más allá de estos métodos aproximados podría intentarse una simulación mediante métodos numéricos como el Método de los Elementos Finitos. Aunque la capacidad de cálculo computacional es alta, para la resolución del problema dinámico se necesitan datos que no siempre son fáciles de estimar en la etapa de diseño. Algunos de estos parámetros son críticos, como el amortiguamiento estructural, pudiendo resultar que a pesar de que las simulaciones numéricas hayan sido satisfactorias, tras la construcción, la estructura presente valores ligeramente distintos de esos parámetros y aparezcan problemas funcionales que demanden rediseño o medidas correctoras.

Hay que tener en cuenta que además puede haber comportamientos de interacción [14] y propiedades locales que no pueden ser incorporadas en el modelo de forma sencilla. Así, pudiera ocurrir que una determinada pasarela tenga dos pavimentos distintos, uno rígido (en la zona del carril bici, por ejemplo) y otro flexible (aglomerado de caucho en la zona peatonal). A pesar de que el comportamiento estructural es exactamente el mismo, las sensaciones percibidas por un viandante son distintas dependiendo de si está en la zona de pavimento rígido o en la de flexible.

#### **4. OTROS ESTUDIOS**

Dado su interés social y comercial, son numerosos los trabajos de investigación en los que se proponen, más allá de las normativas, métodos para determinar el confort (o su inversa, la incomodidad) de determinados medios de transporte (desde automóviles hasta aviones) incluyendo trenes, tranvías, metros y autobuses donde está permitido que los viajeros permanezcan de pie. Tras estos estudios se pueden obtener conclusiones sobre la influencia en el confort de distintos factores como las irregularidades de la carretera o de la vía, el sistema de suspensión del vehículo, el régimen del motor, la postura o puntos de apoyo, etc. Estas conclusiones pueden interesar tanto a los responsables de las vías y carreteras como a los fabricantes de los vehículos, además de a los usuarios finales. Con intenciones similares comienzan a

aparecer estudios aplicados a forjados de grandes luces [6, 18, 31 - 32] y a pasarelas peatonales [1, 33 - 34], sistemas estructurales ambos propensos a desarrollar vibraciones perceptibles bajo cargas de servicio.

Respecto a las pasarelas, cabe destacar los trabajos de Hawryszkow, quien desarrolla distintos experimentos con 100 usuarios de distinta constitución transitando a distintos ritmos (andar, correr lento y correr rápido a las frecuencias promedio indicadas en la Tabla 3, junto con su desviación *standard*) sobre distintas tipologías de pasarelas ligeras, de entre 25 y 90 m de luz, de las normalmente construidas en entornos urbanos europeos. Las pasarelas se clasificaron en 4 grupos en función de la estimación de la actividad de los usuarios (porcentaje esperado de personas paradas, andando, corriendo lento o corriendo rápido). En el grupo 1, propio de entornos turísticos, se considera que el 30 % de los ocupantes están parados y el 70 % andando. En el grupo 2, propio de zonas verdes, se toma el 10 % parado, el 85 % andando y el 5% corriendo lento. En el grupo 3, relativo a lugares de paso sobre carreteras o pequeños ríos en zonas urbanas, todos los usuarios se suponen andando y en el grupo 4, asociado con zonas deportivas, los porcentajes considerados son 30 % andando, 60 % corriendo lento y 10 % corriendo rápido. En todos estos escenarios y con distintas ocupaciones, se hicieron ensayos para relacionar la percepción de comodidad (mediante encuesta) de dichos usuarios con la aceleración máxima en el centro del vano de cada pasarela (medida mediante el correspondiente acelerómetro).

Los resultados se muestran en la Tabla 4, donde se dan tres valores de aceleración ( $a_{min}$ ,  $a_{med}$ ,  $a_{max}$ ) en base a los cuales se obtienen 4 clasificaciones. Por debajo de  $a_{min}$  el movimiento no es causa de incomodidad. Entre  $a_{min}$  y  $a_{med}$  (“normal”) la percepción del movimiento no es causa de inseguridad, pero comienza a llamar la atención, entre  $a_{med}$  y  $a_{max}$  (“incómoda”) algunos usuarios se preocuparían y serían reticentes a volver a cruzar por la pasarela y por encima de  $a_{max}$  la pasarela se podría calificar de no apta para el uso peatonal. Los tres valores indicados se interpretan según la Tabla 5, en función de las reacciones de los usuarios que están andando o parados en el centro del vano.



	Frecuencia promedio (Hz)	Desviación estándar (Hz)	Rango usual (90%) (pasos por minuto)
Andar	1.88	0.18	[95, 130]
Correr lento	2.70	0.27	[135, 189]
Correr rápido	3.41	0.52	[153, 256]

Tabla 3: Frecuencias y rangos usuales de la locomoción humana

	Uso de la pasarela (%parado, %andando, %corriendo lento, %corriendo rápido)			
	1: Entorno turístico (30/70/0/0)	2: Zonas verdes (10/85/5/0)	3: Pasos urbanos (0/100/0/0)	4: Zonas deportivas (0/30/60/10)
( $a_{min}/a_{med}/a_{max}$ )	(0.50/1.01/1.78)	(0.67/1.31/2.18)	(0.70/1.40/2.30)	(1.39/2.50/4.75)

Tabla 4: Límites de aceleración según el uso

	Usuarios andando	Usuarios parados
$a_{min}$	Perceptible, pero no desvía la atención	
$a_{med}$	Se entorpece el movimiento. Se dan falsos pasos	La lectura o el uso de móviles se hace difícil. Tendencia a asirse en las barandillas
$a_{max}$	Sensación de peligro de caerse. Tendencia a pararse y asirse a las barandillas.	Inestabilidad y sensación de inseguridad.

Tabla 5: Efectos del movimiento de la pasarela sobre los usuarios

## 5. CASO PRÁCTICO

A modo de referencia numérica, se indican seguidamente los valores obtenidos experimentalmente en una cierta pasarela metálica, de 51 m de vano y 18 Tn de masa modal en el primer modo de flexión, con apreciable comportamiento vibratorio, cuando es transitada por 1, 4 y 15 viandantes, distribuidos aleatoriamente, simulando condiciones normales de uso (casos **a**, **c** y **d**). La pasarela tiene varias frecuencias naturales en rangos susceptibles de ser excitados por los distintos viandantes, destacando la primera de flexión a 3.5 Hz, excitable andando a 105 pasos por minuto o corriendo a 210 ppm. Por ello se ha considerado representativo mostrar también la respuesta del centro del vano cuando un único viandante camina a 105 ppm (caso **b**). En la Fig. (2) se presentan las aceleraciones, para cada caso, durante dos segundos cualesquiera (de los 245 s registrados) y en la Fig. (3) se muestran los correspondientes indicadores, junto con los límites establecidos según la norma ISO 2631 [19].

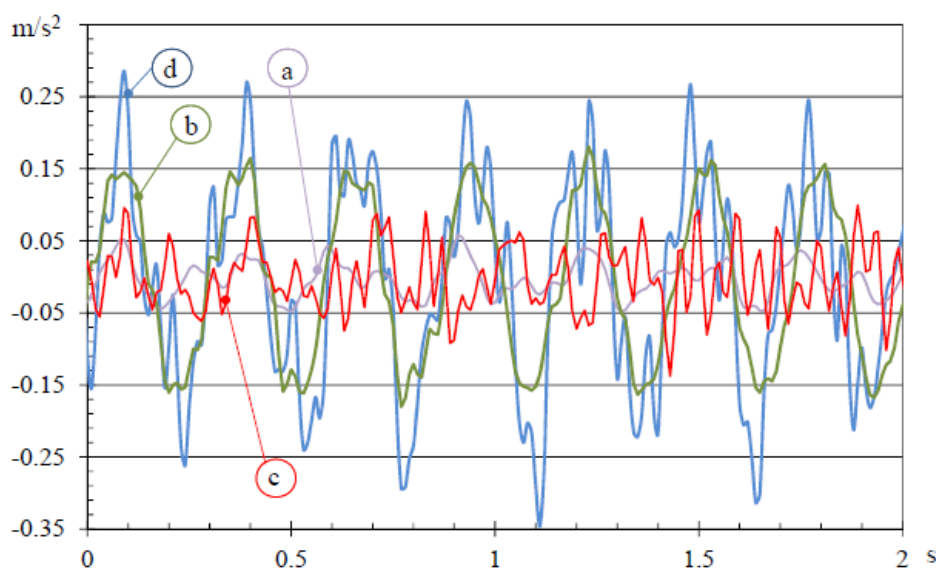


Fig. 2: Registros de aceleración en el centro del vano en los distintos casos de uso

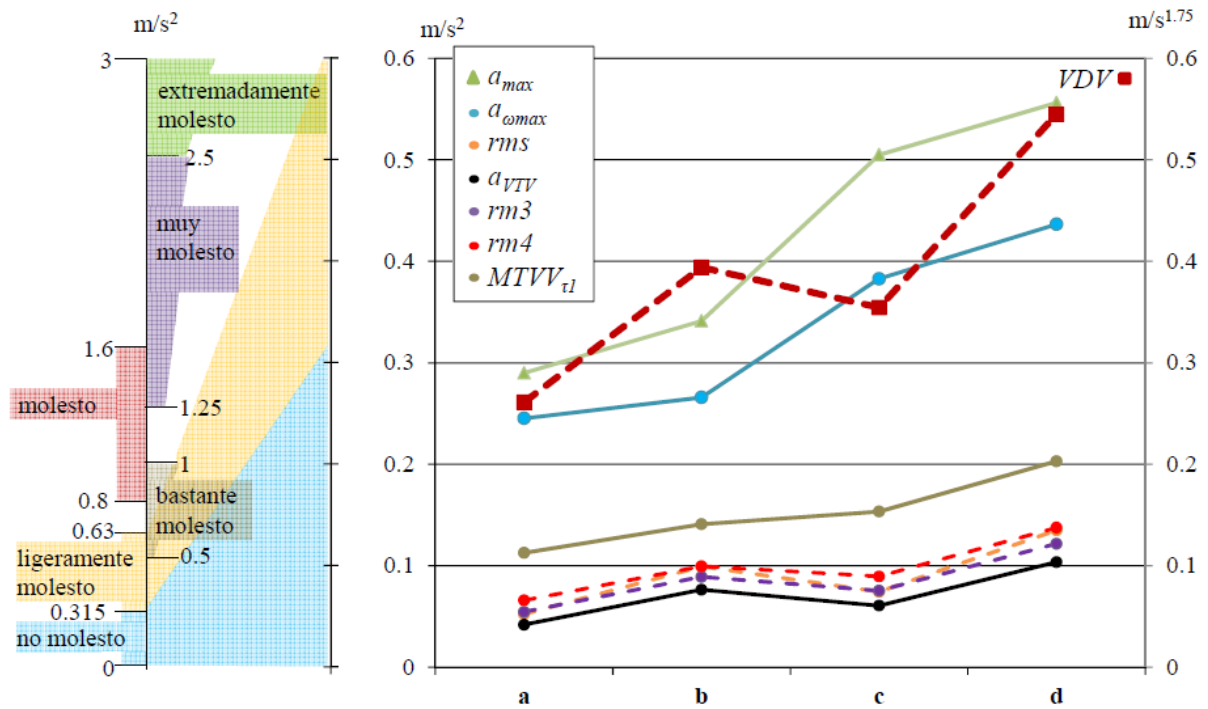


Fig. 3: Límites según ISO 2631 y valor de los indicadores para las distintas condiciones de uso

Además del acelerómetro empleado para el registro en centro del vano, uno de los viandantes (Fig. 4, izda.), de 75 kg, iba equipado con otros 3 acelerómetros situados en su puntera (P), talón (T) y cadera (C), como se muestra simbólicamente en la Fig. (4) junto con el sistema de ejes usado.

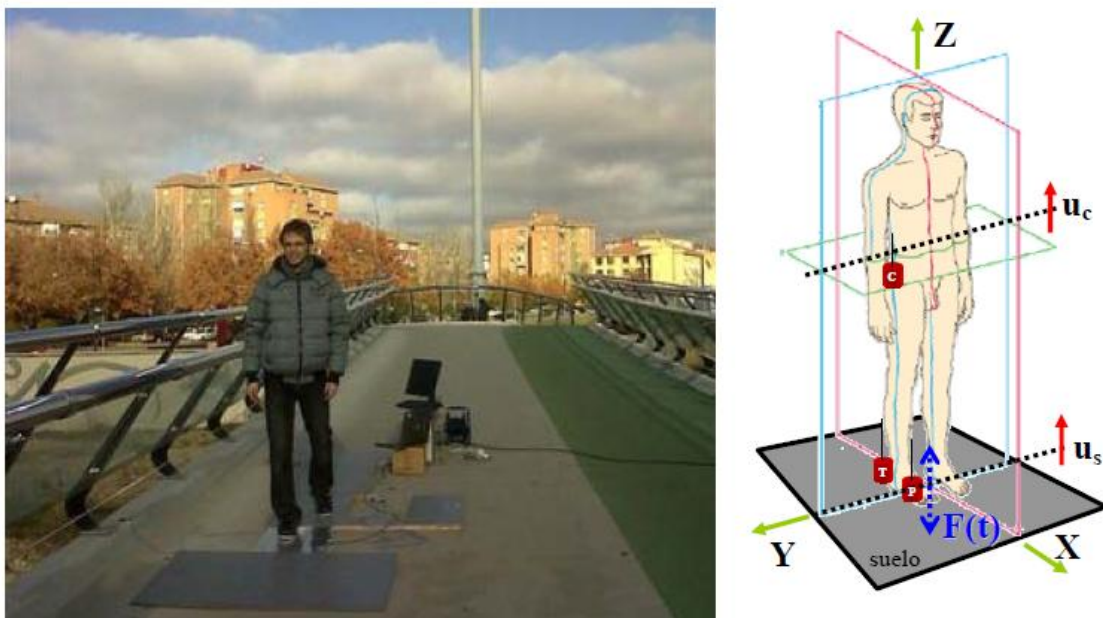


Fig. 4.: Instrumentación y ensayo con viandante sensorizado (izda.) y sistema de referencia para los acelerómetros (dcha.)

En la Fig. (5) se muestran los registros en P, T y C correspondientes a un paso representativo. También se incluyen en la misma figura las fuerzas (en relación a su peso) ejercidas por el

viandante sobre la pasarela, tanto en la dirección vertical **Z** como frontal **X** y lateral **Y**. En la Tabla 6 se presentan el valor máximo y promedio *rms* (durante 60s) de las aceleraciones registradas en P, T y C.

	rms (m/s <sup>2</sup> )	a <sub>max</sub> (m/s <sup>2</sup> )
Puntera (P)	11.31	82.14
Talón (T)	9.56	68.36
Cadera (C)	3.23	14.33

**Tabla 6: Valores promedio y máximo de las aceleraciones durante un paso**

Del análisis de los datos de la Fig. (3) y Tabla 6 se puede concluir que incluso siendo las aceleraciones de las distintas partes del cuerpo 1 o 2 órdenes de magnitud superiores a las que experimenta la estructura, los viandantes aprecian el movimiento de ésta incluso bajo condiciones normales de uso. Nótese que con esta diferencia de magnitudes, los valores de los distintos indicadores aplicados a los registros de P, T y C no revelarían diferencias significativas entre los distintos casos de uso (**a**, **b**, **c** y **d**). Además, la incomodidad apreciada por los autores es proporcional a los indicadores obtenidos de los registros en el centro del vano (y no, en principio, en las distintas partes del cuerpo), lo que en cierto modo valida la metodología promulgada por las normativas y guías de diseño.

Analizando los distintos indicadores mostrados en la Fig. (3) se pueden extraer diversas conclusiones. En primer lugar se tiene que todos los indicadores crecen a medida que aumenta el número de viandantes (casos **a**, **c** y **d**) si bien no en proporción lineal, debido a que no se sincronizan entre ellos ni con el movimiento de la pasarela. Por otra parte, cuando la frecuencia de paso coincide con la natural de la estructura, los efectos son significativamente mayores y todos los indicadores en el caso **b** son mayores que en el caso **a**. Aunque las aceleraciones máximas (y el  $MTVV\tau$ ) para el caso **c** son mayores que para el caso **b**, los promedios potenciales ( $rm\lambda$ ,  $\lambda=2,3,4$ ) son menores y el  $VDV$  también (ya que  $VDV=T^{1/4}\cdot rm^4$ ). En este caso, según qué indicador se use, podría concluirse que el movimiento que se induce en el caso **b** es menos incómodo (o más) que el inducido en **c**. La apreciación subjetiva de los autores es que **c** no es tan incómodo como **b**, dando más importancia a los indicadores promediados (y  $VDV$ ) que a los valores pico (y  $MTVV\tau$ ). Por último destacar que para los anchos de ventanas considerados (0.5, 1 y 2 s)  $MTVV\tau$  no cambia de tendencia y sólo para anchos mayores (del orden de 10s) comienza a tomar valores menores de  $MTVV\tau$  el caso **c** que el **b**.

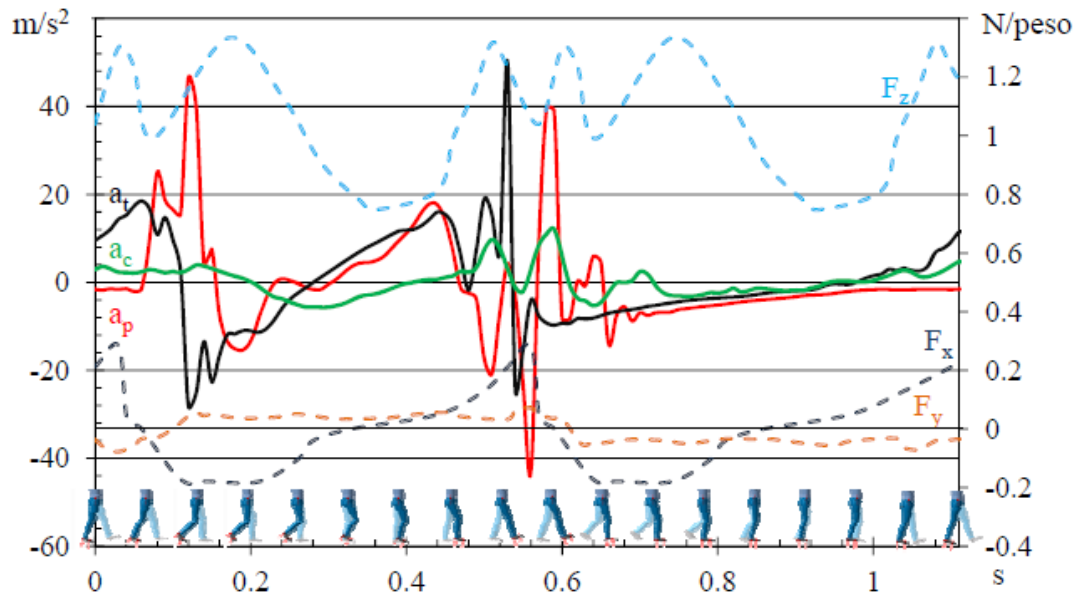


Fig. 5: Aceleraciones y fuerzas durante un paso completo

Con los valores obtenidos, y haciendo uso de los distintos criterios de confortabilidad comentados en este trabajo, se concluye que según la norma ISO10137 se supera el límite de confort ( $a_{max} > 0.3 \text{ m/s}^2$  según la Fig. (1), considerando la frecuencia predominante de 3.5 Hz) en los casos **b**, **c** y **d**. Según la norma ISO2631 ninguno de los casos llega a ser molesto, ya que en todos  $a_{VTV}$  es menor de  $0.315 \text{ m/s}^2$ . Sin embargo, como en todos los casos  $MTVV\tau$  es mayor que  $1.5a_{VTV}$  sería recomendable no comparar en términos de  $a_{VTV}$  sino de  $MTVV\tau$ . Respecto a  $VDV$ , considerando el mismo nivel de vibración durante 8h (en vez de los 245s considerados) se tendrían valores de 0.86, 1.30, 1.17 y 1.79, todos ellos molestos para trabajos sedentarios pero muy por debajo de los 8.5  $\text{m/s}$  1.75, considerado el límite a partir del cual debieran tomarse medidas.

Respecto a las indicaciones de las normas y guías enumeradas en el apartado 2 tenemos que en ningún caso se superan los  $0.86 \text{ m/s}^2$  recomendados en RPX o BS, ni tampoco los  $0.7 \text{ m/s}^2$  indicados en los eurocódigos y en la EAE-11. Según SETRA, la pasarela bajo estudio es de “poco riesgo” al tener la primera frecuencia propia por encima de 2.6 Hz y para los casos de uso **a** y **b** su nivel de confort es máximo (por debajo de  $0.5 \text{ m/s}^2$ ) y para los casos **c** y **d** es medio (entre  $0.5$  y  $1 \text{ m/s}^2$ ). Similares conclusiones se obtendrían de la aplicación de la IAP-11, mientras que según ISO 2631 tendríamos que los casos **a** y **b** son “no molestos” y los **c** y **d** “ligeramente molestos”.

Según la metodología propuesta por Hawryszkow y esbozada en el apartado 4, se tiene que si se clasifica como del tipo 2, en ningún caso su movimiento es causa de incomodidad, aunque si se clasificara como del tipo 1 podría considerarse como incómoda (pero no insegura) en los casos de uso **c** y **d**.

## **6. CONCLUSIONES**

La cuantificación de la incomodidad en pasarelas peatonales es compleja y no hay consenso en la comunidad científica sobre las magnitudes que intervienen, dónde medirlas ni en qué casos de uso (número y actividad de los viandantes). A pesar de ello, los distintos indicadores disponibles, basados en las aceleraciones del centro del vano, permiten comparar entre sí distintos casos de uso y correlacionar los valores obtenidos con los baremos preestablecidos.

Dada la diversidad de indicadores y baremos, ocurre que una misma pasarela puede ser clasificada como “cómoda” o “incómoda” según cuales se usen. Con los estudios realizados se pone de manifiesto que los indicadores sugeridos en las actuales normativas y guías de diseño deben ser completados, no sólo para tener en cuenta factores cuantificables como la fase o la flexibilidad del pavimento, sino también para incluir, en la medida de las posibilidades, alguno de los aspectos subjetivos de los comentados en este trabajo.

El desarrollo de nuevas metodologías de caracterización dinámica de pasarelas, que incorporen aspectos de percepción como los tratados en este trabajo, será de gran utilidad no sólo en las etapas finales de evaluación (para cada procedimiento de ensayo que se pueda definir) sino también en las etapas de concepción estructural y dimensionamiento resistente, con potenciales consecuencias durante la vida útil de la pasarela.

## **7. AGRADECIMENTOS**

Los contenidos de esta comunicación han sido parcialmente obtenidos en el marco del proyecto de investigación BIA2011-28493-C02-02 titulado “Técnicas experimentales y numéricas para la valoración del comportamiento vibratorio de pasarelas peatonales”, financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación.

## **8. BIBLIOGRAFÍA**

[1] Flaga A, Pantak M. “Vibration comfort criteria for pedestrians on footbridges”. En: 3th International Conference Footbridge (Porto 16-19 July 2008), 2008.

[2] Gescheider GA, Wright JH, Verrillo RT. “Information-processing channels in the tactile sensory system: A psychophysical and physiological analysis”. Psychology Press, Taylor&Francis Group. New York. 2009.

[3] Matsumoto Y, Griffin MJ. “Nonlinear subjective and biodynamic responses to continuous and transient whole-body vibration in the vertical direction”. Journal of sound and vibration. 2005. Vol.287-4-5 p.919-937. (doi: 10.1016/j.jsv.2004.12.024).

- [4] Racic V, Pavic A, Brownjohn JMW. “Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review”. *Journal of Sound And Vibration*. 2009. Vol.326-1-2 p.1-49 (doi: 10.1016/j.jsv.2009.04.020).
- [5] Beadle L. *Tall buildings and urban habitat*. Taylor & Francis, Spon press, 2001. ISBN: 978-0-415-23241-8.
- [6] Smith AL, Hicks S, Devine P. *Design of floors for vibration: a new approach*. SCI Publication ISBN 10:1-85942-176-8, 2007. 354p. ISBN 13:978-1-85942-176-5.
- [7] Griffin MJ. “*Handbook of human vibration*”. Academic press ltd. London. 1996.
- [8] Coermann RR. “The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies”. *Human Factors*. 1962. Vol.4(10) p.227-253.
- [9] Thuong O. “Predicting the vibration discomfort of standing passengers in transport”. Director: Michael J. Griffin. University Of Southampton, Faculty of engineering and the environment institute of sound and vibration research, 2011.
- [10] Morioka M, Griffin MJ. “Difference thresholds for intensity perception of whole-body vertical vibration: Effect of frequency and magnitude”. *Journal of the Acoustical Society of América*. 2000. Vol.107-1 p.620-624. (doi: 10.1121/1.428331).
- [11] Mistrol P, Donati P, Galmiche J et al. “Assessing the discomfort of the whole-body multi-axis vibration: laboratory and field experiments”. *Ergonomics*. 1990. Vol.33-12 p1523-1536.
- [12] Griefahn B, Brode P. “Comfort contours: Inter – axis equivalence”. *Journal of sound and vibration*. 1997. Vol.204-1 p.85-97. (doi:10.1006/jsvi.1997.0936).
- [13] Nawayseh N, Griffin MJ. “Effect of frequency, magnitude and direction of translational and rotational oscillation on the postural stability of standing people”. *Journal of Sound and Vibration*. 2006. Vol.298-3 p.725-754. (doi: 10.1016/j.jsv.2006.06.027).
- [14] Zivanovic S, Pavic A, Reynolds P. “Vibration serviceability of footbridges under human-induced excitation: a literature review”. *Journal of sound and vibration*. 2005. Vol.279-1-2 p.1-74.
- [15] *European Standard Norme Basis of structural design. Annex A2. Application for bridges. EN 1990-A2*. Brussels: European Committee for Standardization, 2005.

- [16] Sedlacek G, Heinemeyer C, Butz C, et al. “Generalisation of criteria for floor vibrations for industrial, office and public buildings and gymnastic halls – VOF”. RFCS Report EUR 21972 EN, ISBN 92-76-01705-5, 2006.
- [17] Lu C. H, Jin W. L, Song Z. G. “Vibration comfort analysis and design of concrete floor based on annoyance rate”. En: 4th International Symposium on Environment Vibrations - Prediction, Monitoring, Mitigation and Evaluation, (Beijing - China, 2009), v.1-2, 2009. P. 152-158.
- [18] Feldmann M, Heinemeyer Ch. “A new approach for the assessment of human induced vibration of slabs”. *Bauingenieur*. 2010. Vol.85 p.36-44.
- [19] Fairley T, Griffin M. “Predicting the discomfort caused by simultaneous vertical and fore-and-aft whole-body vibration”. *Journal of sound and vibration*. 1988. Vol.124 p.141-156.
- [20] Evaluation of human exposure to whole-body vibration. International Standards Organisation, ISO 2631-1. Geneva 1997.
- [21] Griffin MJ, Whitham E. “Discomfort produced by impulsive whole body vibration”. *The journal of the acoustical society of America*. 1980. Vol.68 p. 1277 - DOI: 10.1121/1.385121.
- [22] International Standards Organization. Bases for design of structure, serviceability of buildings and pedestrian walkways against vibration. ISO 10137:2004. Geneva, 2005.
- [23] Ministerio de Fomento. Instrucción de acero estructural (EAE). Real Decreto 751/2011. Madrid: BOE (Boletín Oficial del Estado) Reino de España, 2011.
- [24] BS5400. Steel, concrete and composite bridges. Part-3. Code of practice for design of steel bridges. BS5400. BS5400. 1982.
- [25] SETRA. Technical guide Footbridge: Assessment of vibration behavior of footbridges under pedestrian loading, Bagnaux: Setra, 2006.
- [26] Comité Europeo de Normalización CEN. EUROCÓDIGO 5. UNE-ENV 1995-1-1. UNE-ENV 1995-1-1. Madrid: AENOR, 1995.
- [27] Ruiwamba J; Tanner P; Bellod JL; et al. “Towards a consistent design method: A proposal for a new steel and composite bridge design code for Spain”. *Nordic Steel Construction Conference '95*. 1995. Vol. 1-2 p.337-344.
- [28] Ministerio de Obras Públicas, Transporte y Medio Ambiente. Recomendaciones para el proyecto de puentes mixtos para carreteras. RPX. España: Ministerio de Obras Públicas, Transporte y Medio Ambiente, Octubre 1995.





Estudio de la comodidad de la marcha al cruzar una pasarela  
propensa a vibrar con pavimento flexible

---



## **7.2 Estudio de la comodidad de la marcha al cruzar una pasarela propensa a vibrar con pavimento flexible**

### **Study of the comfort of the gait while crossing a lively footbridge covered with soft pavement**

M.V. Istrate<sup>1</sup>, N. Ibán<sup>1</sup> and A. Lorenzana<sup>2</sup>

<sup>1</sup> CARTIF Centro Tecnológico, Parque Tecnológico de Boecillo, 47151 Valladolid, Spain

<sup>2</sup> ITAP, University of Valladolid, 47011, Valladolid, Spain

Persona de contacto/Corresponding author: melist@cartif.es (M.V. Istrate)

#### **RESUMEN**

En este trabajo se valoran estadísticamente los resultados de una encuesta sobre la percepción de las vibraciones verticales en una pasarela peatonal cuya superficie transitable está cubierta de material viscoelástico a base de gránulos de neumático aglomerados con resinas. A tal efecto, con la pasarela sensorizada, se han realizado ensayos con un conjunto significativo de usuarios a quienes se les ha encuestado con el fin de recopilar datos sobre la cuantía en que se perciben las vibraciones de la propia pasarela. Se ha realizado un estudio estadístico que permite valorar la relación entre características dinámicas y la comodidad de sus usuarios en cuanto al movimiento de la estructura. El estudio aporta una visión novedosa teniendo en cuenta datos objetivos y subjetivos, y ofrece una reflexión sobre la conveniencia de utilizar materiales viscoelásticos como recubrimiento superficial en pasarelas peatonales con el propósito de mejorar su comodidad.

**Palabras claves:** percepción, vibración vertical, confort

#### ***SUMMARY***

This study is focused in statistical evaluation of the comfortability of the gait during the crossing in a lively footbridge where viscoelastic pavement has been installed on its walking surface. A considerable number of pedestrian have been surveyed after crossing and the acceleration of the footbridge have been recorded to know the dynamic behaviour of the structure during each transit. Those data have been used as input values for a statistical study that will serve to assess the relationship between the mechanical properties of the footbridge and the pedestrian perceptions regarding vertical vibrations. This study aims to provide a novel point of view which takes into account both objective and subjective data and intend to conclude on the convenience on using viscoelastic materials as walking surface in footbridges with the purpose of improving the comfort of pedestrians.

**Keywords:** perception, vertical vibration, comfort

## 1. INTRODUCCIÓN

El empleo de materiales de nueva generación así como las nuevas tecnologías de construcción (1, 2) en la arquitectura e ingeniería moderna permiten crear estructuras ligeras y esbeltas que son más sensibles a factores externos, como el tránsito de personas o las condiciones meteorológicas. Como consecuencia, en algunos casos las estructuras experimentan movimientos vibratorios apreciables y que por tanto afectan a las condiciones de servicio de la estructura (3, 4) y al confort de los usuarios (5, 6), siendo éstos aspectos regulados por varias normativas (7 - 10).

El proyecto y dimensionamiento de estas nuevas estructuras debe garantizar no sólo el cumplimiento de los requerimientos resistentes con formas estéticas atractivas sino que también ha de garantizar el confort de los peatones. En algunos casos se están incorporando materiales flexibles provenientes del reciclaje, como por ejemplo el aglomerado de neumático triturado (11) como recubrimiento de la superficie transitable. Su flexibilidad afecta a la comodidad de los viandantes, enmascarando en cierto modo el movimiento del suelo por el que se transita. Se trata de cuantificar cómo dicho recubrimiento puede afectar a la percepción de las vibraciones de este tipo de estructuras.

La mayoría de los trabajos (3, 4, 12 - 15) que estudian la interacción de los usuarios con las estructuras se han enfocado en la respuesta estructural ante las vibraciones. El rango de frecuencias a tener en cuenta, al poder resultar incómodas, está comprendido entre 0 y 80 Hz (16). En este rango también se encuentran actividades como andar (entre 1.6 y 2.2 Hz) o correr (hasta 4.3 Hz) (4, 6, 9) y por tanto dichas estructuras son susceptibles de entrar en resonancia excitadas por los usuarios.

M.J. Griffin (16) añade otro enfoque a dicha interacción centrándose en el estudio de la problemática de la percepción humana ante vibraciones de cuerpo completo, estudios que se han orientado hacia la seguridad durante el desempeño de actividades laborales y son la base de diferentes normativas internacionales (7, 8). Según estudios del Instituto Nacional Español de Seguridad e Higiene (17) las vibraciones pueden causar efectos perjudiciales que van desde simples molestias hasta graves alteraciones de la salud, pudiendo además interferir en el desarrollo de la actividad diaria de las personas.

En la percepción de las vibraciones influyen factores de diversa índole, desde los puramente físicos (características estructurales, frecuencias y amplitudes de las vibraciones, tipo de pavimento, ruido acústico, etc.) o fisiológicos del viandante (biomecánica, biometría,

sensibilidad sensorial, si porta bolsos o mochilas, etc.), hasta psicológicos, como las expectativas del peatón con respecto a la estructura, el estado de ánimo, comentarios externos al usuario y preocupación por la integridad estructural, entre otros.

La tendencia actual en el estudio de la percepción del movimiento del suelo sobre el que se camina pasa por considerar la influencia de los factores subjetivos que pueden afectar al confort de los usuarios. Por ejemplo, en el caso de las pasarelas peatonales, se tiene distinta percepción de los movimientos en función de diferentes factores psicológicos como el miedo a la altura, la sensación de seguridad que la estética de la estructura pueda transmitir o la acomodación inconsciente al movimiento de la pasarela. Como referencia histórica reciente, alguno de estos efectos se produjo en la inauguración del Millennium Bridge en Londres el 10 de Junio de 2000, cuando durante unos momentos de tráfico intenso (unos 2000 peatones) aparecieron vibraciones transversales de gran amplitud. Según análisis posteriores (4), dichas vibraciones fueron causadas por el bajo amortiguamiento estructural y la sincronización de los peatones entre sí y de éstos con los movimientos de la estructura. Problemas similares habían sido observados anteriormente en la pasarela de Solferino en París (4). Estos sonados problemas hicieron que los diseñadores prestaran más atención tanto a aspectos objetivos como los sistemas de amortiguamiento y el modelado preciso de las cargas ejercidas por los peatones (8, 9), como a otros subjetivos anteriormente comentados.

Este trabajo persigue complementar estos estudios intentando cuantificar el efecto sobre la percepción humana que producen los materiales flexibles ubicados sobre la superficie transitable, tomando como objeto de estudio la pasarela “Pedro Gómez Bosque” que cruza el río Pisuerga a su paso por Valladolid (figura 1) entre los barrios de Arturo Eyries y La Rubia. La pasarela, de 85 m de luz, esta dividida en un carril peatonal de 2.2 m de anchura y otro carril para el paso de las bicicletas, de 1.8 m de ancho. Ambos carriles tienen el mismo pavimento viscoelástico (mezcla de virutas de neumático reciclado aglomeradas con resinas y caucho) pero de espesor muy distinto (10 y 40 mm), lo cual ha motivado el estudio comparativo que aquí se presenta.

## **2. METODOLOGÍA**

### **2.1 Objeto de estudio**

La estructura objeto de estudio fue inaugurada en el año 2011 y supone un récord mundial en cuanto a longitudes dentro de la tipología de “banda tesa” sustentadas por chapas de acero (11). Se trata de una pasarela peatonal que une las dos márgenes del río con un desnivel de 2 m. Presenta una geometría colgada que bajo su propio peso adopta la forma natural de

catenaria, con una apreciable flecha de 1.72 m (máxima separación entre la geometría curva y la línea recta que une los dos estribos).



*Figura 1: Vista general de la estructura objeto de estudio*

La pasarela tiene varios modos de vibración que pueden ser excitados por el tránsito de los usuarios, destacando el primer modo de flexión a 0.85 Hz, el segundo a 1.38 Hz y tercero a 1.76 Hz. Estos modos, obtenidos mediante la técnica experimental de análisis modal operacional, se visualizan en la figura 2. Habida cuenta que la frecuencia normal del paso humano está en el rango entre 1.6 y 2.2 Hz, pueden aparecer amplitudes apreciables al caminar en torno a 1.76 Hz, al excitarse con facilidad el tercer modo de flexión vertical.

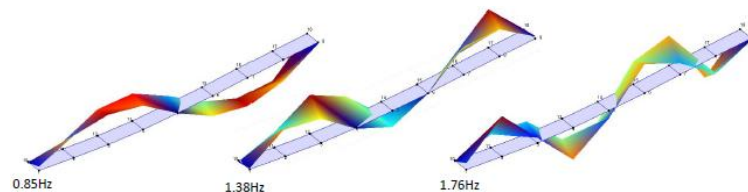


Figura 2: Modos de vibración significativos de la pasarela

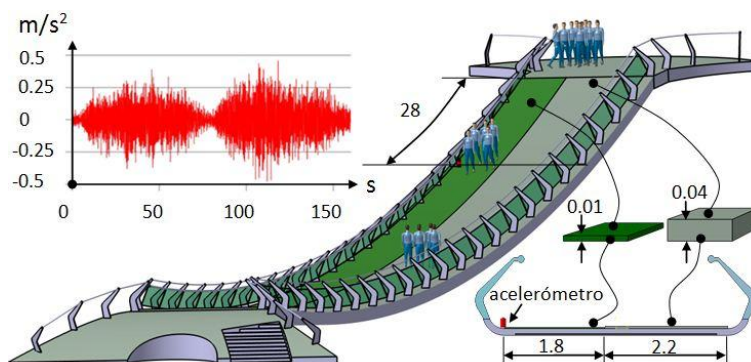
Se insiste en que los espesores de los recubrimientos viscoelásticos son 40 mm en la zona del carril peatonal (CP) y 10mm en la zona del carril bici (CB). Este recubrimiento ha sido instalado por requerimientos funcionales y estéticos pero, como se verá posteriormente, también afecta al confort de los viandantes. El hecho de disponer de espesores distintos en cada uno de los carriles ofrece una magnífica oportunidad para hacer estudios diferenciados.

## **2.2.Recogida de datos**

Para conocer el comportamiento vibratorio de la estructura en cualquier instante y el número de peatones que la transitan (ocupación), se han tomado datos utilizando un registrador de señales (MGCplus de HBM), un acelerómetro (tipo IEPE de alta sensibilidad), un software de

adquisición de datos (CATMAN AP) y una videocámara. Toda la información se ha registrado de forma sincronizada para su posterior postprocesado.

En la figura 3 se muestra un modelo virtual de la pasarela mostrando un instante de los ensayos con dos grupos de cinco personas transitando la pasarela y el correspondiente registro de aceleraciones. El punto rojo indica la ubicación del acelerómetro.



**Figura 3: Posición del acelerómetro sobre la pasarela y registro correspondiente al momento escenificado**

Con la finalidad de recoger de forma rápida las impresiones de los encuestados tras cruzar la pasarela, se ha elaborado un formulario en el que se recogen tanto los datos físicos de cada individuo (peso, altura, edad y género, entre otros) como su valoración en cuanto a la confortabilidad de la marcha durante los aproximadamente dos minutos y medio que se tarda en cruzar la pasarela (ida y vuelta). Se hace notar que los voluntarios caminaban a su propio ritmo, estando su velocidad promedio en torno a unos 4 Km/h.

Para facilitar al encuestado la identificación de las posibles sensaciones y tratando de estandarizar las distintas valoraciones se han definido 10 niveles de incomodidad, ponderados progresivamente de 0 a 9 según se recoge en la tabla 1. Los ensayos se realizaron a lo largo de una jornada (mañana y tarde) y tras cada paseo se anotó la hora para poder correlacionar la valoración del encuestado con la aceleración promedio de la pasarela durante el tiempo de tránsito correspondiente.

A pesar del moderno diseño de la pasarela, ninguno de los encuestados declaró inseguridad relacionada con el impacto visual de la misma u otras características estéticas como la barandilla acristalada. La mayoría de ellos destacó como llamativa la esbeltez de la pasarela o la superficie de goma pero ninguno sospechó a priori que la superficie flexible podría influirle en la percepción de las vibraciones.

0 – Imperceptible	5 – Empieza a resultar incómodo al andar
1 – Se nota sólo si me fijo	6 – Necesito adaptar mi paso en algunos momentos
2 – Se nota pero no desvía mi atención	7 – Adapto mi paso y procuro cruzar cuanto antes

3 – Se nota, pero no me impide andar con normalidad	8 – Sensación de inseguridad. Deseo salir cuanto antes
4 – Se nota apreciablemente. Digno de comentar	9 – Intolerable. Pienso en darme la vuelta

*Tabla 1: Baremo utilizado en el cuestionario*

### 2.3 Ensayos

Se han realizado ensayos tanto de forma individual como por grupos, consistentes en paseos de ida y vuelta por ambos carriles de la pasarela. En todos los casos, la pasarela permanecía abierta al público y los encuestados caminaban a su propio ritmo de paso, o al ritmo del grupo en el que se integraban (es decir, no se ha usado metrónomo). En la figura 4 se muestra una foto en un instante concreto con un grupo de 5 voluntarios a punto de finalizar el recorrido de ida por el carril peatonal.

Dada la esbeltez de la pasarela y su débil rigidez a flexión su respuesta dinámica está afectada por el número de usuarios. Por ello se han definido grupos de 5, 10, 15, 25 y 50 personas con la finalidad de estudiar la influencia de la variable “ocupación”. Además, a fin de obtener unos resultados realistas en condiciones normales de uso, no solamente se ha mantenido la pasarela abierta al público sino que los grupos podían transitar simultáneamente por ambos carriles y en cualquier dirección. Independientemente de si los paseos eran individuales o en grupo, cada cuestionario se rellenó de forma individual tras la finalización de cada paseo. En las pruebas han intervenido un total de 102 personas que en sus múltiples participaciones han rellenado 696 cuestionarios.

Notar que aun siendo la percepción algo subjetivo, se ha cuantificado numéricamente de forma discreta desde 0 (*imperceptible*) hasta 9 (*intolerable*) según se ha indicado en la tabla 1, siendo los objetivos de los siguientes apartados la búsqueda de alguna correlación entre esta variable subjetiva y otras objetivas.



*Figura 4: Instante durante la realización de los ensayos*



## 2.4. Procesado de datos

En todos los casos, los datos objetivos (comportamiento dinámico de la estructura y ocupación) han sido emparejados con los resultados de las encuestas para que correspondan al mismo instante temporal. La duración promedio de cada paseo es el dato usado para delimitar los intervalos a analizar en el registro de aceleraciones. Para tratar de obtener una correspondencia entre lo percibido por el usuario (valoración subjetiva según la tabla 1) y el comportamiento dinámico de la pasarela, se han determinado los valores de aceleración eficaz (RMS, root mean square) según ISO-2631 (7), medida en la dirección vertical mediante el acelerómetro indicado en la figura 3. Además, a través de la grabación de video se obtuvo, por conteo visual, la ocupación del puente para cada franja temporal.

Los resultados, para 26 franjas seleccionadas (correspondientes a los paseos realizados por la mañana), se muestran en la figura 5. La escala para las aceleraciones eficaces (indicadas por puntos) se indica en el eje vertical de la derecha, mientras que la ocupación se indica en el eje de la izquierda. Sobre cada franja se indican además la media de las valoraciones (según el eje de la izquierda dividido entre 10) y sus intervalos inferior y superior de confianza al 95 %. El coeficiente de correlación lineal entre la ocupación y la aceleración es de 0.60 y entre la ocupación y la percepción de 0.57, lo cual indica una correlación positiva considerable. Nótese que cuando dos conjuntos de datos se relacionan linealmente el coeficiente de correlación es la unidad. Por otra parte, si el coeficiente es menor de  $|0.35|$  se suele interpretar como falta de correlación. En la misma figura 5 se indican los límites usualmente aceptados (9) para el de umbral de percepción ( $0.025 \text{ m/s}^2$ ) y de incomodidad ( $0.40 \text{ m/s}^2$ ) para personas andando.

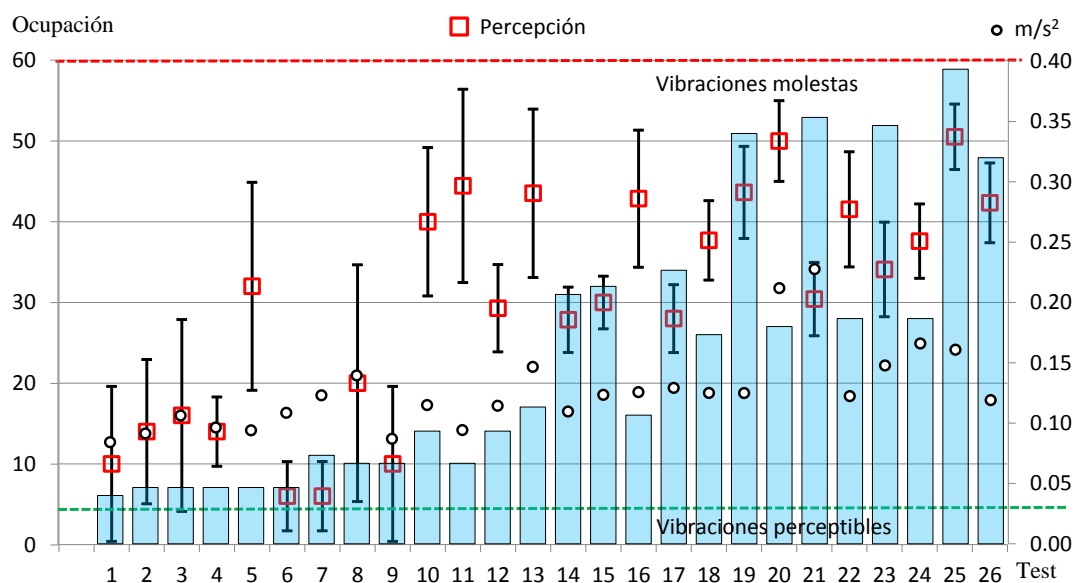


Figura 5: Relación entre la ocupación, la aceleración eficaz y la percepción

### 3. ANALISIS DE LOS RESULTADOS

Para el análisis estadístico se han elegido las siguientes variables de estudio:

- Tipo de carril – según sea carril peatonal (CP) o carril bici (CB), siendo el principal objeto del estudio.
- Ocupación (nº) – puesto que según casos documentados (4, 9), las personas que van en grupo tienden a sincronizar el paso, lo que podría provocar una amplificación de las acciones sobre la pasarela y por tanto un incremento de las amplitudes de la vibración que experimenta.
- Peso del individuo – al tener más masa corporal, el individuo podría presentar mayor inercia a la vibración inducida por la pasarela y por lo tanto modificar su percepción de la vibración.
- Variable temporal – para determinar si hubiera diferencias entre las encuestas realizadas por la mañana o por la tarde, debido al estado anímico del encuestado o a cualquier otra causa, como podría ser la temperatura media, que por la tarde fue de unos 3 grados superior a la de la mañana.
- Género – puede tener influencia si tenemos en cuenta la diferencia en fisionomía y sensibilidad entre hombres y mujeres (18).
- Aceleraciones eficaces (RMS) – que cuantifican el estado vibratorio real de la pasarela.

Como primer paso, se han dividido los datos en ocho grupos según las variables categóricas seleccionadas: género, momento del día y tipo de carril. Las medias y las varianzas de cada grupo se muestran en la tabla 2.

	Carril Peonatol n°=366				Carril Bici n°=330			
	Mañana n°=272		Tarde n°=94		Mañana n°=217		Tarde n°=113	
	Hombres n°=158	Mujeres n°=114	Hombres n°=71	Mujeres n°=23	Hombres n°=155	Mujeres n°=62	Hombres n°=97	Mujeres n°=16
<b>Valoración</b> (tabla 1)	m=3.56 $\sigma$ =1.53	m=4.61 $\sigma$ =3.94	m=2.08 $\sigma$ =1.69	m=2.35 $\sigma$ =1.58	m=3.16 $\sigma$ =1.49	m=4.07 $\sigma$ =1.80	m=2.71 $\sigma$ =1.72	m=4.69 $\sigma$ =1.92
<b>Masa</b> (kg)	m=78.9 $\sigma$ =12.4	m=60.5 $\sigma$ =4.99	m=78.2 $\sigma$ =7.93	m=55.3 $\sigma$ =5.41	m=79.3 $\sigma$ =12.4	m=60.4 $\sigma$ =5.03	m=78.7 $\sigma$ =7.17	m=55.8 $\sigma$ =6.50
<b>Ocupación</b> (n°)	m=31.9 $\sigma$ =18.9	m=32.8 $\sigma$ =18.9	m=18.9 $\sigma$ =8.96	m=18.4 $\sigma$ =8.85	m=33.0 $\sigma$ =15.1	m=30.5 $\sigma$ =15.0	m=19.2 $\sigma$ =8.60	m=24.1 $\sigma$ =7.82
<b>RMS</b> (m/s <sup>2</sup> )	m=0.12 $\sigma$ =0.05	m=0.13 $\sigma$ =0.05	m=0.08 $\sigma$ =0.01	m=0.08 $\sigma$ =0.01	m=0.14 $\sigma$ =0.04	m=0.15 $\sigma$ =0.03	m=0.08 $\sigma$ =0.01	m=0.08 $\sigma$ =0.01

*Tabla 2: Media (m) y varianza ( $\sigma$ ) de las variables consideradas*

En la figura 6 se muestra, para cada carril, las valoraciones frente a la aceleración vertical eficaz. Tras el análisis de los datos de la tabla 2 y a la vista de la figura 6 se observa que las valoraciones son variadas en todo el rango de aceleraciones eficaces, con independencia del momento del día y del género. Con el fin de estudiar la relación entre el nivel de aceleración y las valoraciones emitidas, y a la vista del histograma RMS presentado en la figura 7, se ha decidido clasificar el estado de la pasarela en función de las intensidades de aceleración en tres grupos. El primer grupo (intensidad baja) abarca hasta  $RMS < 0.12 \text{ m/s}^2$  y supone el 37.32 % de los encuestados. El segundo (intensidad media) hasta  $0.15 \text{ m/s}^2$  supone el 39.49 % y el tercero (intensidad alta), por encima de  $0.15 \text{ m/s}^2$ , completa el conjunto de encuestados (23.19 % restante).

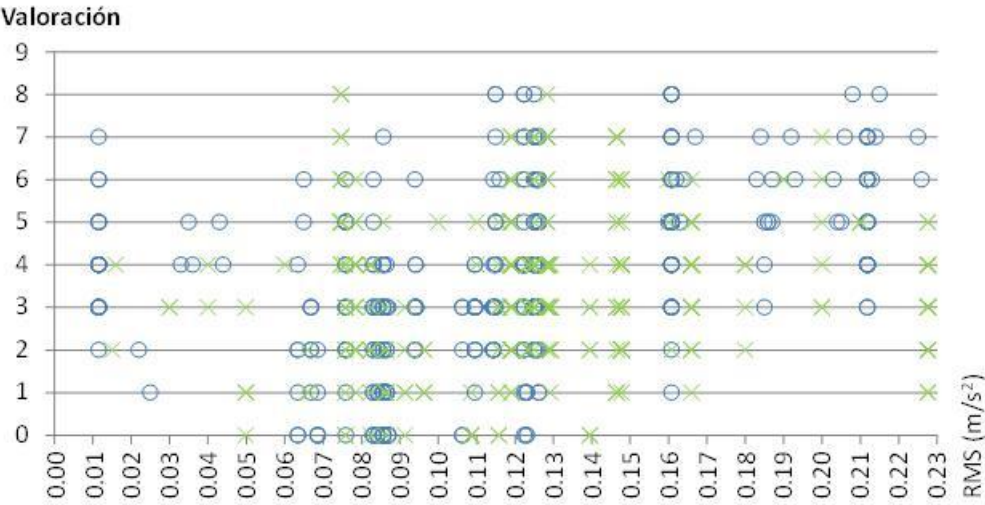


Figura 6: Distribución valoración.vs.aceleración (círculos para CP, aspas para CB)

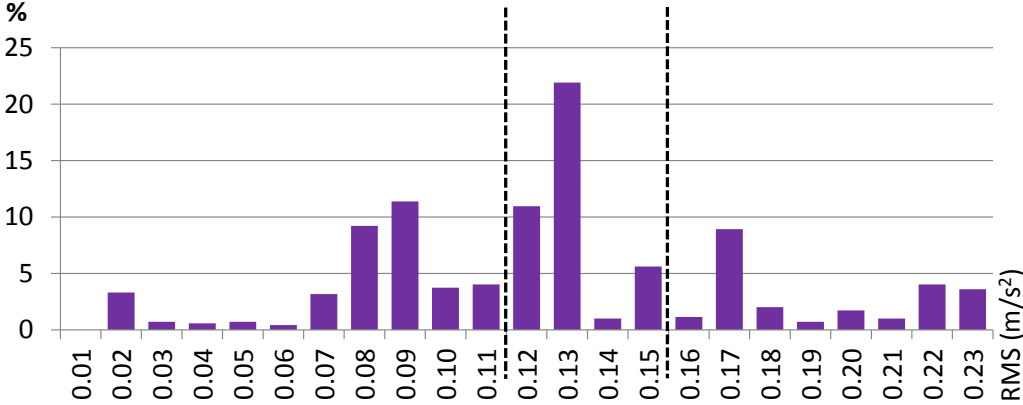


Figura 7: Porcentaje de encuestas emitidas en cada rango de aceleración

En la tabla 3 se muestran los coeficientes de correlación lineal entre la percepción y las variables ocupación, peso y RMS considerado los tres niveles de intensidad, tanto por géneros como por tipo de carril. Excepto para el caso de la ocupación, los bajos coeficientes de

correlación no permiten concluir que haya interdependencias entre las variables, de hecho en algunos casos incluso cambian de signo.

		Carril Peatonal		Carril Bici	
		Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres
Masa (kg)		-0.22	0.08	-0.10	0.15
Ocupación (nº)		0.42	0.47	0.39	0.14
RMS (m/s <sup>2</sup> )	Int Baja	-0.23	-0.05	0.15	-0.18
	Int Media	0.07	0.11	-0.36	0.22
	Int Alta	0.15	-0.25	-0.22	0.09

Tabla 3: Coeficiente de correlación lineal de las variables indicadas con la percepción

### 3.1. Cuantificación de la percepción

Para cada nivel de intensidad se presentan, en las siguientes tres figuras, los cuartiles para cada tipo de carril, momento del día y según el género, con la finalidad de sacar algún resultado comparativo de los mismos. Recordar que cuartil es cada uno de los tres puntos que divide un conjunto de datos, numéricamente ordenados, en cuatro partes iguales, siendo el segundo cuartil la mediana. En rojo se representa el rango de valoraciones entre el primer cuartil y la mediana (del 25 % al 50 %) y en color amarillo entre la mediana y el tercer cuartil (del 50 % al 75 %).

#### a) Según carril

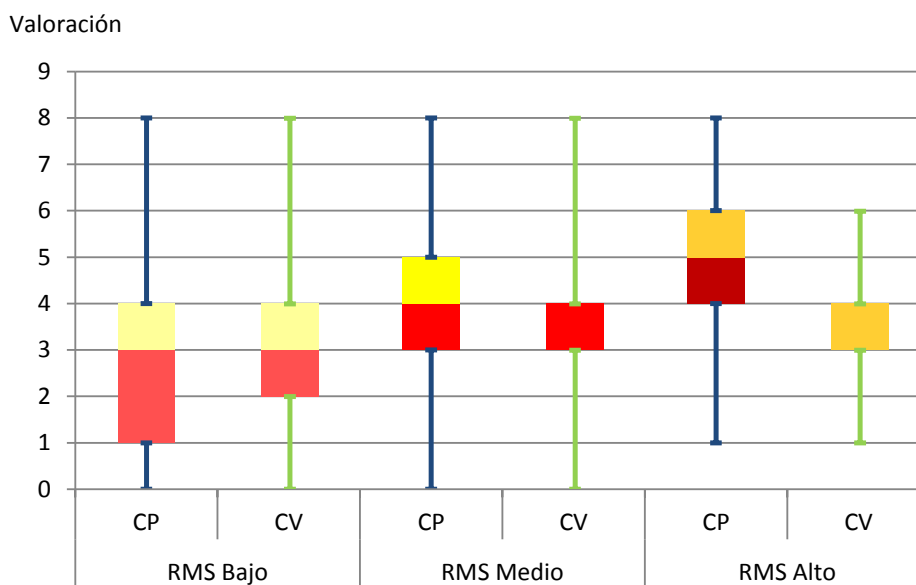


Figura 8: Distribución de los cuartiles según carril

Los cuartiles del conjunto de los encuestados son 2, 3 y 4 respectivamente y como se observa en la figura 8 alguno de los grupos tiene una distribución significativamente distinta. Para niveles bajos de vibración se aprecia una mayor dispersión en las valoraciones en el CP que

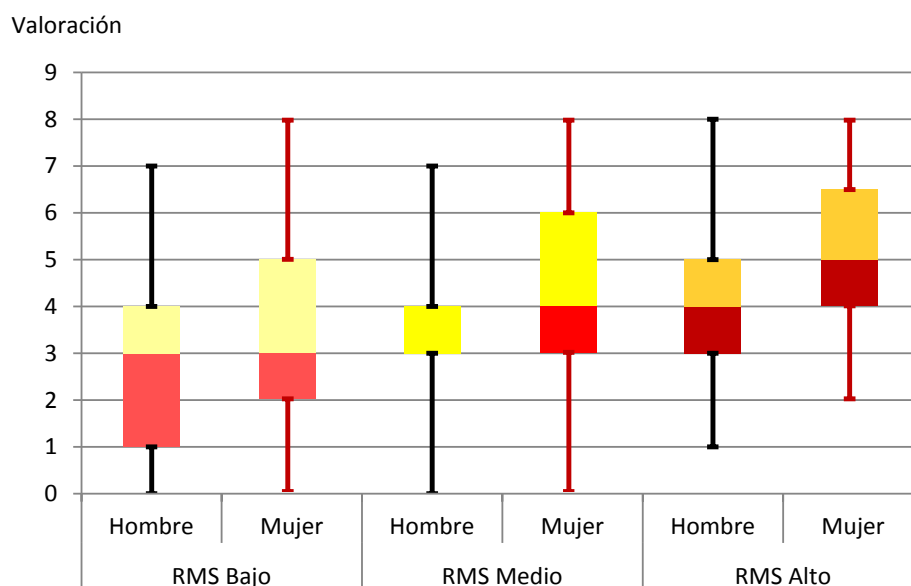
en el CB. Asimismo, a mayor nivel de vibración, mayor es el valor de la mediana, llegando a 5 (*Empieza a resultar incómodo al andar*) en el caso de CP para el nivel de intensidad alta. Para esta intensidad también es destacable que ha habido peatones circulando por el CP que han valorado con 8 (*Sensación de inseguridad*) siendo el máximo valor en el CB sólo 6 (*Necesito adaptar mi paso en algunos momentos*). Todos los números indicados se refieren a la tabla 1.

### b) Según el momento del día

En cuanto a la influencia del momento del día, se ha obtenido que las valoraciones por la tarde (cuartiles delimitados por los valores 0, 1, 2 4 y 8) han sido marcadamente más bajas que por la mañana (cuartiles delimitados por 0, 3, 4, 5 y 8) y con mayor dispersión.

### c) Según el género

En cuanto al género, para todas las intensidades se aprecian (figura 9) valoraciones mayores en el caso de las mujeres. A mayor nivel de vibración vertical, mayor es el valor de la mediana, llegando a 5 en el caso de las mujeres y 4 en el caso de los hombres en el rango de intensidades altas.



*Figura 9: Distribución de los cuartiles según género*

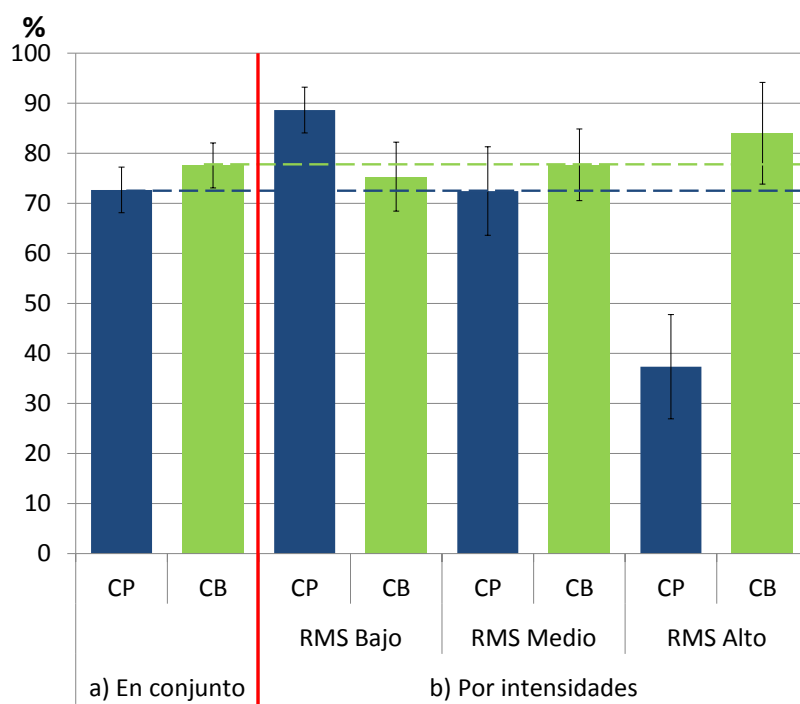
## 3.2. Análisis del confort

Como referencia, la determinación de la comodidad de una edificación o infraestructura se hace en función de las aceleraciones que sufre la misma en las condiciones normales de uso, típicamente entre 0.1 y 0.5 usuarios por m<sup>2</sup> (17, 27). Así, en términos de aceleraciones eficaces, por debajo de 0.025 m/s<sup>2</sup> se consideran imperceptibles, hasta 0.075 m/s<sup>2</sup> como

claramente perceptibles, hasta  $0.40 \text{ m/s}^2$  como molestas, luego como muy molestas y a partir de  $1.25 \text{ m/s}^2$  como intolerables. Por otra parte, la reciente instrucción de acero estructural EAE-2011 (10) establece que, para ser considerada como "apta para el servicio", en caso de que una pasarela tenga frecuencias verticales en el rango entre 1.6 y 2.4 Hz, no se deberían superar los  $0.7 \text{ m/s}^2$  o la mitad de la raíz cuadrada de la frecuencia problemática al ser transitada por una única persona.

En el caso de la pasarela bajo estudio, considerando el tercer modo de flexión a 1.76 Hz, el límite sería  $0.66 \text{ m/s}^2$ . Según se ve en el histograma de la figura 7, la gran mayoría de las aceleraciones eficaces registradas durante los paseos están en el rango catalogado como vibraciones molestas (entre  $0.075 \text{ m/s}^2$  y  $0.40 \text{ m/s}^2$ ). No obstante, en ningún caso se superan los  $0.23 \text{ m/s}^2$ , es decir, no se llega al límite de los  $0.66 \text{ m/s}^2$  que podría suponer que la estructura no superara la aptitud al servicio peatonal.

Teniendo en cuenta el baremo indicado en el cuestionario (tabla 1), **se ha definido como zona de confort los valores comprendidos entre 0 y 4** (columna izquierda de la tabla). En las siguientes tres figuras se muestran, para cada grupo (por carriles, género y momento del día), los porcentajes de encuestados dentro del nivel de confort y el correspondiente intervalo de confianza del 95% (suponiendo una distribución normal).



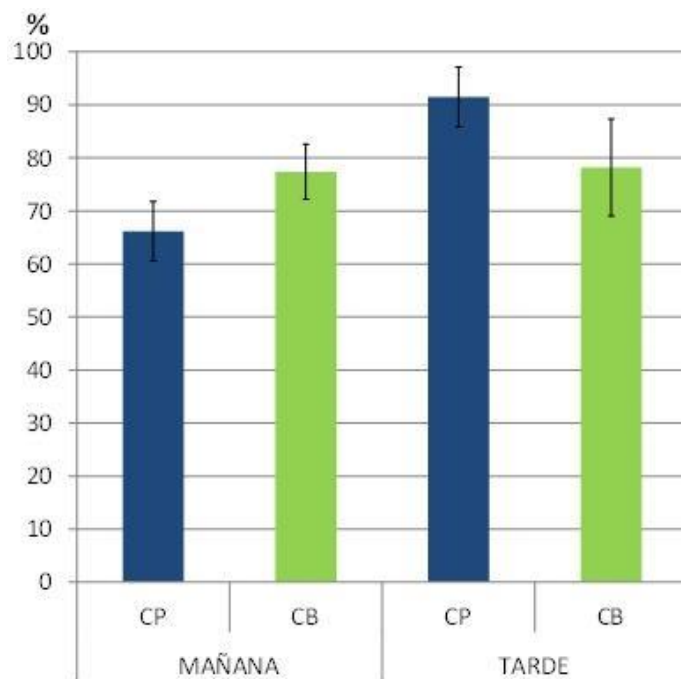
**Figura 10: Porcentaje de encuestados con valoraciones de percepción entre 0 y 4 (zona "confortable")**

### a) Según el tipo de carril

En la figura 10 se muestra el porcentaje de los encuestados que no se han sentido incómodos al cruzar la pasarela, resultando 72 % (siendo el intervalo de confianza 68 % - 77 %) para el CP y 78 % (73 % - 82 %) para el CB. A la vista de la amplia intersección de los intervalos de confianza, no se puede realizar ninguna afirmación determinante respecto a la comparativa entre carriles. Sin embargo, si se agrupa por intensidades, en la figura 10 se ve que para intensidades bajas el CP resulta más cómodo que el CB si bien la tendencia se invierte para intensidades medias y altas. En este último rango se observa una diferencia significativa (de 38 % a 83 %) según el tipo de carril, resultando significativamente menos cómodo el recubrimiento viscoelástico de mayor espesor (CP).

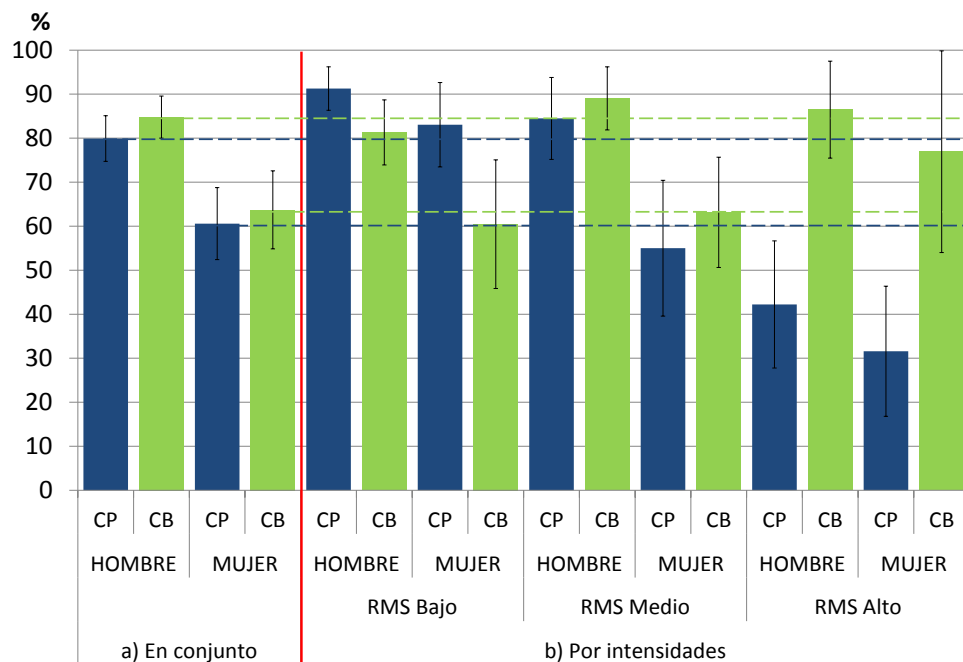
### b) Según el momento del día

En la figura 11 se muestran los resultados comparativos según el momento del día. Los usuarios del CP por la mañana han manifestado un nivel de confort (67 %) significativamente inferior al de la tarde (91 %) mientras que en el CB no hay apenas diferencias (en torno al 88% en ambos momentos).



*Figura 11: Porcentaje de confort según el momento del día*

### c) Según el género



*Figura 12: Porcentaje de confort por género*

Como se puede observar en la parte izquierda de la figura 12, el porcentaje de hombres que no se han sentido molestos en ambos carriles es apreciablemente mayor que el de las mujeres, con diferencias de hasta un 20 %. Estas diferencias se mantienen si se hacen las representaciones diferenciadas para las tres intensidades definidas. También es destacable que para intensidades medias y sobre todo altas, tanto hombres como mujeres se encuentran más cómodos en el CB que en el CP.

## 4. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en este estudio permiten afirmar que el uso de material flexible como pavimento en pasarelas propensas a vibrar influye en el confort de los usuarios. En ninguno de los paseos realizados, ni siquiera con grupos de 50 peatones, se han superado los niveles de aceleración intolerables indicados en las normativas (9, 10) si bien en general los niveles vibratorios que adquiere se pueden considerar como claramente perceptibles e incluso como molestos.

A bajas intensidades (RMS inferior a  $0.12 \text{ m/s}^2$ ) el efecto dominante corresponde con la percepción subjetiva más que a los efectos relacionados con la propia vibración de la estructura, resultando más cómodo el carril con recubrimiento de mayor espesor (CP).



A altas intensidades (RMS superior a  $0.15 \text{ m/s}^2$ ), el carril con recubrimiento de menor espesor (CB) resultó más confortable para la mayoría de los encuestados. Se podría interpretar que la mayor deformabilidad vertical del pavimento de mayor espesor (CP) bajo la presión del pie sumada al movimiento vertical de la pasarela aumenta la sensación de inestabilidad de los usuarios.

Algunos de los encuestados afirmaron que el carril peatonal inducía una mayor sensación de comodidad al inicio del paseo, pero que posteriormente, en ciertos momentos, la sensación de inestabilidad se fue haciendo mayor. Los resultados obtenidos refuerzan esta opinión puesto que al inicio del puente las vibraciones son menores y el material viscoelástico influye positivamente en la comodidad, sin embargo en el medio del puente las vibraciones son mayores y el pavimento flexible no ayuda a mitigar la percepción de la vibración del suelo.

Aunque la tabla 3, que recoge el coeficiente de correlación de la percepción con las variables de interés, no refleje valores significativos excepto para el caso de la variable “ocupación”, cabe destacar que algunos encuestados indicaron que su percepción de las vibraciones se vio condicionada, en ocasiones, por el grupo en el que se integraban debido a la adaptación del paso a los demás participantes simultáneos. Parece ser que si se transita individualmente al paso normal se es menos consciente de las vibraciones del suelo que si se hace en un grupo cuya velocidad, en general, es menor, al adaptarse al individuo de menor paso.

Tras las opiniones pedidas a los encuestados con posterioridad a los ensayos y después de debatir los resultados con algunos de ellos, los autores concluyen que a pesar de que las valoraciones para el CP son en general menores que para el CB, detrás de este resultado no está tanto la percepción de la vibración como la estabilidad de la pisada. Al pisar sobre el CB, con sólo 10mm de pavimento flexible, se llega a sentir la consistencia rígida del material bajo el pavimento viscoelástico, mientras que no ocurre lo mismo a través de los 40mm del CP.

Este estudio también ha revelado una diferencia por géneros en cuanto a percepción de la vibración de la pasarela para todas las intensidades de vibración estudiadas. Las menores valoraciones de los hombres indican menor incomodidad, corroborando resultados de otros estudios (18) que demuestran en general una mayor sensibilidad sensorial de las mujeres.

Como conclusión final se puede decir que a pesar del movimiento que experimenta la pasarela durante su uso normal, los usuarios no la perciben como incómoda, independientemente del

carril por el que circulen y que el pavimento flexible enmascara en cierto modo las vibraciones que llegan al viandante.

## 5. AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a los alumnos de la Escuela de Ingenierías Industriales de la Universidad de Valladolid su colaboración desinteresada para la realización de todos los ensayos. Asimismo agradecen al Ayuntamiento de Valladolid las facilidades ofrecidas para llevar a cabo estos estudios. Este trabajo ha sido parcialmente financiado a cargo del proyecto de investigación BIA2011-28493-C02-02 del programa de apoyo a Proyectos de investigación no orientada del actual Ministerio de Economía y Competitividad.

## 6. REFERENCIAS

- (1) Murcia, J. (2007). Tecnología de pasarelas con estructura de membrana. *Informes de la Construcción*, 59(507): 21-31.
- (2) Pérez-Arroyo, S. (1989). Proyecto de pasarelas peatonales para Renfe-Ensidesa. Madrid, España. *Informes de la Construcción*, 40(45-55): 400.
- (3) Piccardo, G., Tubino, F. (2012). Equivalent spectral model and maximum dynamic response for the serviceability analysis of footbridges. *Engineering structures*, 40: 445-456, doi: 10.1016/j.engstruct.2012.03.005.
- (4) Zivanovic, S., Pavic, A., Reynolds, P. (2005). Vibration serviceability of footbridges under human-induced excitation: a literature review. *Journal of sound and vibration*, 279 (1-2): 1-74, DOI: 10.1016/j.jsv.2004.01.019.
- (5) Da Silva, J.G.S.; Vellasco, P.C.G. da S.; de Andrade, S.A.L. (2007). Vibration analysis of footbridges due to vertical human loads. *Computers and structures*, 85(21-22): 1693-1703, doi: 10.1016/j.compstruc.2007.02.012.
- (6) Istrate, M.V., Lorenzana Ibán, A., Ibán Lorenzana, N., Vasallo Belver, A. (2012). Cuantificación de la percepción de la vibración en pasarelas peatonales. *DYNA Ingeniería e Industria*, 69(3): 467-473, doi:10.6036/4510.
- (7) ISO 2631-2:2002. (2002). *Mechanical vibration and shock. Evaluation of human exposure to whole body vibration. Vibration in buildings*. Gêneve. International Organization for Standardization.
- (8) Comité Europeo de Normalización CEN. *Eurocódigo 5. UNE-ENV 1995-1-1. UNE-ENV 1995-1-1*. (2005) Madrid: AENOR.

- (9) SETRA. (2006). *Technical guide Footbridge: Assessment of vibration behavior of footbridges under pedestrian loading*, Bagneux: Setra.
- (10) EAE-2011. (2011). *Instrucción de Acero Estructural*. Centro de Publicaciones Secretaría General Técnica Ministerio de Fomento.
- (11) Narros, A. (2011). Pasarela peatonal Pedro Gómez Bosque, sobre el río Pisuerga en la ciudad de Valladolid. Un Nuevo record de longitud en pasarelas colgadas de banda tesa. *Revista Técnica Cemento Hormigón*, 947 (0008-8919): 80-86.
- (12) Krenk, S. (2012). Dynamic response to pedestrian loads with statistical frequency distribution. *Journal of Engineering Mechanics-ASCE*, 138(10): 1275-1281, doi: 10.1061/(ASCE)EM.1943-7889.0000425.
- (13) Pedersen, L., Frier C. (2010). Sensitivity of footbridge vibrations to stochastic walking parameters. *Journal of sound and vibration*, 329(13): 2683-2701, doi: 10.1016/j.jsv.2009.12.002.
- (14) Brownjohn, JMW., Fu, TN. (2005). Vibration excitation and control of a pedestrian walkway by individuals and crowds. *Shock and vibration*, 12(5): 333-347.
- (15) Howarth, H.V.C. (1987). A review of experimental investigations of the time dependency of subjective reaction to whole-body vibration. United Kingdom Group on Human Response to Vibration. *Journal of sound and vibration*, 113(3): 609-609.
- (16) Griffin, M.J. (1996) *Handbook of human vibration*. New York. Academic Press, London.
- (17) Gómez, M., Alfaro, C. (1996) *Evaluación de las vibraciones sobre el confort, percepción y mareo producido por el movimiento*. Madrid. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo.
- (18) Kaluga, E., Rostkowska, E. (2006). A comparative analysis of changes in tactile sensitivity in men and women practicing selected sports. *Human movement*, 7 (2): 153-161.



Improvement comfortability through adding soft rubber  
pavement on lively footbridges

---



## 7.3 Improvement comfortability through adding soft rubber pavement on lively footbridges

Melania Istrate, Jesús de Sebastián, Ali Vasallo, Carlos Casado, Norberto Ibán  
*CARTIF Centro Tecnológico, Parque Tecnológico de Boecillo, 47151 Valladolid, Spain*

Antolín Lorenzana, Alfonso Poncela  
*ITAP, Escuela de Ingenierías Industriales. University of Valladolid, 47011, Valladolid, Spain .*

**ABSTRACT:** This work is a first attempt to quantify the effect of a soft pavement on the perceived sensations of the soil movement when walking. This type of pavements is usually made with agglomerates of chippings made from recycled tyres. When thicknesses of 3 or 4cm are placed over the walkway of a lively footbridge, the movement of the structure (due to the users or to the wind) is partially masked by the soft soil. In this way, pedestrians usually do not complain about of movement of the structure as much as they could do in case of standard pavements. To quantify this effect, acceleration and jerk comparisons are made for three different scenarios: walking on rigid soil, walking on rubber soil and walking on a lively footbridge with rubber soil.

### 1 INTRODUCTION

Pedestrian loads are low intensity quasi-periodic loads. Applied to very stiff and massive structures this loads could hardly make them vibrate significantly. However, aesthetic, technical and technological developments lead to ever more slender and flexible footbridges and as a consequence they can vibrate significantly even under a single person and frequently require a thorough dynamic analysis.

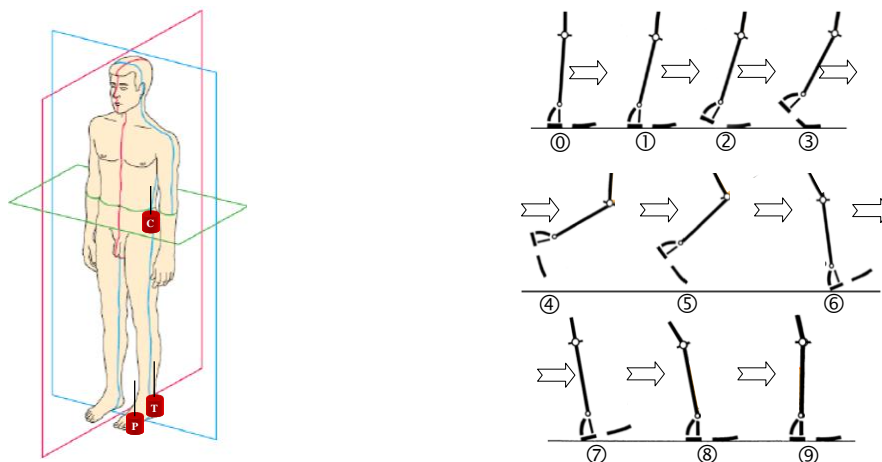
In some footbridges, probably in project stages, using numerical techniques, or after a dynamic assessment, once built, through experimental techniques, different alternatives have to be proposed in order to avoid relevant vertical acceleration levels. Those alternatives tend to change the dynamic response by adding mass, or stiffness, or damping.

In this paper a novel alternative is analyzed: by adding a thick soft-rubber pavement, pour-in-place, softer than the one used in athletic training tracks, several effects are introduced. Although for standard footbridges, the additional mass (with no addition in stiffness) is irrelevant in changing natural frequencies or natural modes, for light footbridges, as steel or composite stress-ribbon ones, the effect could be appreciable. Also the rubber pavement improves the structural damping, being this effect very desirable for this kind of lively structures. But the main factor, analyzed in this paper, is its influence in two important aspects of the human-structure interaction process. The first one is that the flexibility of the pavement

affects the way the load is exerted to the structure. The second one, and more important in the perception of the discomfort, is that the pavement also affects the way the pedestrian senses the acceleration of the structure. The following sections are devoted to quantify this second effect.

## 2 ACCELEROMETERS ON THE PEDESTRIAN BODY

To record the accelerations during normal walking, 3 uniaxial accelerometers (PCB Piezotronics, model 352C65, high sensitivity, miniature ceramic shear ICP® accel. 100 mV/g, 0.5 to 10 kHz) have been installed on a standard pedestrian (75 kg weight). As shown in Figure 1, one is placed on his hip (C), other on his heel (T) and the third one on his toe (P). All of them are in the vertical axis when the pedestrian is at rest. Accelerometer (C) almost remain in the vertical direction over the whole walking cycle but (T) and (P) can change in more than 80°. In figure 2, ten selected instants (Sánchez (1999)) of the walking cycle are shown in a schematic way, focusing in just one leg.



**Figure 1. Accelerometers placed in the hip (C), heel (T) and toe (P)**      **Figure 2. Schematic walking cycle in 10 frames**

The three signals are recorded synchronously at a sample rate of 100 Hz. The pedestrian was asked to walk normally at his normal pace (105bpm) (even though, the beep of a metronome was followed) on three different flat areas: (S) standard rigid pavement out of the footbridge, (R) rubber pavement before entering in the suspended footbridge and (F) rubber pavement in the flat area of the middle of the footbridge (see figure 3).



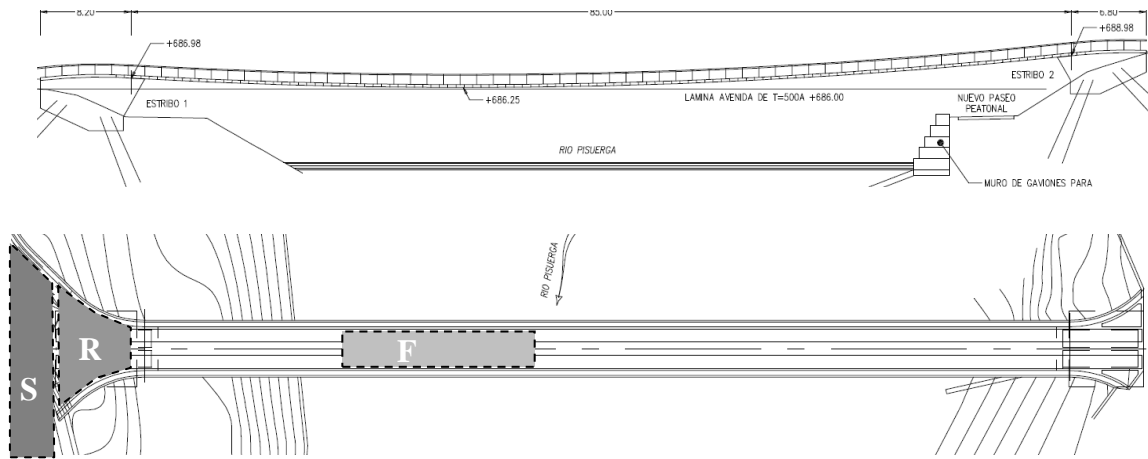


Figure 3. Footbridge drawings and walking areas

### 3 WALK CYCLES ON DIFFERENT SCENARIOS

#### 3.1. Rigid pavement

Recordings of the three accelerometers (C, T and P) for a representative cycle on rigid pavement are shown in figure 4. For 105 bpm the duration of the cycle is 1.14 s. Accelerations in toe P and hell T are obviously greater than in the hip C and also more sharp and “noisy”.

For each location (P, T or C), ten standard cycles are shown in figure 5. All of them are matched in the instant when the toe lifts off the ground.

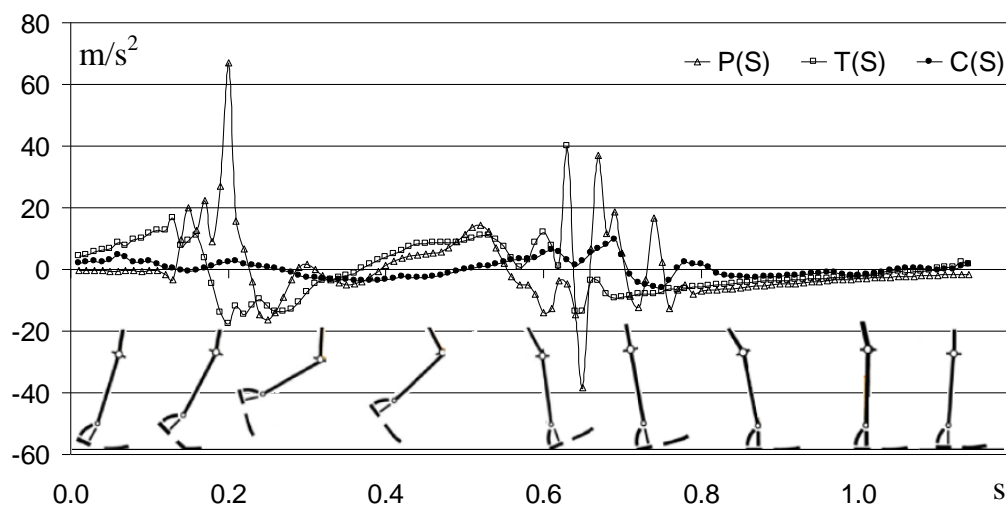


Figure 4. Accelerations on C, T and H for a walking cycle when walking on rigid pavement

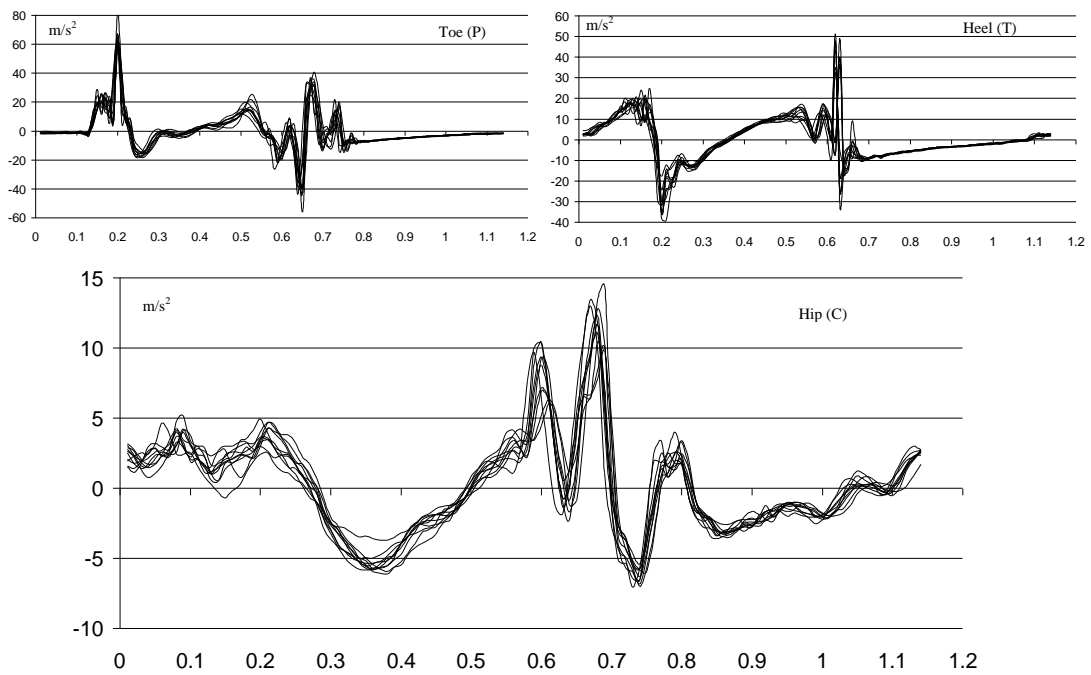


Figure 5. Ten walking cycles when walking on rigid pavement

Figure 6 shows the rate of change of acceleration (that is, the derivative of acceleration with respect to time) or jerk for the cycle shown in figure 4. Those jerks were obtained using standard 2 ( $j_2$ ) or 3 ( $j_3$ ) steps expressions for numerical first derivatives from the accelerations. Although some differences between  $j_2$  and  $j_3$  can be observed, only  $j_2$  ( $m/s^3$ ) is going to be shown in figures 6, 9 and 12, together with respective accelerations ( $m/s^2$ , scaled 100 times).

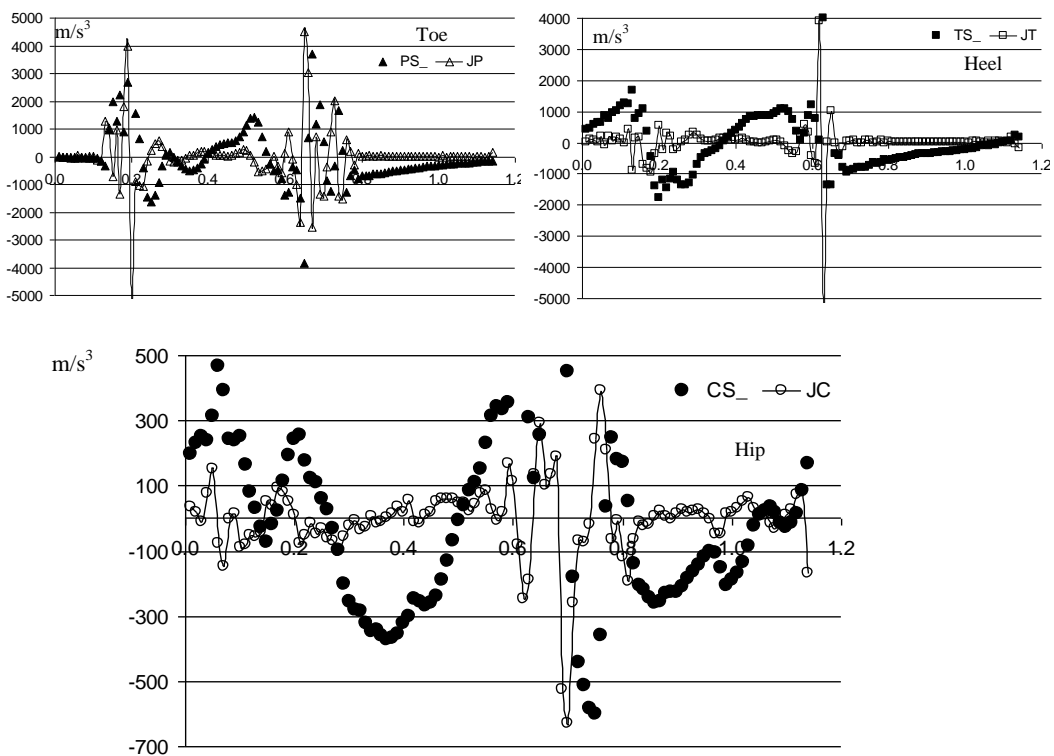


Figure 6. Accelerations on C, T and H and corresponding jerks when walking on rigid pavement

### 3.2. Rubber pavement before entering in the suspended footbridge

In a similar way, the following figures show same data when walking on rubber pavement over solid soil.

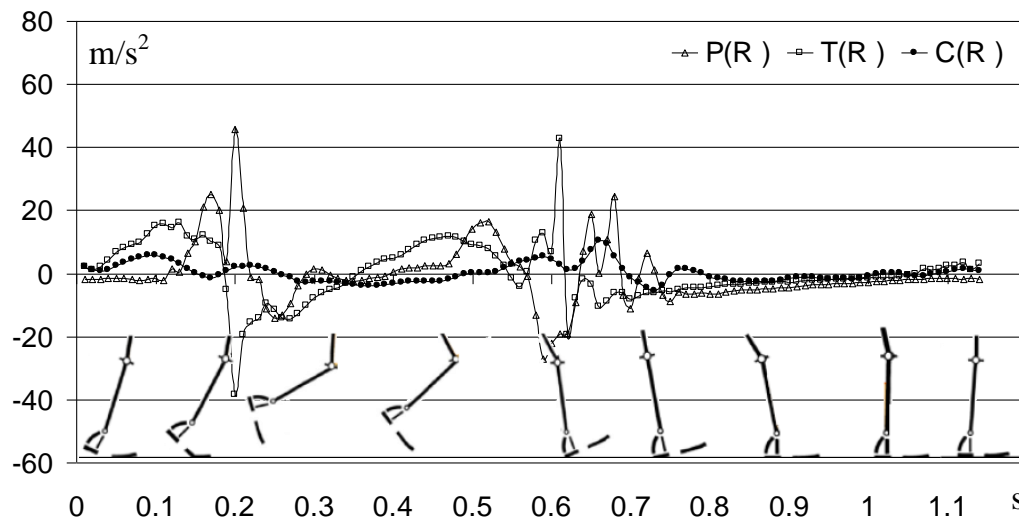


Figure 7. Accelerations on C, T and H for a walking cycle when walking on rubber pavement

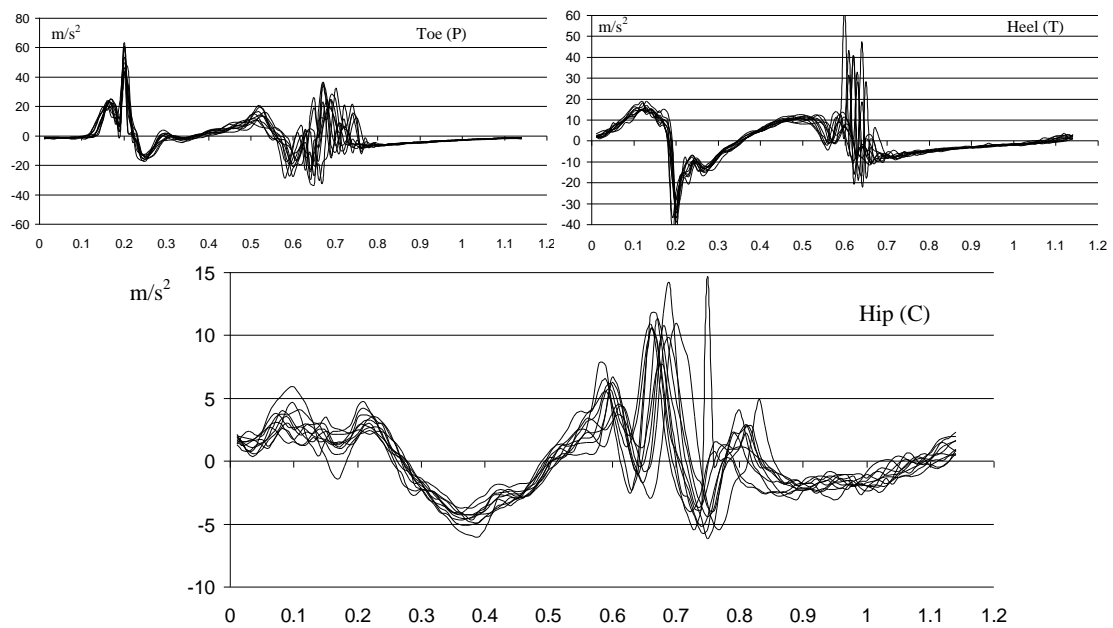


Figure 8. Ten walking cycles when walking on rubber pavement

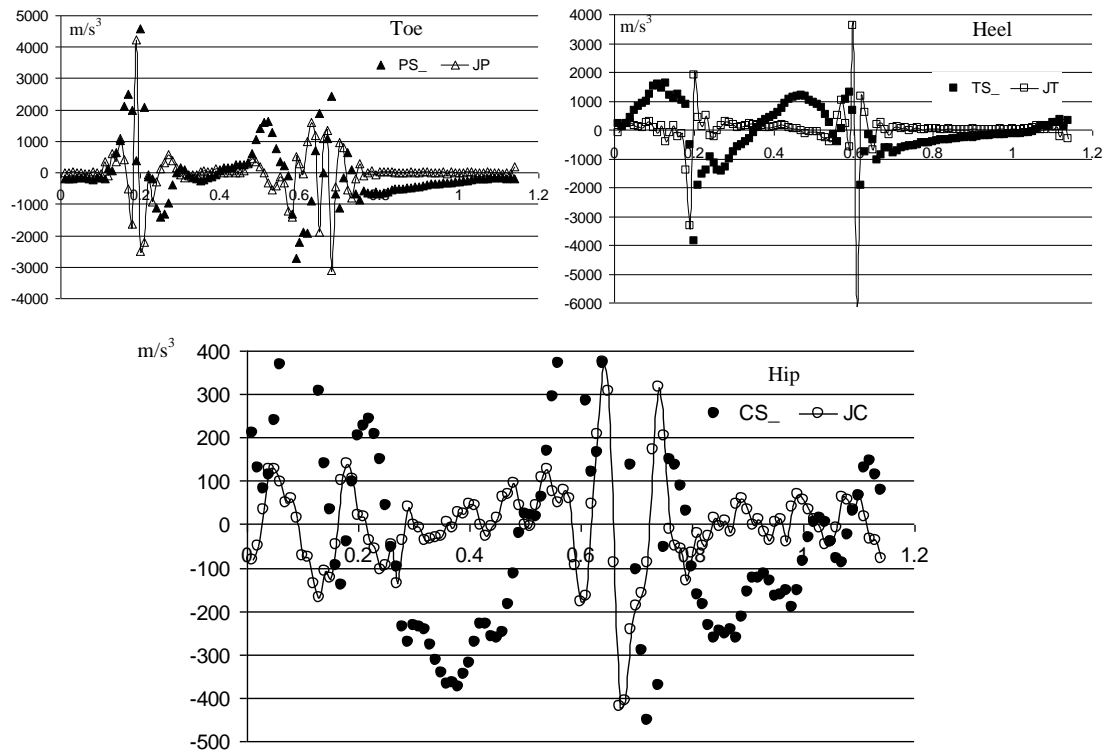
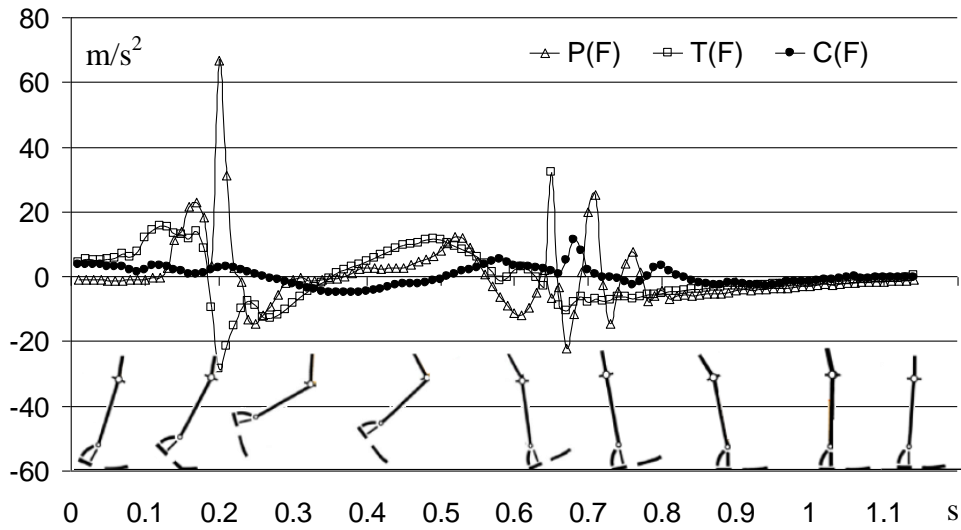


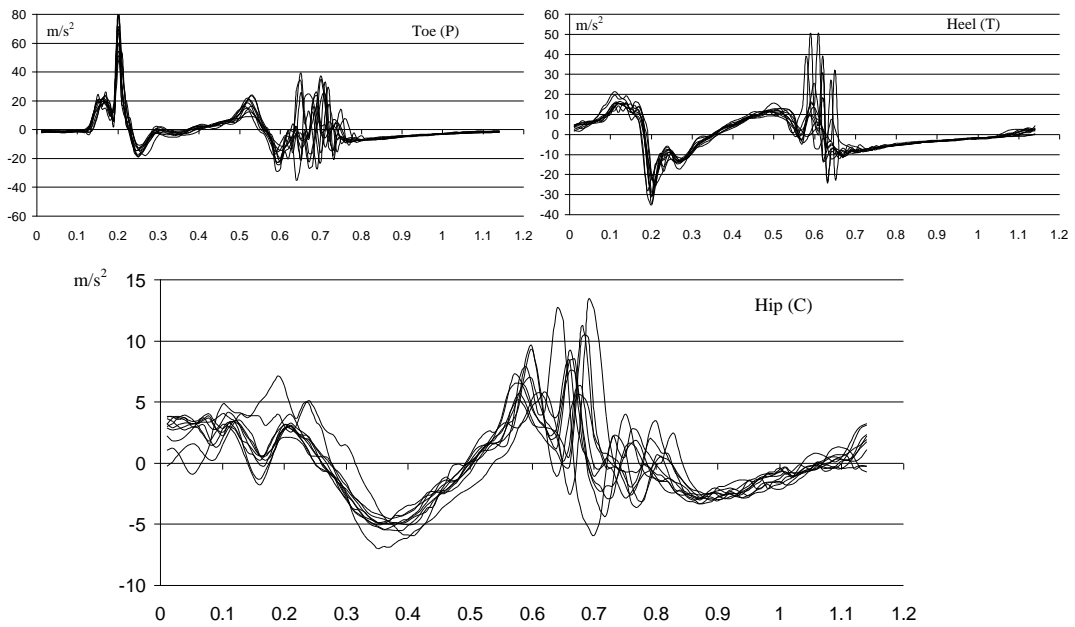
Figure 9. Accelerations on C, T and H and corresponding jerks when walking on rubber pavement

### 3.3. Rubber pavement in the middle of the footbridge

Also with the aim of comparison, similar data are shown in the following figures when walking on the rubber pavement over the footbridge, almost in the middle of the span. In this area, for the lively footbridge, some movements on its deck can be recorded. Figure 13 shows 11.4s acceleration record during the time when the 10 walking cycles were recorded in this area. During this time, wind was calm and no other pedestrian were using the footbridge. In these circumstances, structural movement was so little and amplitudes were around 150 times less that the maximum amplitudes for the hip (C). Even though, some differences from scenario R can be noted.



**Figure 10. Accelerations on C, T and H for a walking cycle when walking on the footbridge**



**Figure 11. Ten walking cycles when walking on the footbridge**

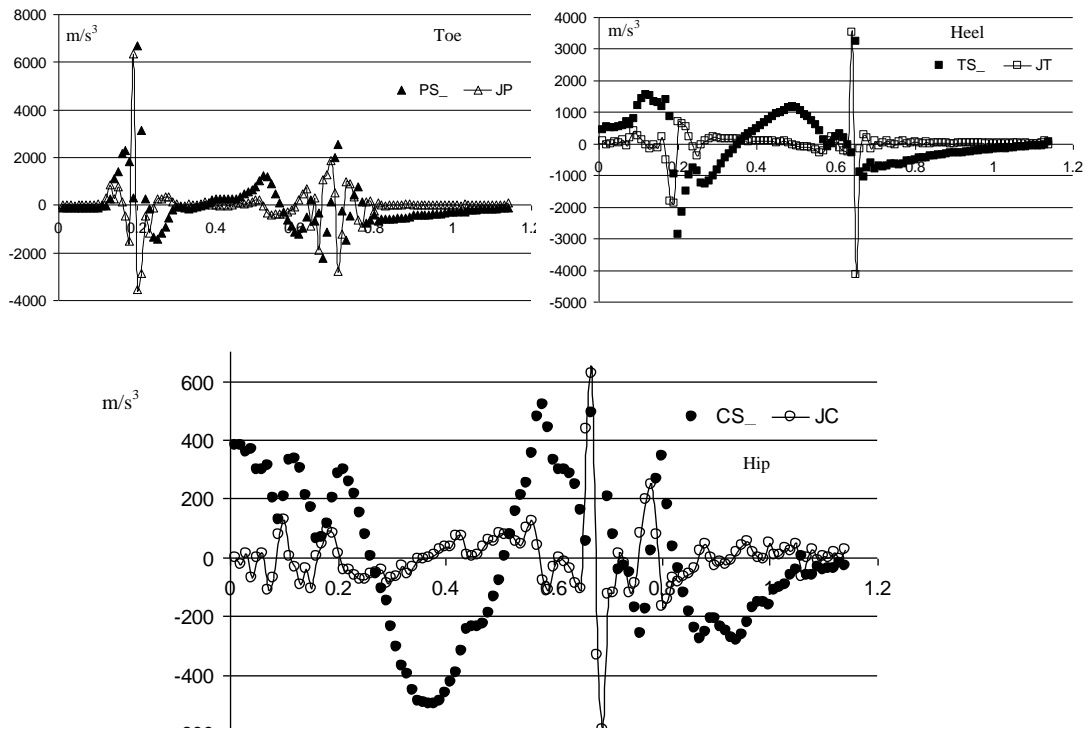


Figure 12. Accelerations on C, T and H and corresponding jerks when walking on the footbridge

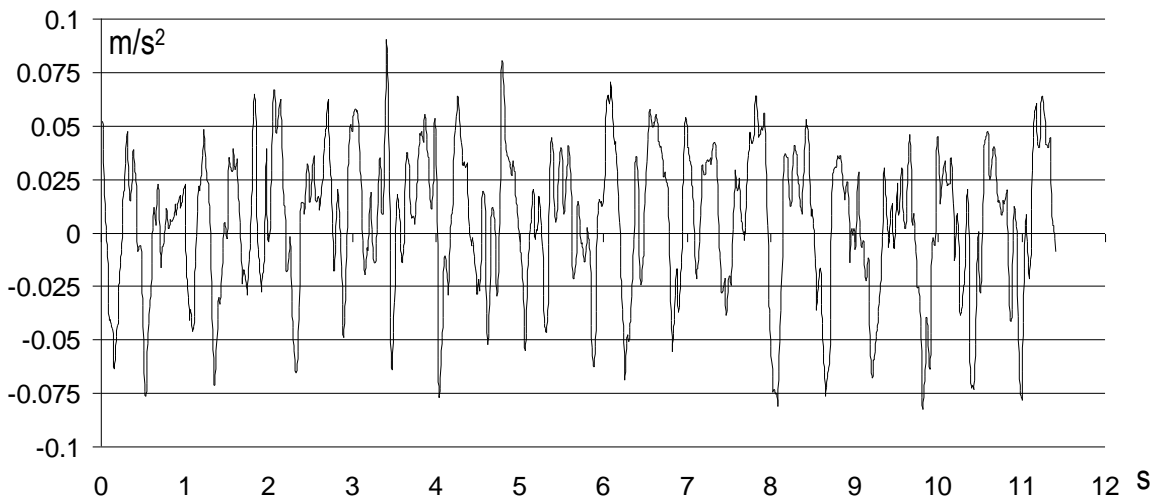


Figure 13. Accelerations on the walkway of the footbridge

#### 4 CONCLUSIONS

The shape of recordings in the representative walking cycles are similar. Some differences can be found in acceleration amplitudes, but more statistic analysis is required to get decisive conclusions. Despite of that, the decrease in amplitude (maximum minus minimum, once dropped the outlayers) between rigid (S) and rubber (R and F) pavement is about 20 % for the toe, 15 % for the heel and 23 % for the hip.

Although jerk is often used to measure the comfort of rides (elevators, trams, roller coasters, etc.), no relevant results can be obtained from the attempt done in this study of evaluate the

jerk in toe, heel or hip. For that, probably more sample rate would be necessary together with statistical analysis.

Analyzing the timing and dispersion of walking cycles, a relevant conclusion can be found: when walking on soft pavement the cycles are not as similar, between themselves, as when walking on rigid pavement. In figures 8 and 11 is noticeable that the dispersion during the phase the heel contact the ground is much greater than in figure 5, not only for the heel, but also for the toe and the hip. Due to the sensation of softy pavement, it could be that the pedestrian mind was not as challenging to keep pace and therefore not as sensitive to ground motion perception.

### ***References***

- Sánchez, J. 1999. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Instituto de biomecánica de Valencia ISBN-13.9788495448125
- Whittingtonm B.R. and Thelen, D.G. 2009. *A simple mass-spring model with roller feet can induce the ground reactions observed in human walking*. Journal of Biomechanical Engineering.Vol. 131
- Hogan, N., 1990. *Mechanical Impedance of Single- and Multi-Articular Systems*. Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization. Springer-Verlag, New York.
- Cheng, J.C. and Moura, J.M.F, 1997. *Tracking human walking in dynamic scenes*. Proc. of IEEE. Int. Conf. Image Processing, *ICIP'97*, Santa Barbara, CA, vol. 1, pp.137–140, 1997.





# Discomfort evaluation on lively footbridges with soft-rubber pavement

---



## 7.4 Discomfort evaluation on lively footbridges with soft-rubber pavement

M. Istrate<sup>1</sup>, N. Ibán<sup>1</sup>, A. Vasallo<sup>1</sup>, A. Lorenzana<sup>2</sup> and I.M. Diaz<sup>3</sup>

<sup>1</sup> *CARTIF Centro Tecnológico, Parque Tecnológico de Boecillo, 47151 Valladolid, Spain*

<sup>2</sup> *ITAP, University of Valladolid, 47011, Valladolid, Spain.*

<sup>3</sup> *E T S I Industriales, University of Castilla-La Mancha, Ciudad Real, Spain*

### ABSTRACT

This paper deals with the measurement of the pedestrian perception of the movement of lively footbridges. Several tests on a 80m single span stress-ribbon footbridge are presented. This footbridge is very slender and has a very low structural damping and several modes under 3Hz, resulting in sensible vertical movements. Despite of that, general users do not complain too much, probably because its pavement is made of a thick pour-in-place soft-rubber material.

When a pedestrian walks on a flexible pavement, in every step he notices how first the heel, then the toe, sinks and rises, and probably that feeling makes the pedestrian, unconsciously, no to be so demanding regarding the movement of the walkway. To verify this effect, we compare the recordings of 3 accelerometers installed on the pedestrian when he walks on four different scenarios. Two of the accelerometers are located on one of the pedestrian's shoes (one at the heel and the other one at the toe) and the third is placed on his hip (all of them in the right side of the body).

The walking scenarios are: rigid and thick soft pavement on solid soil and thin and thick soft pavement on the footbridge walkway. Comparing the acceleration levels in these four scenarios some conclusions are reached.

### 1. Introduction

Pedestrian loads are low intensity quasi-periodic loads. Applied to very stiff and massive structures this loads could hardly make them vibrate significantly. However, aesthetic, technical and technological developments lead to ever more slender and flexible footbridges and as a consequence they can vibrate significantly even under a single person and frequently require a thorough dynamic analysis.

In some footbridges, probably in project stages, using numerical techniques, or after a dynamic assessment, once built, through experimental techniques, different alternatives have

to be proposed in order to avoid relevant vertical acceleration levels. Those alternatives tend to change the dynamic response by adding mass, or stiffness, or damping.

In this paper a novel alternative is analysed: by adding a thick soft-rubber pavement, pour-in-place, softer than the one used in athletic training tracks, several effects are introduced. Although for standard footbridges, the additional mass (with no addition in stiffness) is irrelevant in changing natural frequencies or natural modes, for light footbridges, as steel or composite stress-ribbon ones, the effect could be appreciable. Also the rubber pavement improves the structural damping, being this effect very desirable for this kind of lively structures. But the main factor, analysed in this paper, is its influence in two important aspects of the human-structure interaction process. The first one is that the flexibility of the pavement affects the way the load is exerted to the structure. The second one, and more important in the perception of the discomfort, is that the pavement also affects the way the pedestrian senses the acceleration of the structure. The following sections are devoted to quantify this second effect.

## **2. Evaluation of footbridge comfort according to standards and guidelines**

Modern pedestrian bridges are very often slender very flexible structures, where the first natural frequencies of vibration may fall close to dominant frequencies of the dynamic excitation due to walking or running. It is caused by technologically advanced materials used for their construction, with better strength parameters from those used before, together with the architectural trend for designing atypical and daring structures which quite often contradicts the classic principles of designing footbridges. The designer must take into account the phenomena of the man-bridge interaction and its vibration perception by human beings. Although such vibrations don't cause usually structural problems, they can induce some uncomfortable sensations. Vibrations of high amplitudes can cause a feeling of anxiety and fear, and even panic among pedestrians, affecting the functionality of the footbridge. Exceptionally, continuous vibration under standard service conditions, such as normal pedestrian use, may also cause fatigue that could damage the bearing structure and consequently affect structural safety. In addition, if the frequency of the actions is very close to the natural frequency of the structure itself and damping weak, resonance could occur if the actions are continuous, widening the vibration amplitude and raising the risk of structural collapse.

Some codes, standards or guidelines (ISO10137, EUROCODES 1 and 5, DIN4150, BS5400-6472, SBA1982, ENV1995, AISC1997, SETRA, HIVOSS, ...) establish maximum

acceptable values of acceleration, normally expressed as function of the fundamental frequency of the footbridge. A detailed literature review on human-induced dynamic loading of footbridges is given by Zivanovic et al [14]. In many of those codes, dynamic problems are addressed by defining limits for the natural frequencies of the structures or for the accelerations associated with pedestrian-induced vibrations. Such approaches are usually conservative and fail to deal with all the parameters relevant to human sensitivity to vibrations, which is highly subjective. This, together with the fact that the natural frequencies and accelerations calculated by analytical or numerical methods are subject to uncertainties, may hinder pedestrian bridge design.

The dynamic behaviour of footbridges depends on many parameters whose impact on vibrations is uncertain. These include material properties and mass, structural stiffness, including the boundary conditions, **deck surfacing**, guard rails, contribution of non-bearing elements, total damping, ....

Numerical simulation should be as realistic as possible with regard to all the parameters relevant to dynamic behaviour. Moreover, modelling the excitation (moving footfalls) is not easy and it is usually assumed to be a stationary harmonic force, i.e. the walking path is not taken into consideration. In general, the location of the stationary excitation and hence the location of the response are selected where the largest vibration amplitudes are expected (usually in the middle of the span). As a result, calculated responses can differ from one code to another in more than 4 times (has pointed out in [13]) and use to be considerable overestimated.

Once the response is obtained, the acceptance criteria is applied. Although some criteria are established not just in terms of RMS values of acceleration response at deck's midspan, usual recommended acceleration limits for footbridges are between 0.5 to 0.7 m/s<sup>2</sup> in the usual range of footbridges frequencies.

Note that for all those calculations, local properties can not be considered, so, i.e., in the same footbridge with two lanes (bicycle and pedestrian) with different pavements, computed RMS acceleration is unique, affecting to both lanes.

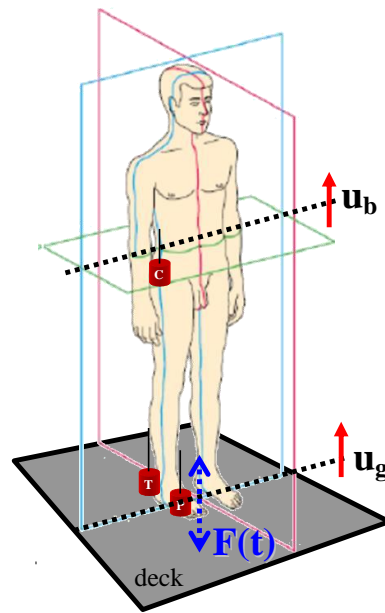
### **3. Human perception**

In general, the perception and the individual judgement, whether vibrations are disturbing or not, are based on the psychological parameters and can lead to different limits, as certain persons can detect vibrations without being discomforted by them. Some of these parameters are difficult to quantify or are highly subjective. They include the number of simultaneous

users; frequency of use; pedestrians' activity (walking, jogging, standing or sitting on the bridge); characteristics of the excitation forces (harmonic or transient); time of exposure; deck and guard rail transparency; height over ground level; footbridge appearance, if vibration is expected or not, etc.

It is considered that the vertical motion of the human body while walking is characterized by a relative motion between the center of gravity of the body ( $\mathbf{u}_b$ ) and the deck ( $\mathbf{u}_g$ ). This is the result of a cyclic sequence of vertical movements caused by the movement (flexing) of the lower limbs. In each cycle, the body moves down due to the bending of each leg and restores its position with the tightening of the respective leg. This vertical motion induces forces on the deck ( $\mathbf{F}(t)$ ) and is also influenced by the stiffness, damping, mass and other properties of the structure. Based on this, simple biodynamic models can be conceived, although its application to evaluation of the comfort of the pedestrian is still to come. Note that  $\mathbf{F}(t)$  contains all the complexity of human being and the applied forces are governed by a very sophisticated control system: the human brain.

Among other effects, in this paper we focus on walking on flexible pavement. When a pedestrian walks on a soft soil, in every step he notices how first the heel, then the toe, sinks and rises, and probably that feeling makes the pedestrian, unconsciously, not to be so demanding regarding the movement of the walkway. To verify this effect, we compare the recordings of 3 accelerometers installed on the pedestrian when he walks on four different scenarios. Two of the accelerometers are located on one of the pedestrian's shoes (one at the heel and the other one at the toe) and the third is placed on his hip (all of them in the right side of the body).



*Figure 1. Accelerometers placed at pedestrian's right hip, toe and heel*

#### 4. Methodology

To record the accelerations during normal walking, 3 uniaxial accelerometers (PCB Piezotronics, model 352C65, high sensitivity, miniature ceramic shear ICP® accel. 100 mV/g, 0.5 to 10k Hz) have been installed on the pedestrian (75 kg weight). As shown in Figure 1, one is placed on his hip (C), other on his heel (T) and the third one on his toe (P). All of them are in the vertical axis when the pedestrian is at rest. Accelerometer (C) almost remain in the vertical direction over the whole walking cycle but (T) and (P) can change in more than 80°. The three signals are recorded synchronously at a sample rate of 100 Hz.

Several tests were conducted with same pedestrian (male, 1.80 m height, 80 kg weight) in similar conditions (clothes, rubber-soled shoes, ...) wearing the three accelerometers and walking with a standard pacing rate (105bpm) using a metronome. Typical pacing frequencies for a person walking generally lie between 1.6 and 2.4 Hz. 50 % of pedestrians walk at rates between 1.9 and 2.1 Hz and 95 % of pedestrians walk at rates between 1.65 and 2.35 Hz. The scenarios to be compared are:

- (S) standard rigid pavement out of the footbridge,
- (R) rubber pavement before entering in the footbridge (thickness about 40mm)
- (F1) rubber pavement on bicycle lane of the footbridge (thickness about 10mm).
- (F2) rubber pavement on pedestrian lane of the footbridge (thickness about 40mm).

In figure 2, 18 selected instants of the walking cycle on (S) are shown in a schematic way (ground contact, stretching, rocking and swing) focusing in the right leg. Measured accelerations for the three accelerometers are plotted for a representative step, together with

the estimated contact force when walking on rigid pavement. For 105 bpm the duration of the cycle is 1.14 s. Accelerations in toe P and heel T are obviously greater than in the hip C and also more sharp and “noisy”. The contact force (two legs) is estimated after Petersen (for a pacing frequency of 1.75 Hz, for which the corresponding parameters for the 1<sup>st</sup>, 2<sup>nd</sup> and 3<sup>rd</sup> harmonics are 0.240, 0.108 and 0.018 and phase lag are  $\pi/5$ , amplitude normalized by relating them to the body weight of the pedestrian) and included in figure 2 for the sake of completeness.

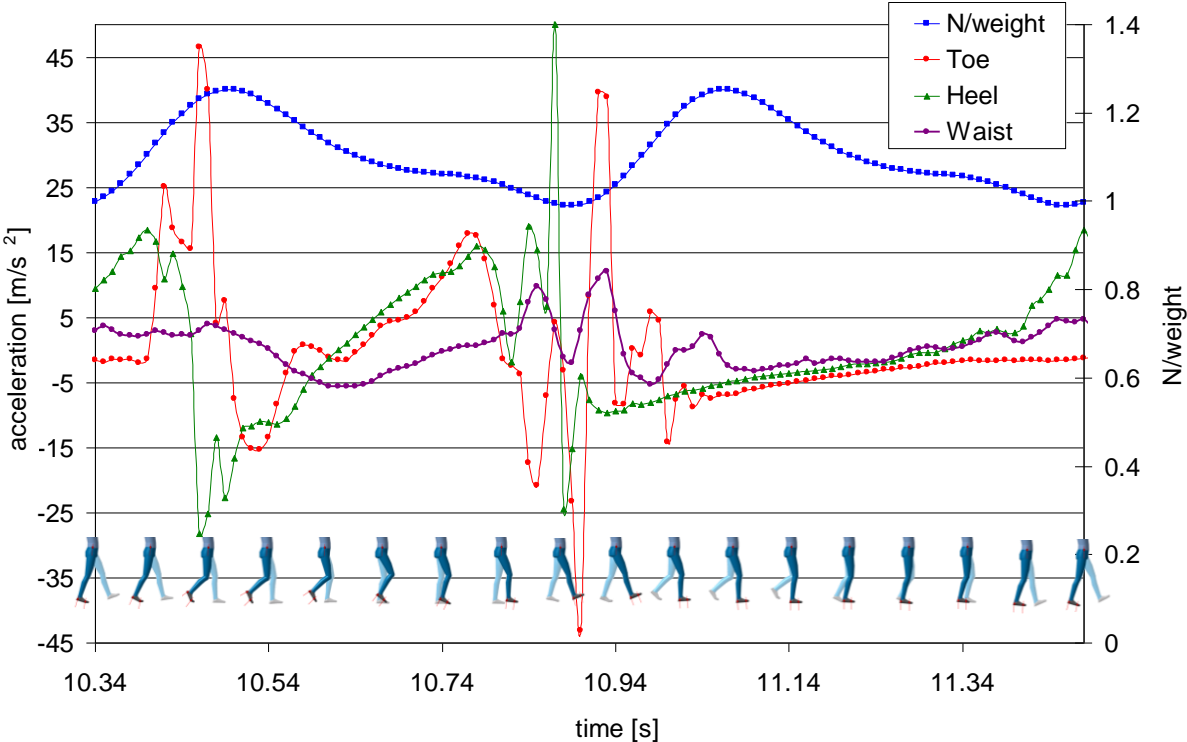


Figure 2. One cycle accelerometer recordings for hip, toe and heel

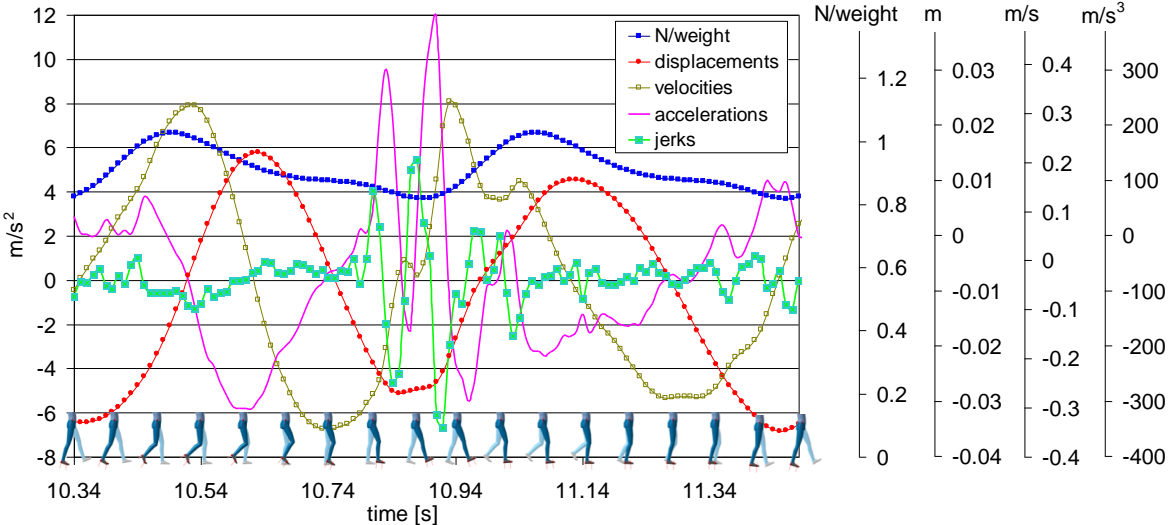


Figure 3. Hip acceleration and corresponding velocity, displacement and jerk



In figure 3, not only accelerations for the hip are presented, but also velocities and displacements (computed by numerical integration) and also jerks (numerical differentiation from the acceleration). All of these magnitudes (RMS and amplitudes during 100s recordings) are going to be compared for the four different scenarios.

For each location (P, T or C), ten representative cycles (steps) are shown in figure 4. All of them are matched in the instant when the toe lifts off the ground. For each step, also the following one is shown. Trying to get relevant information for understanding why walking on F2 is more comfortable than walking on F1, parameters  $\Delta a_0$ ,  $\Delta a_1$ ,  $\bar{a}$  and  $\Delta t$  are going to be evaluated for the four different scenarios.  $\Delta a_0$  is the amplitude of the impact when the heel reach the ground (between mean values for the 10 selected cycles),  $\Delta a_1$  is the acceleration interval in the next step, with mean value is  $\bar{a}$ , and  $\Delta t$  is the corresponding time interval.

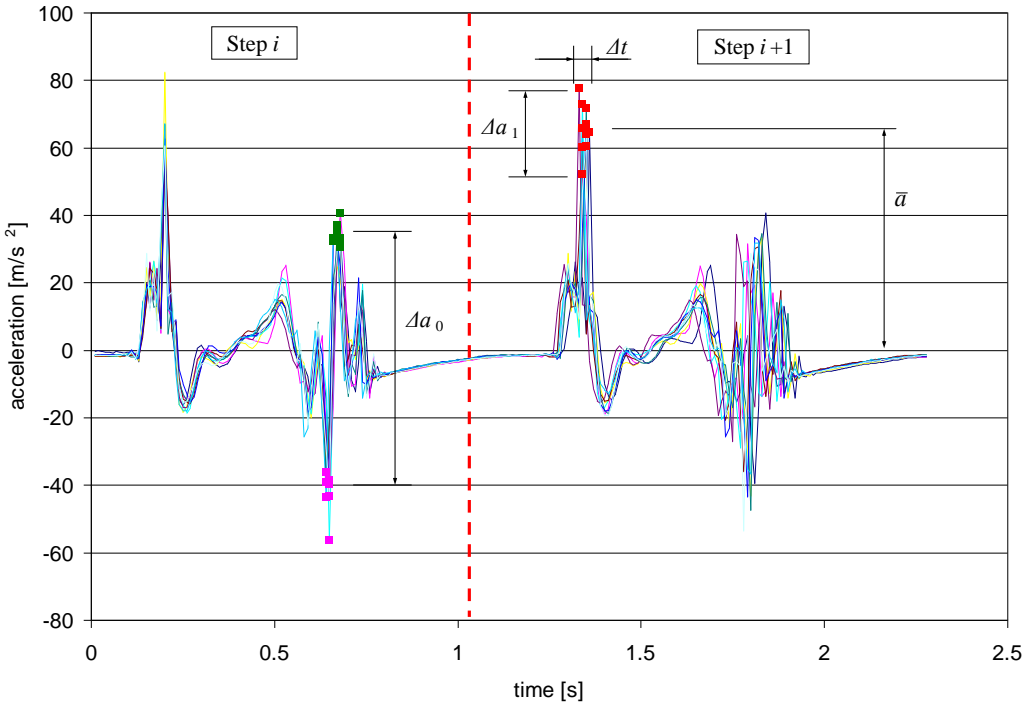
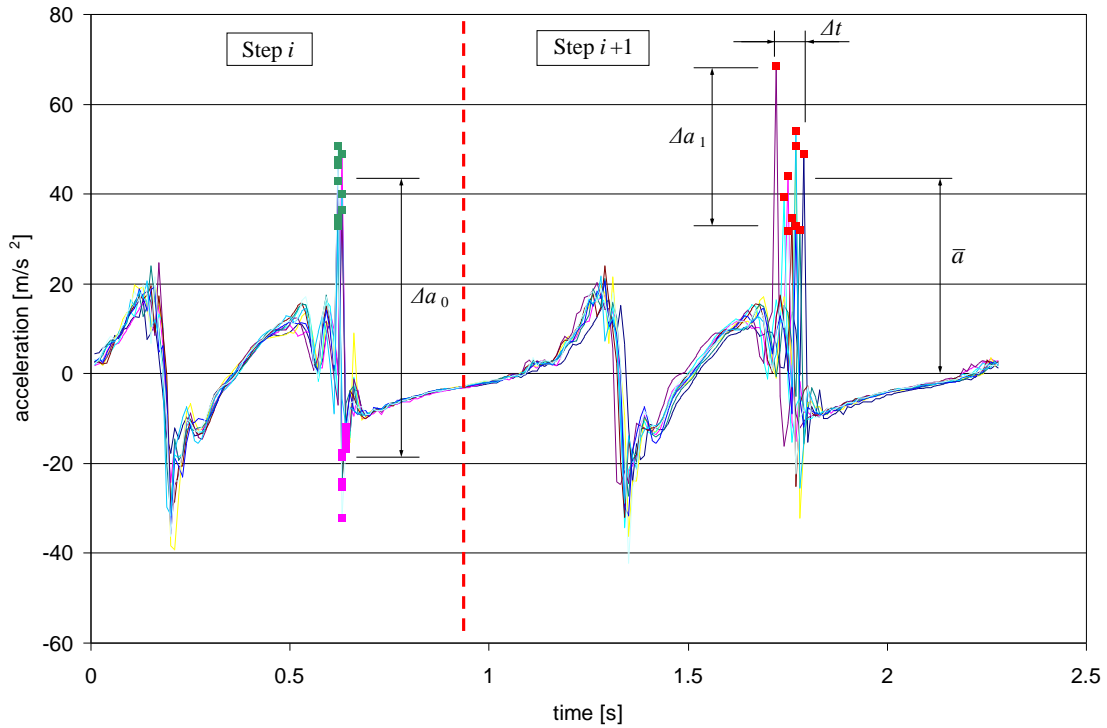
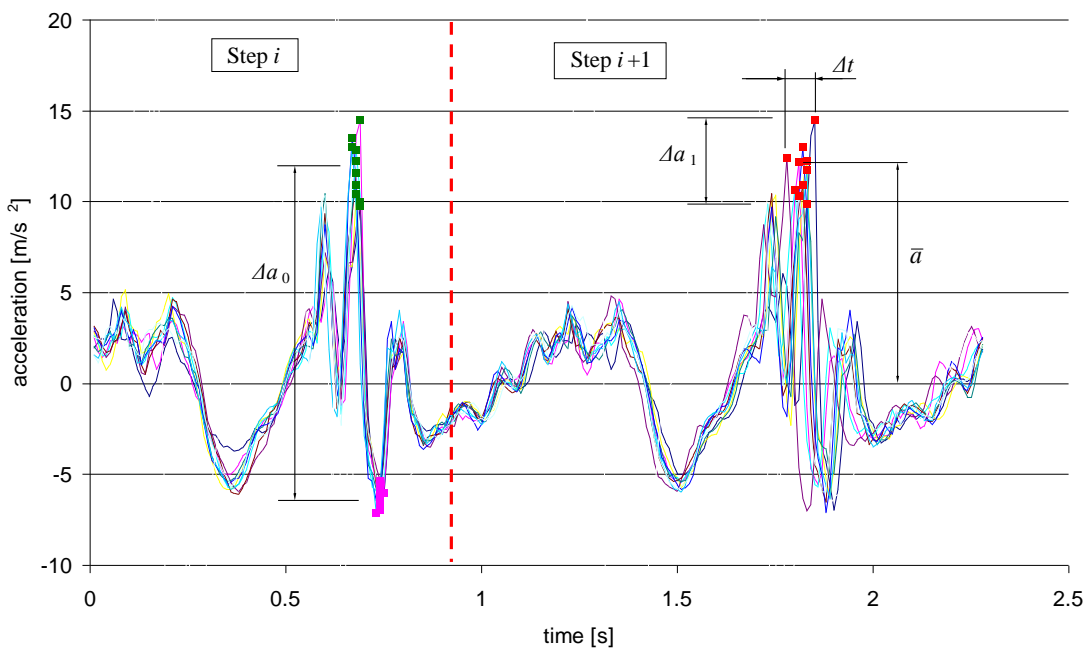


Figure 4. Toe accelerations during two cycles



*Figure 5. Heel accelerations during two cycles*



*Figure 6. Hip accelerations during two cycles*

## 5. Results

Numerical results are shown in the following tables. RMS values and maximum values of accelerations for 100s recordings are presented for toe (table 1), heel (table 2) and hip (table 3a and b) for the four scenarios. Also corresponding jerks are computed and resented, and for the hip, also velocities and displacements.

	$a_{RMS}$	$a_{max}$	$j_{RMS}$	$j_{max}$
(S)	11.31	82.14	1001.04	7133.6
(F1)	12.73	91.36	1148.04	8463.7
(R)	10.03	78.52	864.43	7136.3
(F2)	11.5	85.31	978.99	7840.6

**Table 1. Results for 100s recording at Toe**

	$a_{RMS}$	$a_{max}$	$j_{RMS}$	$j_{max}$
(S)	9.56	68.36	775.45	6151.6
(F1)	10.07	64.57	827.45	8449.2
(R)	8.96	62.36	707.06	6776.2
(F2)	9.71	66.82	731.30	7697.8

**Table 2. Results for 100s recording at Heel**

	$a_{RMS}$	$a_{max}$	$j_{RMS}$	$j_{max}$
(S)	3.23	14.33	141.08	736.5
(F1)	3.17	13.30	170.56	622.3
(R)	2.89	12.5	122.47	1851.6
(F2)	3.33	17.11	136.80	1159.0

**Table 3a. Results for 100s recording at Hip**

	$v_{RMS}$	$d_{max}$	$d_{RMS}$	$d_{max}$
(S)	0.219	0.469	0.0151	0.0387
(F1)	0.217	0.509	0.0199	0.0428
(R)	0.201	0.49	0.0183	0.0365
(F2)	0.233	0.546	0.0207	0.0398

**Table 3b. Results for 100s recording at Hip**

In a similar way, all the parameters defined in figures 4, 5 and 6 are presented in tables 4, 5 and 6 for 10 selected double cycles. Among all these data, the more relevant conclusion is that  $\Delta t$  increase when pavement is more flexible.

	$\Delta a_0$	$\Delta t$	$\Delta a_1$	$\bar{a}$
(S)	76.39	0.03	25.53	65.76
(F1)	66.28	0.06	23.69	72.43
(R)	53.26	0.07	28.04	57.12
(F2)	51.47	0.07	36.48	65.95

**Table 4. Parameters for two cycle. Toe**

	$\Delta a_0$	$\Delta t$	$\Delta a_1$	$\bar{a}$
(S)	61.05	0.07	36.86	43.72

(F1)	45.21	0.15	38.28	35.65
(R )	52.03	0.19	23.78	34.66
(F2)	46.34	0.21	43.98	34.13

*Table 5. Parameters for two cycle. Heel*

	$\Delta a_0$	$\Delta t$	$\Delta a_1$	$\bar{a}$
(S)	18.19	<b>0.06</b>	5.58	11.79
(F1)	14.87	<b>0.15</b>	7.27	11.50
(R )	15.59	<b>0.17</b>	5.55	11.41
(F2)	11.65	<b>0.20</b>	6.95	10.38

*Table 6. Parameters for two cycle. Hip*

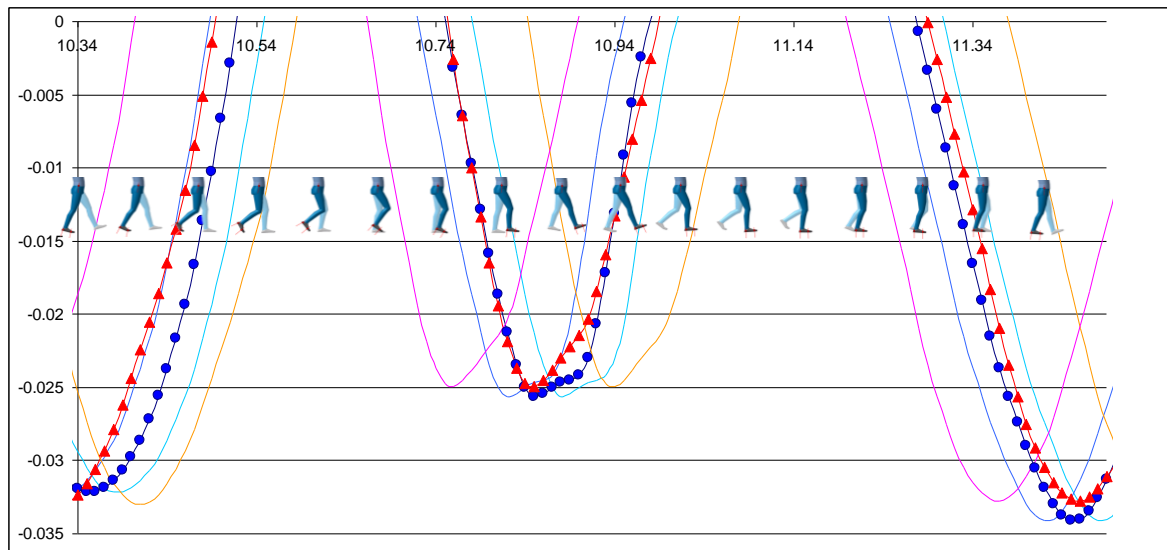
## 6. Conclusions

The shape of recordings in the representative walking cycles are similar. Some differences can be found in acceleration amplitudes, but more statistic analysis is required to get decisive conclusions. Although jerk is often used to measure the comfort of rides (elevators, trams, roller coasters, etc.), no relevant results can be obtained from the attempt done in this study of evaluate the jerk in toe, heel or hip.

Analyzing the timing and dispersion of walking cycles, a relevant conclusion can be found: when walking on soft pavement the cycles are not as similar, between themselves, as when walking on rigid pavement. The dispersion  $\Delta t$  is much greater for (R) and (F2), as expected.

Accelerations recorded in the deck during F1 and F2 events were very similar, with RMS values about  $0.064\text{m/s}^2$  and maximum values about  $0.52\text{ m/s}^2$ . The corresponding FFT reveals dominant contribution at the frequencies 1.07, 1.73 and 2.24 Hz. Corresponding numerical computed displacements were about 2.78 mm maximum, with RMS about 1.17mm. Modal masses and modal dampings are yet to be determined. During those recordings, no more that 5 people (less than  $0.02\text{person/m}^2$ ) were crossing the footbridge. In those conditions, according to usual acceptance criteria, the dynamical behaviour of the footbridge is adequate ( $<0.7\text{m/s}^2$ ). But another source of discomfort could be that the ground is or not in the expected position. Bearing in mind the values for  $\Delta t$  given in table 6, one step can be  $\Delta t/2$  faster or slower than the previous ones. In that time, according to figure 7, expected vertical displacement in the hip can be around 1.8mm for (S) and around 15 mm for F2, even though, it is not difficult neither uncomfortable to walk on the rubbered footbridge (F2). Movements of the deck are more strongly perceived in (F1), although  $\Delta t$ , and is less than for (F2). Due to the sensation of softy pavement, it could be that the pedestrian mind was not as challenging to

keep pace and therefore not as sensitive to ground motion perception, as vibrations are expected after walking on (R).



*Figure 7. Expected hip displacements (circled line for (S) and triangled line for (F2)) and corresponding displacements for possible faster or slower steps*

### **Acknowledgment**

The results of this paper are partly obtained within the framework of a current research project, BIA2011-28493-C02-02, financed by the “Ministerio de Ciencia e Innovación”, Spanish government.

### **References**

1. Cheng, J.C. and Moura, J.M.F. *Tracking human walking in dynamic scenes*. Proc. of IEEE. Int. Conf. Image Processing, *ICIP’97*, Santa Barbara, CA, vol. 1, pp.137–140, 1997.
2. European Committee for Standardization CEN:EN1991-2, UK National Annex to Eurocode 1-Actions on structures, Part 2: Traffic load on bridges, 2003
3. European Committee for Standardization CEN:EN1995-2, Eurocode 5- Design of timber structures, Part 2: Traffic load on bridges, 2003
4. Federation international du beton, Guidelines for the design of footbridges, FIB Bulletin No. 32, Lausanne, 2006.
5. Figueiredo FP, Silva JGS, Lima LRO, Vellasco PCG, Andradec SAL, A parametric study of composite footbridges under pedestrian walking loads, 30(3), 605-615, 2008.
6. HIVOSS, Design of Footbridge guidelines, Human Induced Vibrations of Steel Structures, 2008

7. Hogan, N. *Mechanical Impedance of Single- and Multi-Articular Systems*. Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization. Springer-Verlag, New York. 1990
8. International Standards Organization, ISO 10137:2004, Bases for design of structure, serviceability of buildings and pedestrian walkways against vibration, Geneva, 2005.
9. Petersen, C., *Dynamik der Baulonstruktionen*, Vierweg Braunschweig/Wiesbaden, 1996.
10. Racic V, Pavic A, Brownjohn JMW, Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review, *JOURNAL OF SOUND AND VIBRATION*, 326(1-2), 1-49, 2009
11. Sánchez, J. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Instituto de biomecánica de Valencia (in Spanish) ISBN-13.9788495448125, 1999
12. Setra. Technical guide Footbridge: Assesment of vibration behavior of footbridges under pedestrian loading, Paris, 2006.
13. Zivanovic S, Pavic A, and Ingolfsson E.T., Modelling spatially unrestricted pedestrian traffic on footbridges, *ASCE Journal of Structural Engineering*, 136 (10), 1296-1308. 2010
14. Zivanovic S, Pavic A, Reynolds P, Vibration serviceability of footbridges under human-induced excitation: a literature review, *Journal of sound and vibration*, 279(1-2), 1-74, 2005
15. Whittingtonm B.R. and Thelen, D.G. *A simple mass-spring model with roller feet can induce the ground reactions observed in human walking*. *Journal of Biomechanical Engineering*.Vol. 131, 2009

Quantifying differences between walking locomotion on rigid  
and flexible pavements

---





## 7.5 Quantifying differences between walking locomotion on rigid and flexible pavements

M.V. Istrate<sup>1</sup>, S. Zivanovic<sup>2</sup>, A. Lorenzana<sup>3</sup>, N. Ibán<sup>1</sup> and H.V. Dang<sup>2</sup>

<sup>1</sup> CARTIF Centro Tecnológico, Parque Tecnológico de Boecillo, 47151 Valladolid, Spain

<sup>2</sup> School of Engineering, University of Warwick, Coventry CV4 7AL, UK

<sup>3</sup> ITAP, University of Valladolid, 47011, Valladolid, Spain

### ABSTRACT

This work explores the differences between walking locomotion on rigid pavement and a particular type of flexible pavements made of EVA75 foam having thickness of either 10 or 20 mm. The aim is to analyse how human movements, in terms of trajectories of different body parts, are influenced by rigidity of such pavements. This research line is ultimately directed towards evaluation of the influence of flexible pavement on the vibration perception by human test subjects walking over vibrating decks of lively footbridges and floors.

The experiments were carried out in the Structures Laboratory at the University of Warwick, UK. A part of a 20 m long walkway was monitored using six infrared cameras. Three test subjects, instrumented with reflective body markers were asked to walk over the walkway made of concrete. Nominally the same experiments were then conducted on the walkway covered with one 10mm thick layer of foam (ethyl vinyl acetate EVA75) first, and then with two layers of foam having thickness of 20 mm. Mechanical properties of the foam and its influence on the vertical ground reaction forces (GRFz) depending on the number of layers are studied. The trajectories of the reflective markers attached to the human anatomical landmarks are traced using the Vicon motion capture system. Averaged amplitudes of movement for chosen markers are compared for walking over the three supporting surfaces. While the first peak in the GRFz decreases when increasing thickness of the foam the magnitudes of displacements and accelerations of all analysed markers increase. The findings reveal that human walking on surfaces of different flexibility can be characterised by acceleration of body segments as well as by the way the forces propagate through the body via skeletal system.

**Keywords:** flexible pavement, serviceability, vibration, masking effect

## 1. Introduction

This work presents experiments that aim to quantify the effect of a soft pavement on human body kinematics and kinetics in comparison with the walking over a rigid pavement. The paper is focused on the human body trajectories and forces, depending on the type of pavement in terms of stiffness. It is believed that when a flexible pavement is placed over the walkway of a lively footbridge, the perception of movement of the structure (due to human-induced vibrations or due to wind) is partially masked by the softness of the walking surface [1]. In this way, pedestrians seem to not complain about the movement of the structure as much as they would do when exposed to similar vibrations of the structure having standard (rigid) pavements. Therefore, it seems that the flexible pavements have potential to play an important role in improving vibration serviceability of lively structures. For this to happen, better understating of human kinematics and kinetics while walking on surfaces of different stiffness is required.

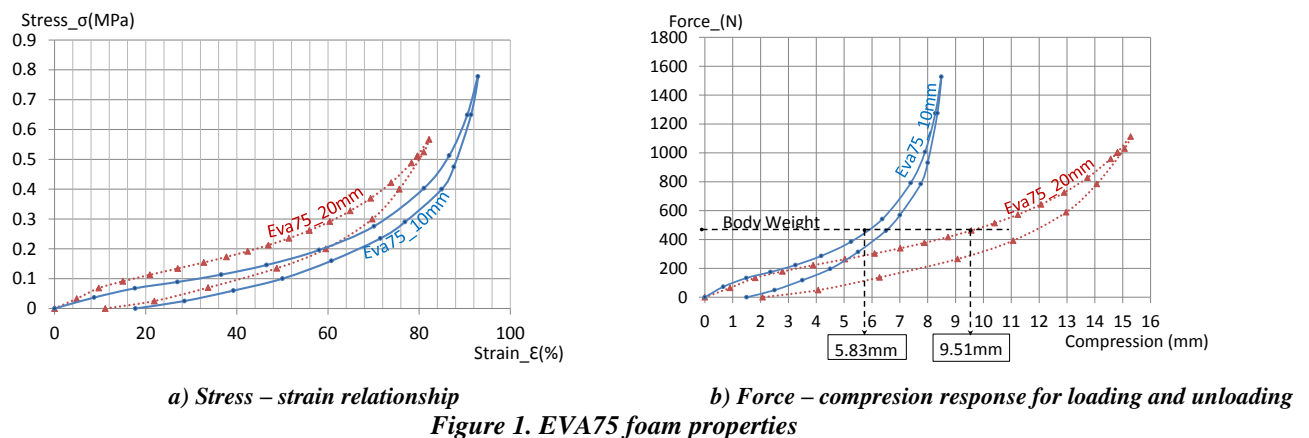
To quantify the effect of the flexible pavement in this paper, trajectories of different parts of the body are compared for three different scenarios: walking on the original rigid pavement, walking over one 10mm thick layer of foam pad and walking over two layers having thickness of 20 mm. Thicker the foam is, higher acceleration level characterises movement of every part of the body [2-5]. The increase of the accelerations of the body segments with increase of foam thickness could mask the vibration of the walking surface, leading to the soft walking surface being perceived as more comfortable than the rigid surface.

Several solutions are available nowadays for retrofitting footbridges that might experience excessive vibrations [6]. These solutions normally influence the dynamic response of the structure by adding mass, stiffness, or structural damping. These measures can often be expensive, especially if they have not been accommodated in the initial design. A cheaper alternative could be installing a layer of soft pavement. This solution would not change appreciably any of the structural parameters but it could improve comfort of the structural users [7] and therefore contribute to improved vibration serviceability.

The flexibility of the pavement affects the way the load is exerted to the structure and the way the pedestrian senses its movement [8, 9]. From the mechanical point of view, the foam layers act as a suspension mechanism between the deck and the pedestrian, reducing forces generated with every footstrike [8].

## 2. Flexible pavement properties

Interlocking EVA75 mats used for the tests involving flexible pavement are made of ethylene vinyl acetate having density of  $75 \text{ kg/m}^3$ . EVA is a semi-rigid foam with non-linear viscoelastic behavior. To establish properties of the foam pads, they were placed between two compression plates having diameters of 150mm and 50mm, and exposed to loading rate of 8.3mm/s followed by an unloading phase. Note that real footstrike is much quicker and due to viscoelastic EVA behavior the expected strains would be smaller. The tests were conducted in the material test laboratory in CARTIF, Valladolid, using Instron testing machine that was programmed for applying loading up to 1000N. The foam compresses under loading, and it slowly recover after removal of the load [8]. The resulting force – compression curve and the stress – strain relationship in the range of interest are shown in Figure 1 (a) and (b). EVA75\_10 mm refers to one layer of foam, while EVA75\_20 mm refers to two layers. The curves presented were obtained by averaging results from ten tests. In each test a new piece of foam was used, to prevent deterioration of foam properties with increasing number of loading cycles.

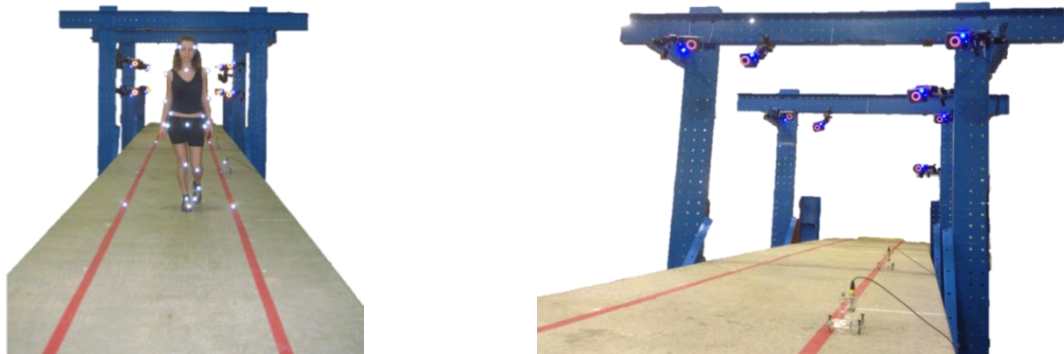


## 3. Methodology

A six-camera realtime motion capture system Vicon was used to record kinematic data at a sampling rate of 200 Hz. Cameras were attached to two steel frames and they covered approximately 6.5m of the walkway (Figure 2). Gait analysis was conducted on three adults walking at pacing frequency of 1.9Hz controlled by a metronome beat. The test subjects were instrumented with twenty spherical retro-reflective markers on the body's bony landmarks, as shown in Figure 2a. Although the configuration of the markers does not follow any specific protocol, it is near to the plug-in-gait marker placement protocol [10]. The selected body landmarks are: ANK (ankle), KNE (knee), ASI (anterior superior iliac spine), CLAV (jugular notch where the clavicles meet the sternum) and FHD (left front head, located approximately over the left temple) [11]. A tight sport suits was worn in order to prevent relative movement

between markers and the test subjects' skin. Normal training shoes were used during all the tests.

Each test subject was encouraged to walk along the walkway several times prior to data collection to accommodate to the pacing rate and environment. All the signals (position of the markers) were recorded synchronously.



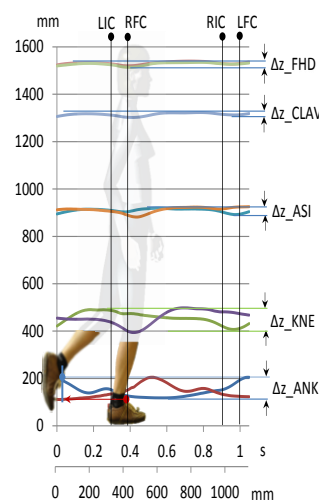
*a) A test subject instrumented with reflective markers*

*b) Vicon motion capture infrared cameras*

**Figure 2. Test area**

Each test consisted of three trials. In each trial at least 4 complete gait cycles were recorded. A total of at least 10 footsteps were analysed. Peak to peak values ( $\Delta z$ ) for displacements (e.g. vertical excursions) of five markers (FHD, CLAV, ASI, KNE and ANK) during one step have been extracted from the measurements. CLAV was selected because it is believed it moves similar to BCOM (body centre of mass) and is near the head, where main body movement sensors are located (internal ear).

Mean trajectories for five markers for test subject number 2 (S2) are shown in Figure 3. Note that in Figure 3, the time instants when left and right feet get in contact and leave the ground are also shown: LIC stands for *Left Initial Contact*, LFC for *Left Final Contact* and, in the same way, RIC and RFC *Right Initial Contact* and *Right Final Contact*, respectively.



**Figure 3. Footstep for test subject S2**

For the averaged steps, Figure 4 shows the vertical amplitudes defined in Figure 3 for each test subject (S1, S2 and S3) at five selected body landmarks (left ankle, left knee, left side of the waist, sternum and left side of the head) for the three pavement (noted as f0 for the walkway without foam, f1 with one layer of foam and f2 with two layers). Other markers show similar trends. Main physical characteristics for the test subjects are: S1 is a male, having mass of 70 kg and being 1.81 m tall, S2 is a female (47 kg, 1.60 m) and S3 is a male (68 kg, 1.72 m).

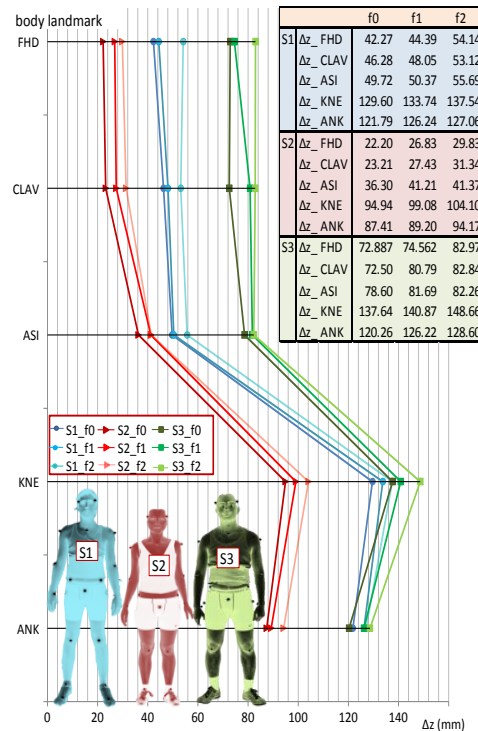


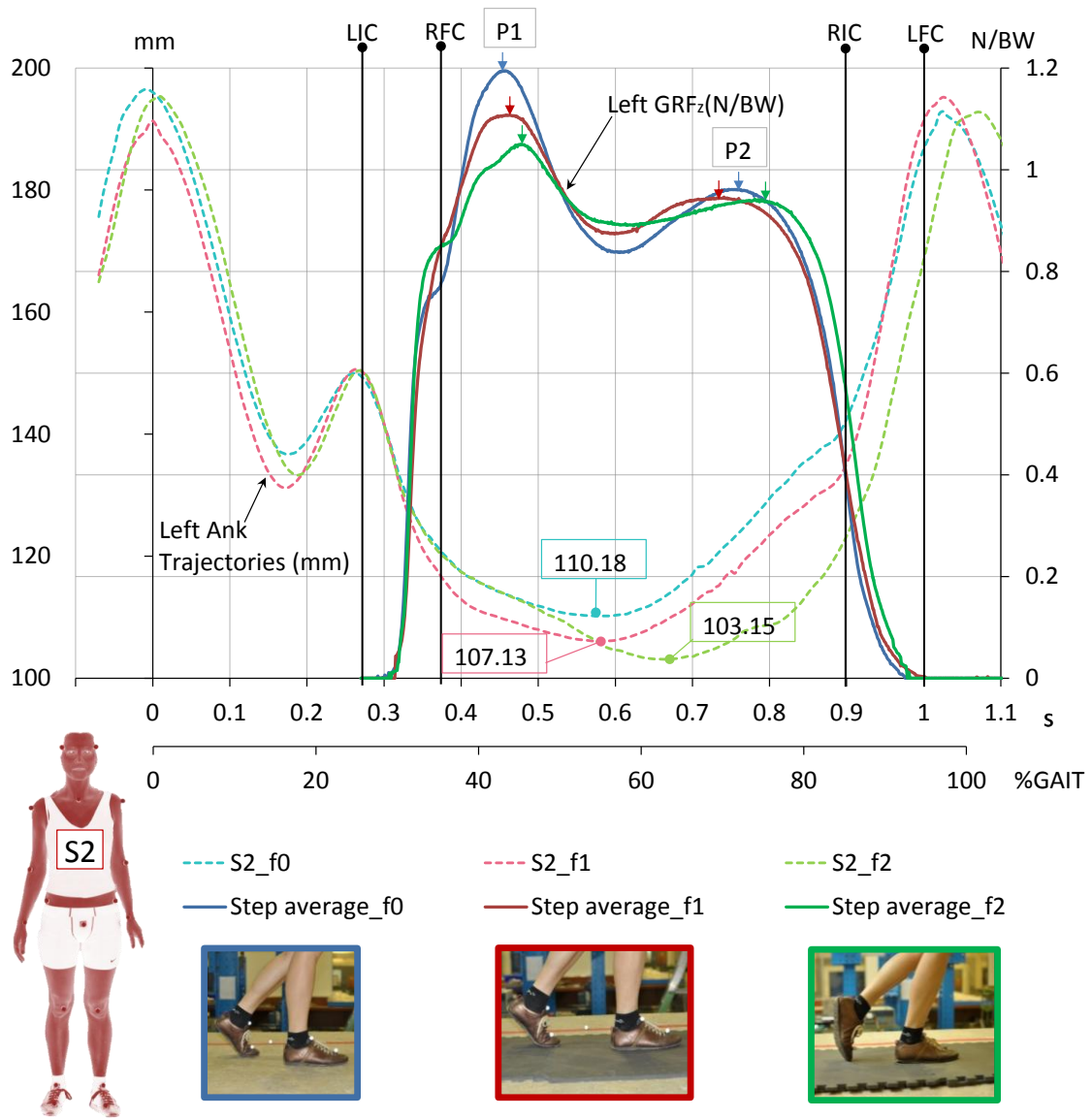
Figure 4. Vertical excursions for all test subjects averaged across minimum of 10 steps

For all the subjects, vertical excursions were larger when walking over flexible pavement. Taking as reference the excursions for walking over rigid surface Table 1 shows the relative increase in the excursions (in %) when using one layer of foam (f1) or two layers of foam (f2) and the averaged values for the selected landmarks.

$\Delta z$	S1 (70kg)		S2 (47kg)		S3 (68kg)	
	f1	f2	f1	f2	f1	f2
FHD	5.02%	28.09%	20.88%	34.38%	2.30%	13.83%
CLAV	3.82%	14.79%	18.18%	35.01%	11.43%	14.26%
ASI	1.31%	12.01%	13.55%	13.99%	3.93%	4.66%
KNE	3.20%	6.12%	4.35%	9.64%	2.35%	8.01%
ANK	3.66%	4.33%	2.04%	7.73%	4.95%	6.93%
<b>Average</b>	<b>3.40%</b>	<b>13.07%</b>	<b>11.80%</b>	<b>20.15%</b>	<b>4.99%</b>	<b>9.54%</b>

Table 1. Relative increase for vertical excursions with respect to the rigid pavement

To investigate the influence of the stiffness of the surface on the GRF, test subject S2 was asked to walk three times over three surfaces, in the Gait Laboratory of the University of Warwick. Apart from monitoring kinematics of the body segments, it was also possible to record the GRF by means of a force plate installed in the floor of the Laboratory. Figure 5 shows vertical ground reaction force together with the corresponding ankle trajectory for the three considered pavements for test subject S2. Note that left vertical axis is for the ankle position and right vertical axis is for the forces (normalised by the body weight, BW). Both trajectories and GRFz shown in the figure represent the average values for three selected footstrikes and ten selected footstrikes respectively. It is interesting to depict the differences among the three cases. For each case, the vertical axis reference is the top of the walking surface. Regarding ankle position, the averaged minimum height during the walking cycle is 110.18 mm for the rigid pavement and 3.05 mm (2.8 %) less when using one layer of foam, and 7.03 mm (6.3 %) for two layers. Considering the body weight for S2 and the mechanical properties of the foam, the expected values will be (see Figure 1) around 6mm and 10mm, respectively. The appreciable differences are mainly due to the fact that in each moment, actual contact surface is unknown as well as limited duration of the foot-pavement contact (loading) time during walking compared with the time during testing using the Instron machine. Total S2 shoe sole is about three times the area of the upper compression plate (50mm diameter) used in the testing and the loading velocity during walking is quicker than of loading available in Instron testing machine. More interesting is the effect of the flexible pavement on the first peaks (P1) of the GRFz. Those peaks decrease from 1.18 (rigid surface) to 1.10 (6.8 %) when one layer of foam is added and 1.04 (11.9 %) for two layers. The variation on the second peak (P2) is not so substantial. Some minor differences on the timing between P1 and P2 can also be attributed to the flexible pavement. The area bounded for the GRFz curve, named impulse, is about 0.527 BW Ns for the three surfaces in all cases.



**Figure 5. Vertical ground reaction force and ankle trajectory**

The layers of foam act as shock-absorbing non-linear spring-dashpot structure, reducing the peak force in every heelstrike. Also, by stepping on its upper surface, increases the load spreading to the plantar surface, which reduces the force on the heel area after LIC and also in the toe one (before LFC). Same for the right foot. Pedestrian probably perceives this force reduction not only in terms of plantar pressures, but also through reduced force transmission through the skeleton.

Figure 6 shows recorded displacements as well as the corresponding velocities and accelerations (obtained through numerical differentiation of the displacement records, after applying a lowpass filter with cut-off frequency of 10 Hz) for a representative gait cycle for CLAV. Positive velocities are indicative of upward movement of the marker. Averaged acceleration R.M.S. values for the three trials for every test subject, reveal in Table 2

appreciable increments when walking on the foam. The acceleration RMS values for S1, S2 and S3 are:

- S1: the values are  $2.34 \text{ m/s}^2$  for f0, 2.38 for f1 and 2.63 for f2, with increments of 1.5 % and 12 %, respectively
- S2: the values are  $1.33 \text{ m/s}^2$  for f0, 1.45 for f1 and 1.86 for f2, with increments of 9 % and 40 % respectively
- S3: the values are  $3.68 \text{ m/s}^2$  for f0, 3.77 for f1 and 3.81 for f2, with increments of 2.5 % and 3.6 %, respectively



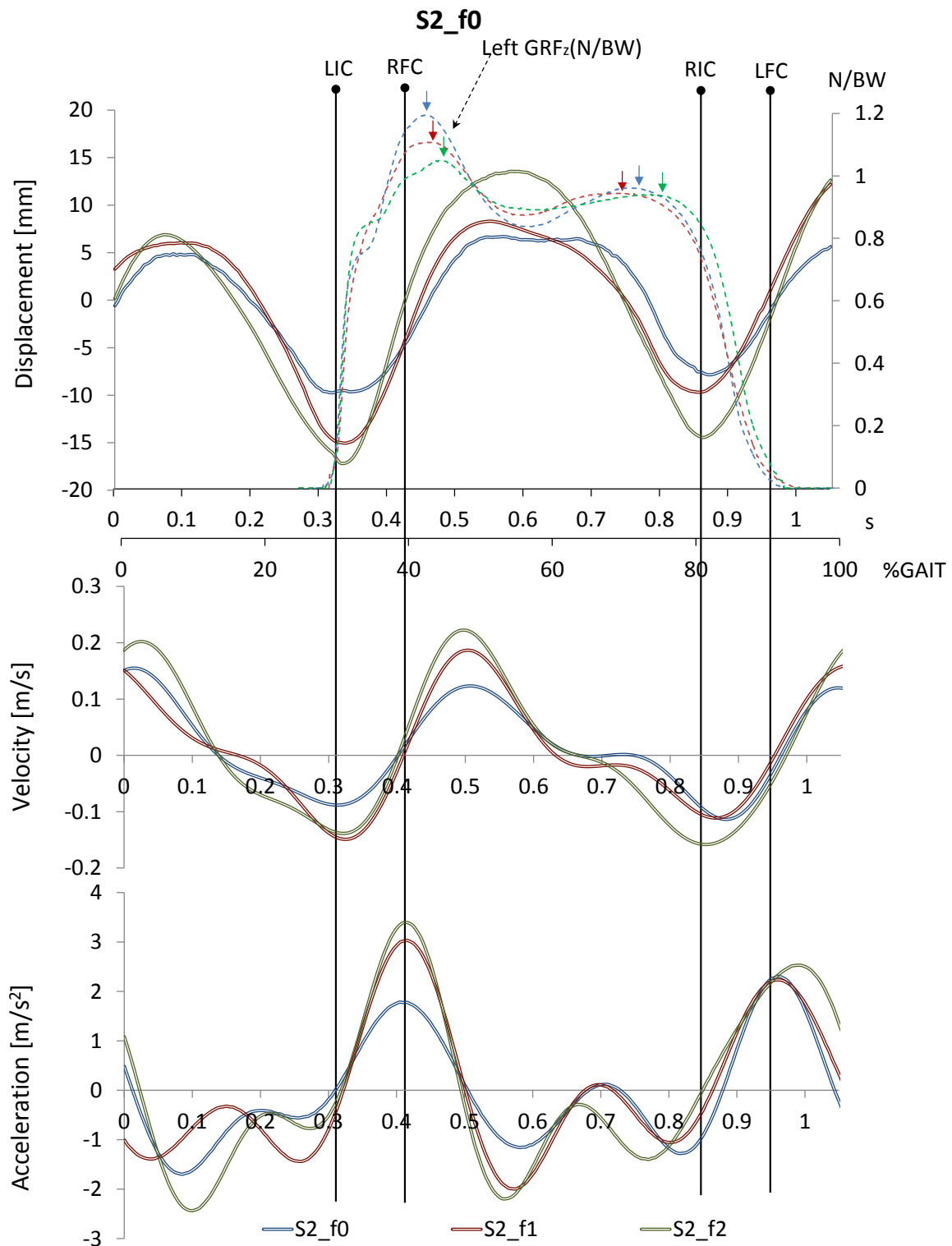


Figure 6. Vertical (a) displacement, (b) velocity and (c) acceleration for a particular gait cycle for S2

#### 4. Conclusions

The purpose of this study is to identify differences in walking locomotion over pavements of different flexibility. From the kinetic point of view, for a particular test subject (S2), significant changes were seen in the GRFz - a reduction in the magnitude of the first peak around 6.8 % for 1 layer of foam and 11.9 % for 2 layers has been recorded. From a kinematic

point of view, increases in vertical movements were more than 10 % (f1) and 20 % (f2) in terms of averaged displacements of selected body landmarks, and more than 20 % and 50 % in terms of R.M.S. accelerations of a representative landmark (sternum). Similar trends were found for S1 and S3.

After each trial, tests subjects were asked to explain their experiences. Despite bigger values in terms of acceleration, pedestrians tended to perceive the locomotion over the foam as more comfortable [13].

To understand these differences, the authors believe that comprehensive insight into the biomechanics of human locomotion [14] is needed and understanding how human body senses not only accelerations but also forces. Also, future evaluations of energy related aspect can help to explain differences in human perception of the conformability when walking on moving surfaces.

## 5. Acknowledgment

The authors would like to acknowledge that the work described in this paper was supported by MINECO, Spanish Government (research project, *BIA2011-28493-C02-02*), the Warwick-Santander Partnership Grant (project *Pedestrian Locomotion and Perception of Vibration on Lively Surfaces of Different Hardness*) and the UK Engineering and Physical Sciences Research Council (project *Pedestrian Interaction with Lively Low-Frequency Structures*, reference number EP/I03839X/1). We are also grateful to the Birmingham Science City and Advantage West Midlands for the access to the Gait Laboratory.

## References

- [1] M.V. Istrate, A. Lorenzana Ibán, N. Ibán Lorenzana and A. Vasallo Belver. Cuantificación de la percepción de la vibración en pasarelas peatonales. *DYNA Ingeniería e Industria*. Julio-Agosto 2012. P.467-473.
- [2] Yaodong Gu, Jianshe Li, Xuejun Ren, Mark Lake and Zhiyong Li. A pilot study in different unstable designs on the biomechanical effect of gait characteristics. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. Vol. 12, No. 5 (2012) 1250031 (7 pages). DOI: 10.1142/S0219519412500315.
- [3] H.B. Menz, S.R. Lord, R.C. Fitzpatrick. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *ELSEVIER*.2003.
- [4] M.J. MacLellan, A.E. Patla. Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. DOI 10.1007/s00221-006-0399-5.

- [5] M. Patel, P.A. Fransson, D. Lush, S. Gomez, The effect of foam surface properties on postural stability assessment while standing. ELSEVIER.2008.
- [6] Zivanovic S, Pavic A, Reynolds P, Vibration serviceability of footbridges under human-induced excitation: a literature review, *Journal of sound and vibration*, 279(1-2), 1-74, 2005.
- [7] Whitham, E.M. and M.J. Griffin, M.J. The effects of vibration frequency and direction on the location of areas of discomfort caused by whole-body vibration. *Applied Ergonomics* 9: 231-239. 1978.
- [8] Verdejo R., Mills and N.J., Heel–shoe interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles. *Journal of Biomechanics*, Volume 37, Issue 9, September 2004, Pages 1379–1386.
- [9] Daniel E. Lieberman, Madhusudhan Venkadesan, William A. Werbel, Adam I. Daoud, Susan D'Andrea, Irene S. Davis, Robert Ojiambo Mang'Eni and Yannis Pitsiladis. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners.
- [10] Vicon Motion Systems. Vicon Plug-in Gait Product Guide—Foundation Notes Revision 1.0.; March 2008.
- [11] Paolo de Leva. Adjustments To Zatsiorsky—Seluyanov's Segment Inertia Parameters. Elsevier Science Ltd. *J. Bionwelanics*, Vol. 29, No 9, pp. 1223-1230, 1996.
- [12] Zivanovic S, Pavic A, and Ingolfsson E.T., Modelling spatially unrestricted pedestrian traffic on footbridges, *ASCE Journal of Structural Engineering*, 136 (10), 1296-1308. 2010.
- [13] Howarth, H.V.C. A study of the growth of human discomfort with increasing magnitude of mechanical shocks. United Kingdom Informal Group Meeting on Human Response to Vibration. Royal Military College of Science, Shrivenham, 21-22 September 1987.
- [14] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed., New York, John Wiley & Sons, Inc. 1990.



Simulation of the aeroelastic response of a stress ribbon  
footbridge using a simplified method

---



## 7.6 Simulation of the aeroelastic response of a stress ribbon footbridge using a simplified method

ALI VASALLO <sup>1,2</sup>, MELANIA V. ISTRATE <sup>1</sup>, ANTOLÍN LORENZANA <sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Structural Design Area  
CARTIF Centro Tecnológico  
Parque Tecnológico de Boecillo  
47151 Valladolid, Spain  
e-mail: alivas@cartif.es

<sup>2</sup> Solid Mechanics and Structures Group  
Escuela de Ingenierías Industriales  
Paseo del Cauce 59, 47011 Valladolid, Spain

### Abstract

Wind-induced vibrations of a footbridge are analysed using a simplified fluid-structure interaction (FSI) algorithm. Navier-Stokes equations for incompressible flow have been solved in 2D in several transverse planes of the line-like structure. A fractional step scheme has been used to solve the fluid field. In each fluid plane, the displacements have been taken into account considering an Arbitrary Lagrangian Eulerian (ALE) approach. The stabilization of convection and diffusion terms has been achieved by means of orthogonal quasi-static subscales and no turbulence model has been necessary to include. In order to solve the structural problem, a 1D element for thin walled cross-section beam has been considered. The standard second order Newmark method has been used to deal with the dynamical behaviour equations. The wind has been considered to be an incompressible fluid acting on the structure in a series of planes that are independent among them, and transverse to the structure. For each period of time, the fluid problem was solved, the aeroelastic analysis was carried out, and the geometry of the mesh of each fluid plane was updated according to the structure displacements.

**Keywords:** Vortex-induced vibrations, fluid-structure interaction, lively footbridge, dynamic analysis, numerical method.

### 1. Introduction

Vibrations generated by vortex shedding may occur in slender structures and are very important for the design of this kind of structures like footbridge, bridge-decks, cables, chimneys,... The practical significance of vortex-induced vibrations (VIV) has led to a considerable amount of research work, either experimental or theoretically. The latter through nonlinear-oscillator modelling approaches and, recently, also through Computational Fluid

Dynamics (CFD). In the comprehensive review of Williamson and Govardhan [1] fundamental results and discoveries concerning VIV are discussed.

One of the major challenges in engineering is to get the best performance when designing structures. For such purpose engineers are now increasingly using numerical methods for aerodynamic analysis, allowing designers to assess a range of potential design options, to perform feasibility studies on novel configurations or to provide useful aerodynamic and structural information on designs that lie beyond the scope of design codes. Numerical methods are specially interesting in the early stages of design, with no previous design knowledge or experience.

The numerical methodology to analyse the phenomenon of vortex induced vibrations, and its relation with the use conditions of slender structures to limit their vibration levels, was used by Lopes *et al.* [2]. For analysing the air flow and its action on the structure, these researchers used a method based on the finite volumes technique, while the dynamic behaviour of the structure was calculated with the finite element method (FEM). Other researchers, like Rodi [3] in 1997, studied the vortex shedding phenomenon in non aerodynamic bodies.

Another method to assessing unsteady aerodynamic effects and structural integrity is the discrete vortex method. With this method, Larsen and Walther [4] were able to calculate aerodynamic parameters, like the lift and drag coefficients or the Strouhal number, for different cross-section. Comprehensive reviews of the discrete vortex method are given in Leonard [5, 6] and Sarpkaya [7]. DIVEX, a two-dimensional discrete vortex method developed at the Universities of Glasgow and Strathclyde, has been used to analyse a range of bluff body flow fields [8, 9], and has also been extensively validated for a range of bridge deck analyses, ranging from predictions of static aerodynamics loads, flutter analysis and the study of flow control devices [10, 11].

In this work vortex-induced vibrations of line slender structures have been studied. For this aim, a simplified fluid-structure interaction algorithm has been developed for its use in line slender structures. The results presented herein are intended to analyze the aeroelastic response of a footbridge under wind action.

## **2. Proposed footbridge design**

The proposed footbridge is a new pedestrian crossing to be built across Pisuerga River in Valladolid. The design of the footbridge is based on a previous design, to build up on and utilise previous knowledge and experience, but also to provide an element of identity for the footbridge. However, a main uncertainty in the proposed design instigated the numerical



investigation into the aerodynamic and aeroelastic characteristics of the footbridge. Firstly, as the footbridge will be crossing a widened river, it has a span significantly longer than previous similar designs. Hence, the potentially lower structural stiffness of this longer span raised a few concerns over its structural integrity, demanding studies to assess the aeroelastic stability with respect to both flutter and vortex-induced vibration.

A simplified schematic diagram of the proposed design is illustrated in Figure 1 and the cross section of the footbridge is showed in Figure. Some geometrical properties of the footbridge are indicated in Table 1. In this preliminary study, the real constants of the cross-section (area and moments of inertia) are only approximated and initial pre-stressing has not been considered.

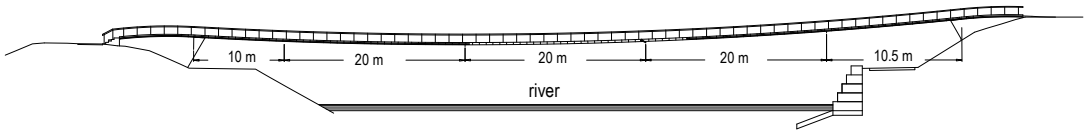


Figure 1. Schematic diagram of the footbridge

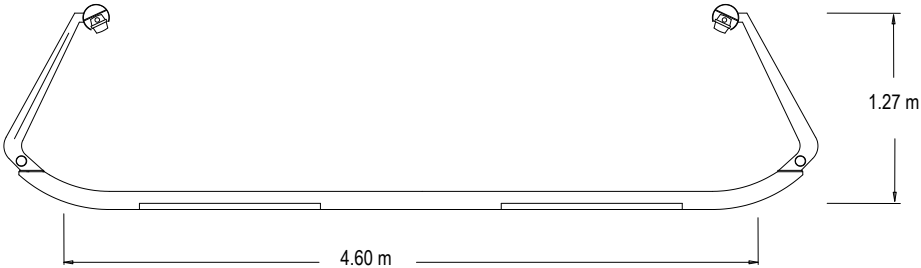


Figure 2. Cross section of the footbridge

Structural property	
Footbridge span, $l$ [m]	85
Footbridge deck width, $b$ [m]	5.0
Footbridge projected area, $h$ [m]	1.27
Mass per unit span, $m$ (kg/m)	4710.0
Young's modulus, $E$ [N/m <sup>2</sup> ]	2.1e11
Shear modulus, $G$ [N/m <sup>2</sup> ]	8.07e10
Poisson's ratio, $\nu$	0.3

Table 1. Geometrical description of the footbridge

**3. Theoretical formulation**

To study the wind-induced vibrations of a footbridge, a one-dimensional structural model [12] has been coupled to the fluid flow. In order to perform the interaction between both problems, it is necessary to identify the geometry of the across-section of the beam and the distribution of pressure or force density on its boundary. Under the usual assumptions, the motion of the beam axis describes the motion of the whole cross-section, which can be imagined as a rigid

surface which follows the translation and the rotation of the beam axis. This allows to associate any section of finite dimensions lying in the  $xy$  plane to each point of the one-dimensional beam element, assumed to be oriented as the  $Oz$  axis. Given the hypothesis of small-strains, the motion of the cross-section outside of the  $xy$  plane can be neglected. This is not consistent with the kinematics hypothesis on the beam motion, but can be accepted as a very good approximation for the only purpose of describing the motion of the beam considered as a three dimensional body.

Current work concentrates on the case of blunt-body cross-sections with a clear predominance of the shape resistance over the friction resistance. For this category of structures, the dynamic behaviour of the overall coupled system plays a very important role. A time-accurate viscous flow solver is thus needed. Even if the features of the problem make it possible to use a rather coarse mesh, it can be immediately verified that the number of elements needed for a complete 3D simulation makes it unviable for any realistic beam length.

In our case, the interest focuses on the behaviour of a beam subjected to a flow orthogonal to the beam axis. Under this assumption, the fluid domain was modelled with a number of independent two-dimensional planes of fluid where, on each one, the problem can be solved separately. Conceptually, the solution on each fluid plane provides a force density  $F(t)$ , acting on the cross-section beam, which is obtained by integrating the pressure of the fluid over the corresponding cross-section boundary. A time-varying distributed load over the beam is obtained by linear interpolation between consecutive fluid planes. The deformation of the beam provides a relation between the motion of the different sections.

It is interesting to make a conceptual consideration on the nature of the coupling. The beam formulation makes use of the small strain hypothesis, which implies that the reference and deformed configuration are considered to coalesce in writing the equilibrium. On the other hand, the motion of the cross-section is obtained exactly once given the motion of the corresponding axis, without taking advantage of the small strain hypothesis. This implies that the loads acting on the structure will be allowed depending in a non-linear way on the motion of the beam. This feature may become important for the cases in which the model moves at the limits of the small strain formulation.

Finally, it is needed to choose a suitable coupling algorithm. In this work, the aeroelastic problem is characterized by large Reynolds numbers and flows featuring sharp separations at the corners of the section. It is well known that loose coupling procedures are very efficient

for such a problem. A fractional-step approach was chosen and is described in Rossi [13]. It assumes the form:

- Solve the structure using the loads (pressure) at time.
- Move the fluid-mesh according to the structural motion.
- Solve the fluid.
- Solve the structural problem applying the newly calculated pressure.

In detail, the structural solution assumes the form

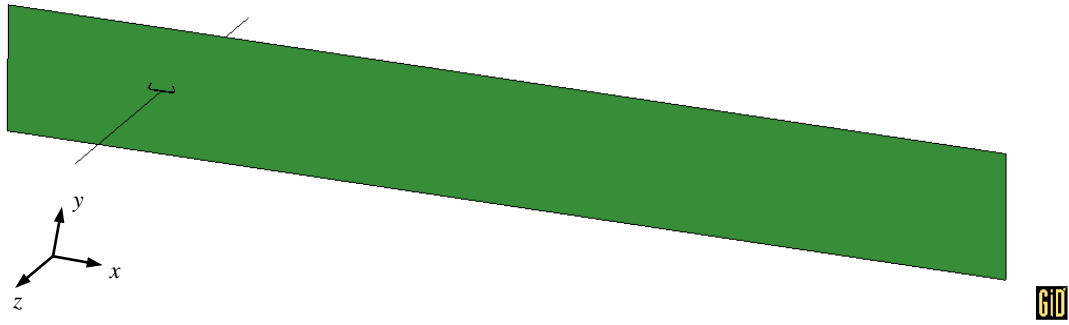
- Integrate the fluid force on any beam section.
- Solve the dynamic problem.
- Move the section accordingly to the calculated motion of the beam.
- Assign a velocity to the points of the section consistently with the mesh motion scheme chosen.

The fluid solver used is a fractional-step scheme based on a second order pressure splitting [14]. The solver allows an arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE) description of the fluid domain, allowing dealing simply with the deformation of the fluid domain. The stabilization of convection and diffusion terms is obtained using the Orthogonal Sub Scales (OSS) approach [15]. It is assumed that the temporal variation of the subscales is negligible. No turbulence model is included in the simulation. The motion equations of the structure are integrated using a standard second-order accurate Newmark scheme.

#### **4. Finite element numerical modelling**

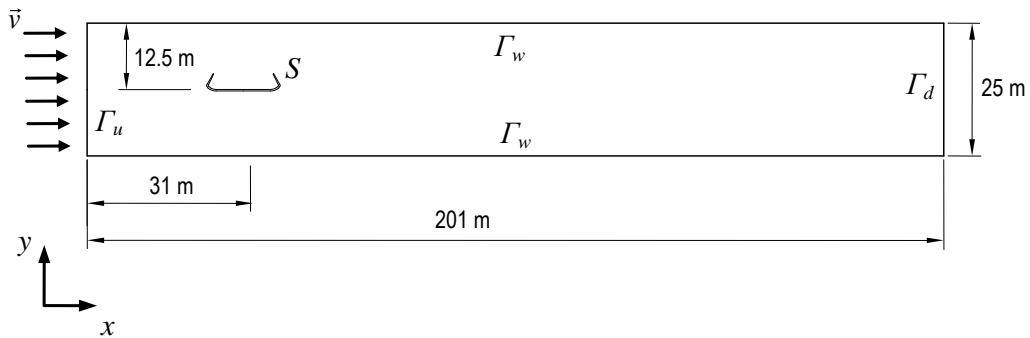
A finite element numerical modelling procedure is used for simulating the aeroelastic behaviour of the footbridge under wind action. The footbridge span is modelled with eight beam elements and structural damping, proportional to the mass matrix, is assumed. In relation to the boundary conditions, the only degree of freedom at both edges of the footbridge span is the rotation about  $Ox$  axis.

The fluid is air with density  $\rho = 1.21 \text{ kg/m}^3$  and dynamic viscosity  $\mu = 1.8 \cdot 10^{-5} \text{ Ns/m}^2$ . Wind action was modelled as unique plane of fluid located at the middle of the footbridge span as it is depicted in Figure 1, which shows the geometrical model of the footbridge and the fluid domain.



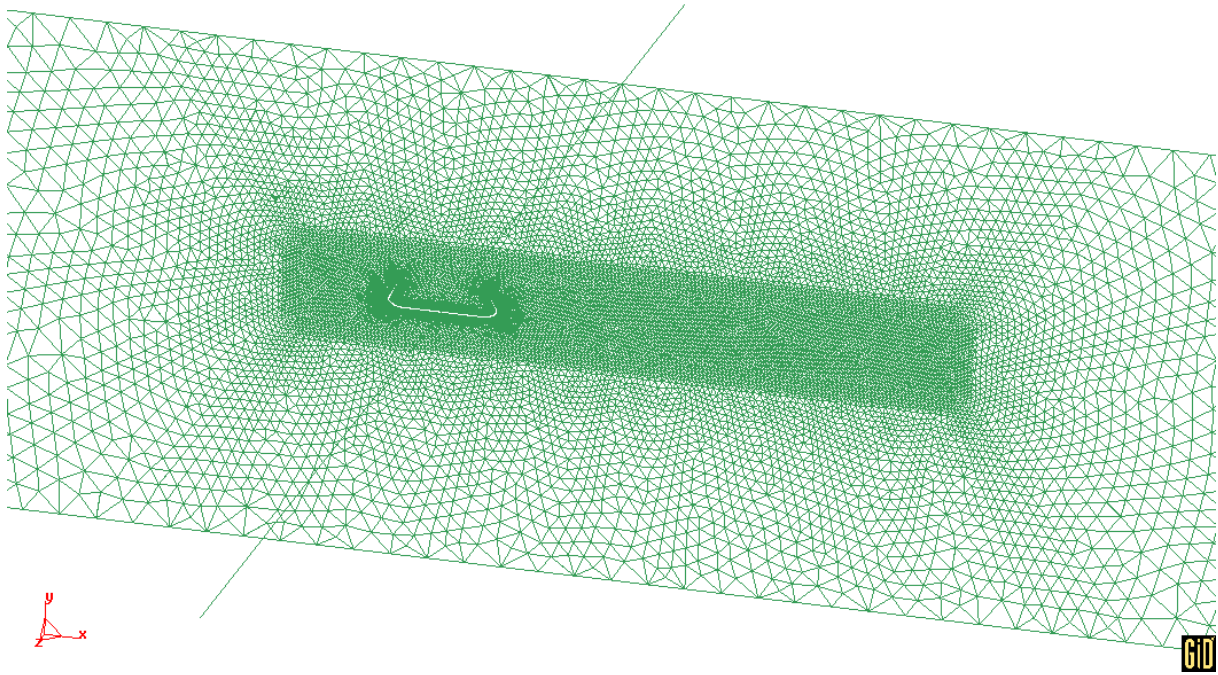
**Figure 1. Geometrical model of footbridge and fluid domain**

Details of the geometry of the fluid domain are given in Figure 2. The boundary conditions for the fluid problem are the following: traction-free boundary condition at the edge  $\Gamma_d$ , no-slip condition at the footbridge cross-section boundary  $S$ ,  $v_y = 0$  at  $\Gamma_w$ , and a specified inflow velocity  $(v_x, 0)$  at edge  $\Gamma_u$ .



**Figure 2. Geometrical model of footbridge and fluid domain**

The characteristic size of the finite elements used to mesh the cross-section boundary  $S$  of the structure is 0.08 and the fluid domain was meshed according to unstructured mesh, to concentrate a great number of finite elements near the cross-section boundary of the structure. The fluid domain mesh used includes 30204 triangular surface elements and has the form shown in Figure 3. Taking the appropriated time step is fundamental to solve correctly the dynamic structural problem and the fluid. In this case, the time step is 0.0005 seconds.



*Figure 3. Finite element mesh*

## 5. Aerodynamic forces

Before studying the aeroelastic response of the footbridge due to the action of the vortex shedding, the time histories of the aerodynamic force coefficients are obtained on the static cross section of the footbridge.

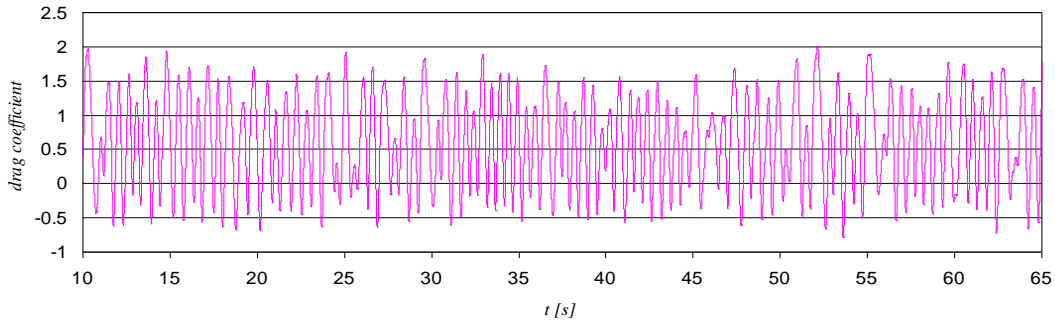
Figure 6, 7 and 8 show the time evolution of the drag, lift and pitching moment coefficients, respectively, taking into account the following definitions of the aerodynamic force coefficients [16].

$$C_D = \frac{F_x}{\frac{1}{2} \rho U h} \quad (1)$$

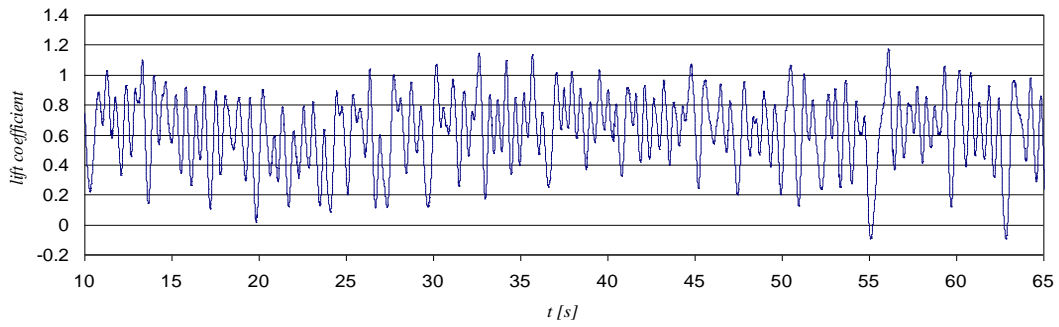
$$C_L = \frac{F_y}{\frac{1}{2} \rho U b} \quad (2)$$

$$C_M = \frac{M_s}{\frac{1}{2} \rho U b^2} \quad (3)$$

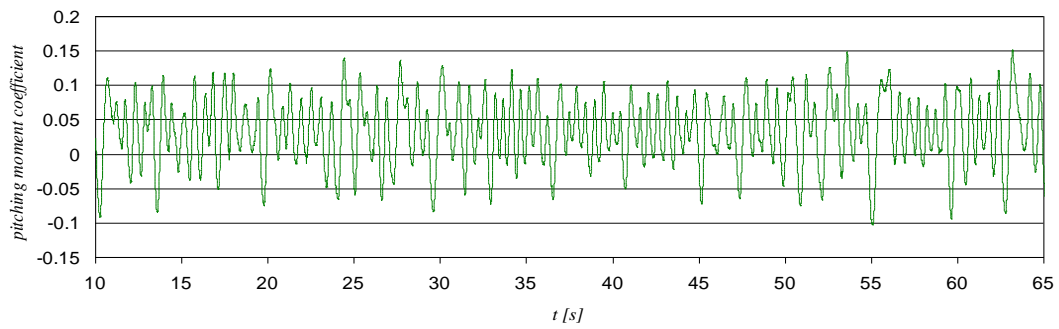
where  $C_D$ ,  $C_L$  and  $C_M$  are the drag, lift and pitching moment coefficients, respectively,  $U$  the wind speed,  $h$  the projected area and  $b$  the deck width.



**Figure 4. Time evolution of drag force coefficient**

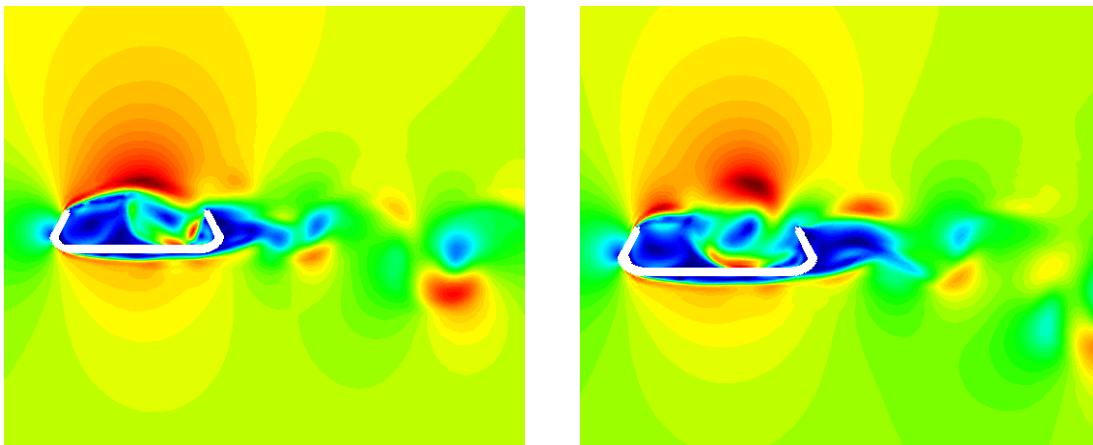


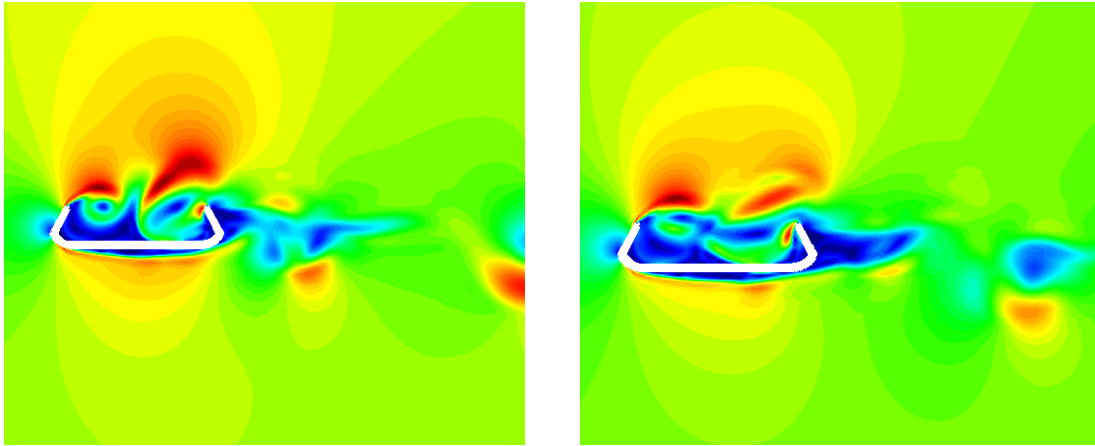
**Figure 5. Time evolution of lift force coefficient**



**Figure 6. Time evolution of pitching moment force coefficient**

The wind velocity field and the vortex shedding around the cross section of the footbridge is illustrated in Figure 7 at different time moments.

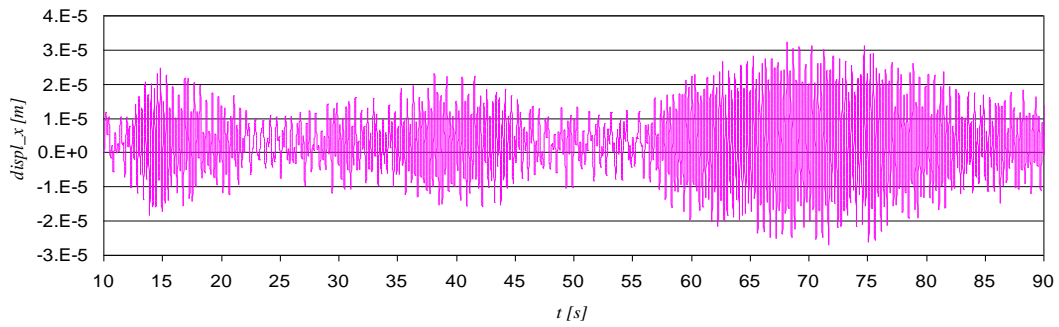




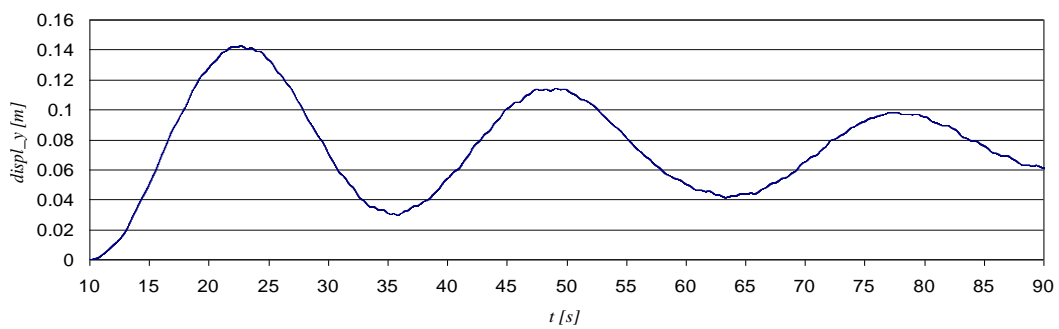
*Figure 7. Wind velocity field and vortex shedding phenomenon*

## 6. Fluid-structure interaction

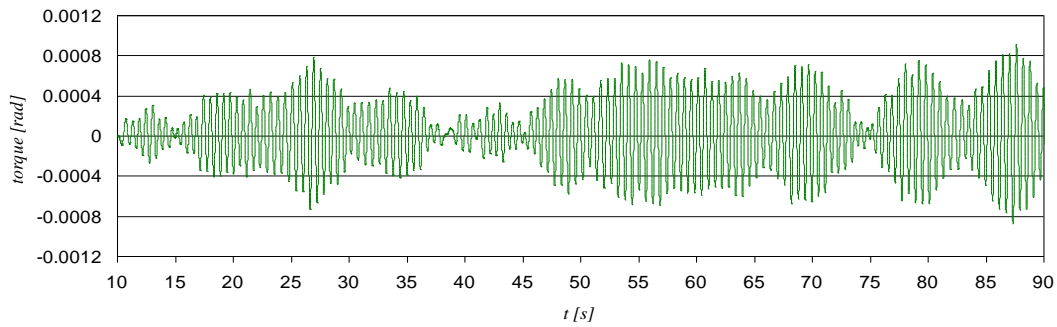
Aeroelastic analysis is performed to investigate the movements of the footbridge due to the vortex shedding phenomenon. The displacement time history in  $x$ -direction,  $y$ -direction and torque at the middle of the footbridge span are showed in Figure 10, 11 and 12, respectively.



*Figure 10. Displacement time history in  $x$ -direction*

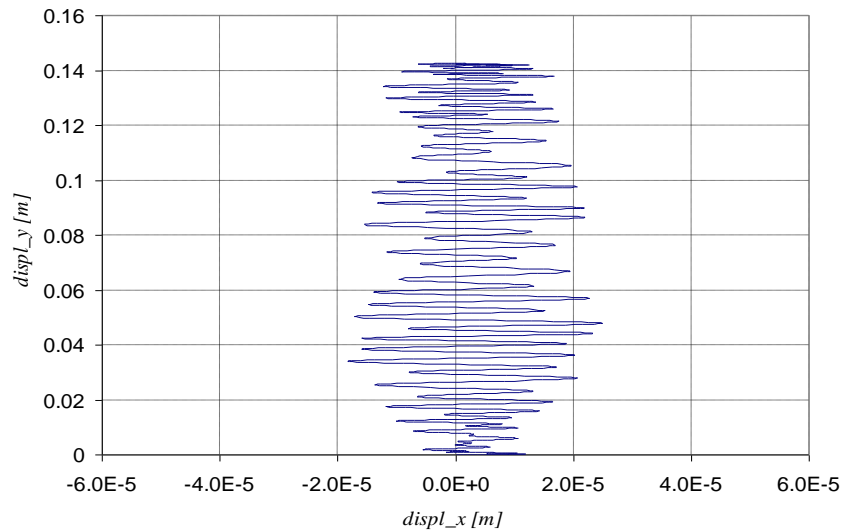


*Figure 11. Displacement time history in  $y$ -direction*



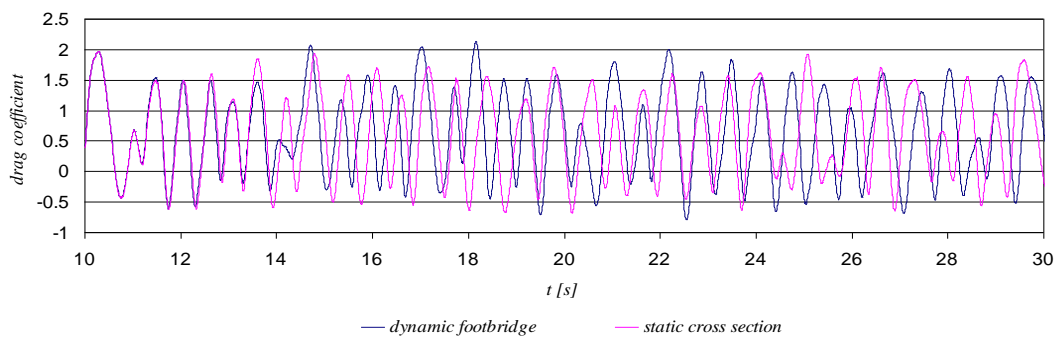
**Figure 12. Torque time history**

Figure 13 shows the trajectory described by the cross section of the footbridge situated at the middle of the span. It is observed that movement is much more important in  $y$ -direction than in the direction of the wind.

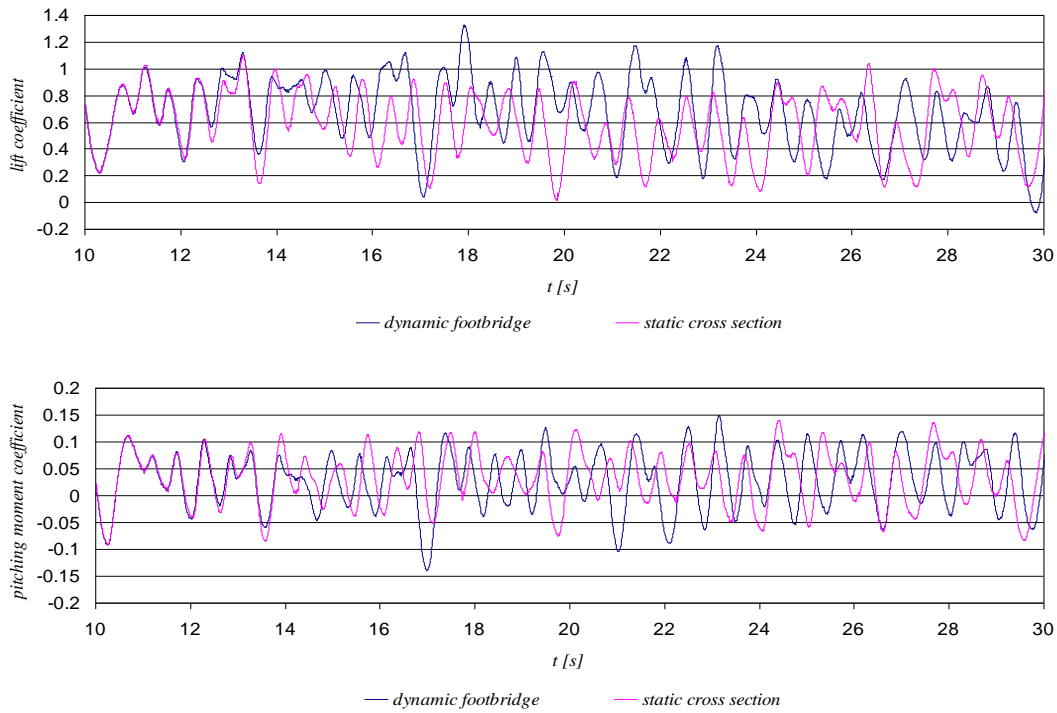


**Figure 13. Trajectory described by the cross section of the footbridge**

The vortex shedding phenomenon is a fluid-structure interaction problem, so the aerodynamics force coefficients change together with the movement of the footbridge. This matter can be observed in Figure 14, which shows a comparison between the time evolution of the drag, lift and pitching moment coefficients for the static cross section and dynamic footbridge, respectively.



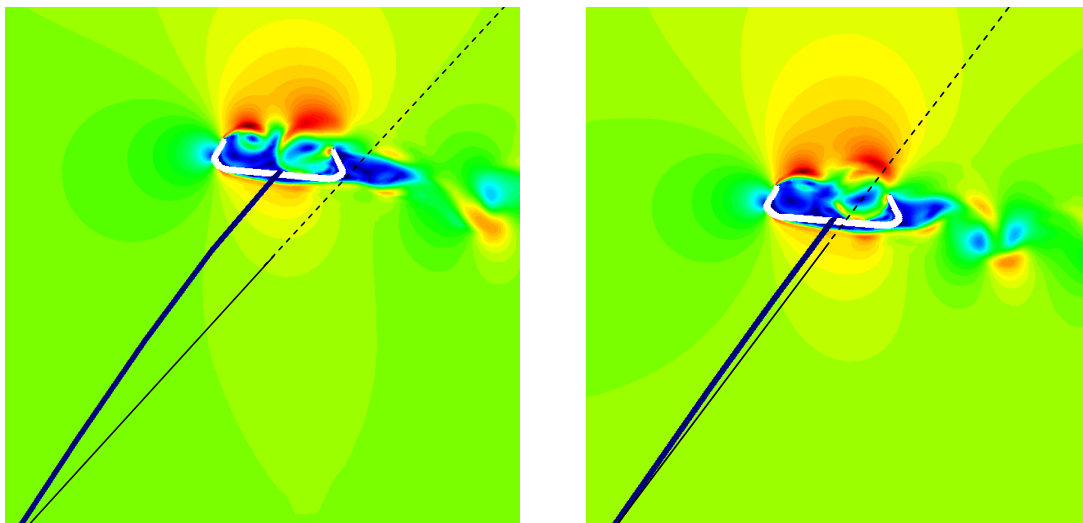


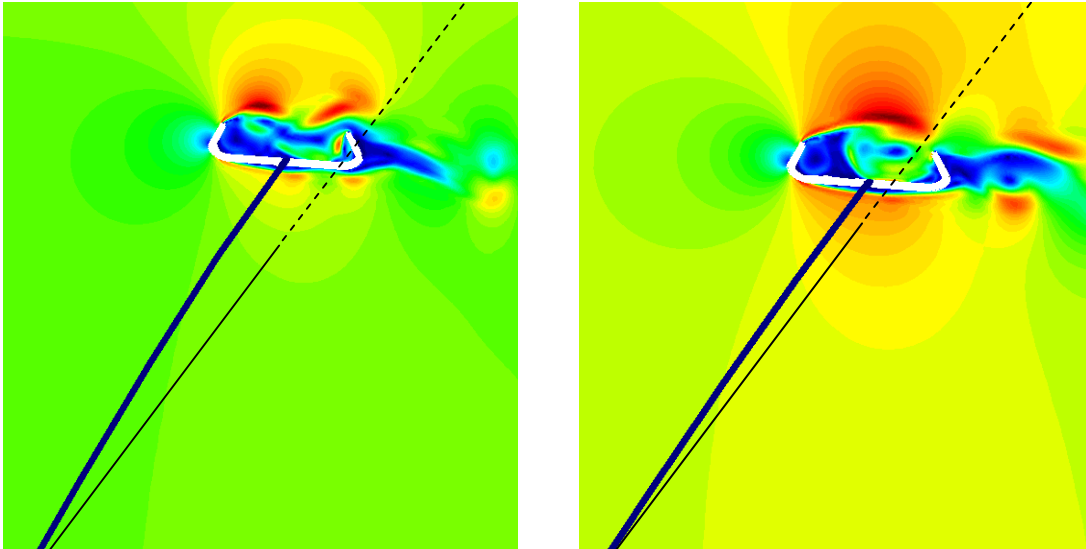


**Figure 14. Time evolution of drag, lift and pitching coefficients**

In the previous pictures it can be noticed that during the first seconds of the analysis the time history of the coefficients obtained on the static and dynamic footbridge match up, but after a while, the time evolutions are different as a result of the phenomenon of fluid-structure interaction. The vibration of the footbridge begins to interact with the fluid flow in such a way that the pattern of vortex shedding is modified.

Finally, the wind velocity field and the vortex shedding around the cross section of the footbridge are illustrated in Figure 8 at different time moments for the fluid-structure interaction.





*Figure 8. Wind velocity field and vortex shedding phenomenon*

## 7. Conclusions

In summary, a simplified numerical method for fluid-structure interaction analysis of line slender structures subjected to the wind action has been developed and used to carry out a numerical study into the aerodynamic characteristics and aeroelastic stability of a proposed 85 m footbridge. This method has been demonstrated as a useful and effective design tool for studying the vortex-shedding phenomenon on a footbridge and characterizing the wind action in terms of aerodynamics force coefficients. The time history of the aerodynamics force coefficients has been studied for a static and dynamic footbridge, showing a different time evolution due to the phenomenon of fluid-structure interaction associated with the problem of vortex-induced vibrations.

The authors **acknowledge** the structural data provided by COLLOSA, CFC.SL and Ayuntamiento de Valladolid and the collaboration of Dr. Rossi and CIMNE.

## References

- [1] Williamson, C.H.K., Govardhan, R., “A brief review of recent results in vortex induced vibrations”, *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 96(6-7), 713-735, 2008.
- [2] Lopes, A.V., Cunha, A., Simoes, L.M.C., “Modelo Computacional de Análise Aeroelástica das Condições de Utilização de Estructuras Esbeltas”, *Congresso de Metodos Computacionais em Engenharia*, Lisboa, Portugal, 2004.

- [3] Rodi, W., “Comparison of LES and RANS calculations of the flow around bluff bodies”, *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 69-71, 55-75, 1997.
- [4] Larsen, A., Walther, J.H., “Discrete Vortex Simulation of Flow around Five generic Bridge Deck Sections”, *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 77-78, 591-602, 1998.
- [5] Leonard, A., “Vortex methods for flow simulation”, *Journal of Computational Physics*, 37, 289–335, 1980.
- [6] Leonard, A., “Computing three-dimensional incompressible flows with vortex elements”, *Annual Review of Fluid Mechanics*, 17, 523-559, 1985.
- [7] Sarpkaya, T., “Computational methods with vortices”, The 1988 Freeman Scholar Lecture, ASME, *Journal of Fluids Engineering*, 111, 5-52, 1989.
- [8] Taylor, I.J., Vezza, M., “Prediction of unsteady flow around square and rectangular section cylinders using a discrete vortex method”, *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 82(1-3), 247-269, 1999.
- [9] Taylor, I.J., Vezza, M., “Calculation of the flow field around a square section cylinder undergoing forced transverse oscillations using a discrete vortex method”, *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 82(1-3), 271–291, 1999.
- [10] Taylor, I.J., Vezza, M., 2001. “Application of a discrete vortex method for the analysis of suspension bridge deck section”, *Wind Structures*, 4(4), 333-352, 2001.
- [11] Taylor, I.J., Vezza, M., “Aeroelastic stability analysis of a bridge deck with added vanes using a discrete vortex method”, *Wind Structures*, 5(2-4), 277-290, 2002.
- [12] Foces, A., Garrido, J. A., Vasallo, A., “One-dimensional model for the analysis of thin-walled composite beams”, *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, 23, 225-242, 2007.
- [13] Rossi, R., *Light Weight Structures: Structural Analysis and Coupling Issues*, Ph. D. dissertation, Università di Bologna, 2005.
- [14] Codina, R., “Pressure stability in Fractional Step Finite Element Methods for Incompressible Flows”, *Journal of Computational Physics*, 170(1), 112-140, 2001.

- [15] Codina, R., “Stabilized finite element approximation of transient incompressible flows using orthogonal subscales”, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 191(39-40), 4295-4321, 2002.
- [16] Matsuda, K., Cooperb, K.R., Tanakac, H., Tokushigea, M., Iwasaki, T., “An investigation of Reynolds number effects on the steady and unsteady aerodynamic forces on a 1:10 scale bridge deck section model”, *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 89(7-8), 619-632, 2001.

# Modal Testing and FE Model Updating of a Lovely Staircase Structure

---



## 7.7 Modal Testing and FE Model Updating of a Lovely Staircase Structure

Ali Vasallo Belver<sup>1</sup>, Stana Zivanovic<sup>2</sup>, HiepVu Dang<sup>2</sup>, Melania Istrate<sup>1</sup> and Antolin Lorenzana Iban<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*CARTIF Centro Tecnológico, Parque Tecnológico de Boecillo, parcela 205, 47151 Boecillo (Valladolid), Spain*

<sup>2</sup>*School of Engineering, University of Warwick, Coventry CV4 7AL, UK*

<sup>3</sup>*ITAP, University of Valladolid, Paseo del cauce 59, 47011 Valladolid, Spain*

### ABSTRACT

Effects of structural flexibility on the dynamic performance of structures such as staircases, footbridges, and long span floors is becoming an increasingly important aspect of modern design. Cost reduction, improving efficiency of design, enhancement of aesthetic perception and, innovation in architectural forms often result in slender and lightweight structures that are significantly more flexible and vibration-prone than ever before. Consequently, meeting relevant vibration serviceability criteria, as opposed to ultimate strength requirements, is becoming the governing factor in the design of many new structures. Despite significant advances in numerical prediction of modal properties of structures using Finite Element (FE) modelling technique, there still exist challenges in accurate representation of the actual dynamic behaviour. This is mainly due to some inherent modelling uncertainties related to a lack of information on the as-built structures, such as uncertainties in boundary conditions, material properties and the effects of non-structural elements. This paper presents the results of a modal testing exercise carried out to assess the dynamic behaviour of a lively staircase structure. The assessment procedure includes a full-scale ambient vibration testing, modal identification and FE modelling and updating. In particular, the influence of boundary conditions and presence of handrails on dynamic properties of the structure are commented.

### 1. Introduction

In recent decades, it has become increasingly popular to provide educational buildings, hotels, hospitals and other public areas with slender and lightweight staircases, often for aesthetic reasons. One inherent characteristic of this type of design is a low stiffness to mass ratio typically producing lower natural frequencies when compared to more traditional staircase designs. As a result, many staircases are dynamically responsive and the vibration serviceability criteria are becoming the governing factors in the design of this kind of structures. In the case of low-frequency and lightly damped staircases, their dynamic response due to near-resonant excitation governs their vibration performance and simulations of this

type of near-resonant dynamic response is very sensitive to even small variations in modal properties. Therefore, knowing modal properties of the staircase and its mode shapes as precisely as possible is very important not only for the design of new structures with similar layouts, but also for the rectification of existing lively staircases. However, despite significant advances in numerical prediction of modal properties of structures using FE models, there still exist challenges in accurate representation of the actual dynamic behaviour. The main reason for this is the general lack of information on the as-built structures, such as uncertainties in boundary conditions, material properties and the effects of non-structural elements.

A possible approach for filling the gap between the real structural performance and the FE models is to employ some form of modal testing [1]. The key idea is that the FE model can be verified and improved by correlating the natural frequencies and mode shapes estimated from the model with those obtained from the modal testing. Although the modal testing is one of the most popular techniques for studying the dynamic behaviour of engineering structures, there are only a few articles related to both experimental measurement and FE modelling staircases [2, 3].

Once the modal properties of the staircase (mainly natural frequencies and mode shapes) are identified experimentally, the level of error introduced by the initially developed FE model can be identified together with the drawbacks in the FE modelling and the initial FE model can be corrected by means of FE model updating techniques [4, 5].

Bearing all this in mind, this paper presents a case study related to FE modelling, modal testing and FE model updating of a lively staircase. It demonstrates shortcomings of a detailed FE model, which was firstly developed by employing the best engineering judgment and available design data. The lowest modes of vibration in the vertical direction were identified using a frequency-domain parameter estimation technique. Based on the experimental results, the initial FE model was revised and manually tuned to match frequencies of the staircase more closely. Manual tuning is a necessary condition for preparation for the automatic updating procedure [6] that is conducted as a final part of this study.

## **2. Description of the test staircase structure**

The selected staircase structure was constructed in 2004 and is located in the Zeeman building on the University of Warwick Campus (Figure 1). The staircase is attached to a concrete upper floor and a lower bridge-like structure supported by concrete columns. Around the midspan, the structure is also connected on one side to a side wall by means of two screws (Figure 2). This lively structure is made of steel and concrete. It consists of nineteen steps and



a midspan landing. The steps and the landing are supported on two 20 mm thick steel plates. Each step is made of a steel U-shaped base with a mortar infill of 60 mm thickness. The steps are bolted in-between the two side plates. The landing is stiffened by a 120x60x5RHS steel hollow beam framework bolted to the side plates. In addition to the steel plates, the bottom of the stairs is supported by a 120x60x5RHS while the top is supported by a 20 mm thick steel plate. A handrail attached to a steel plate runs along the whole length of the staircase. More information about the geometry of the staircase structure is given in Figure 3.

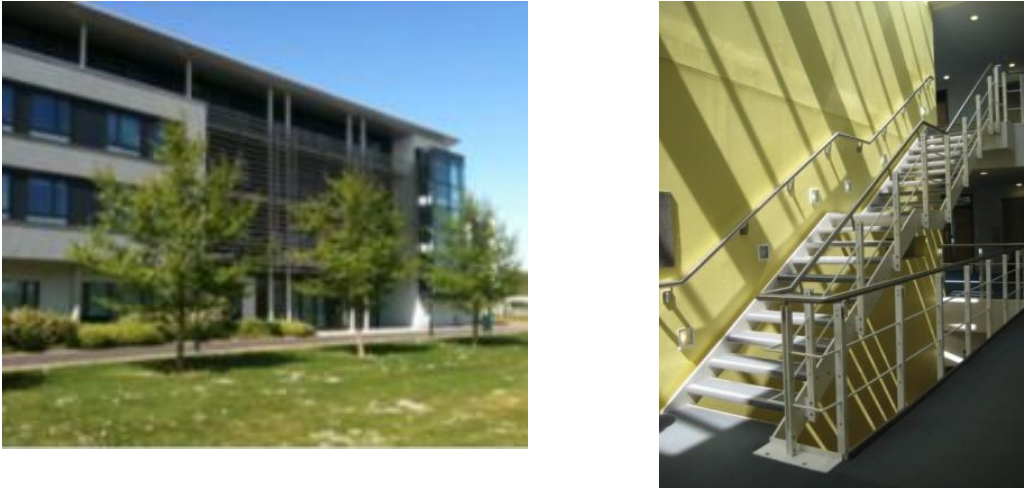


Figure 1. Zeeman building and staircase structure



side support of the staircase

Figure 2. Detail of the side support of the staircase

One uncertainty in the definition of the FE model of the staircase was the material properties of the mortar. The assumed values of the materials properties of the mortar used in the initial analysis of the staircase, together with the material properties of the steel, are listed in Table 1. The mass of the staircase structure was estimated to be 2.20 tonnes.

	Young's modulus [N/m <sup>2</sup> ]	Density [kg/m <sup>3</sup> ]	Poisson's ratio
Steel	2.00E+11	7860	0.3
Mortar	2.50E+10	2400	0.2

Table 1. Material properties

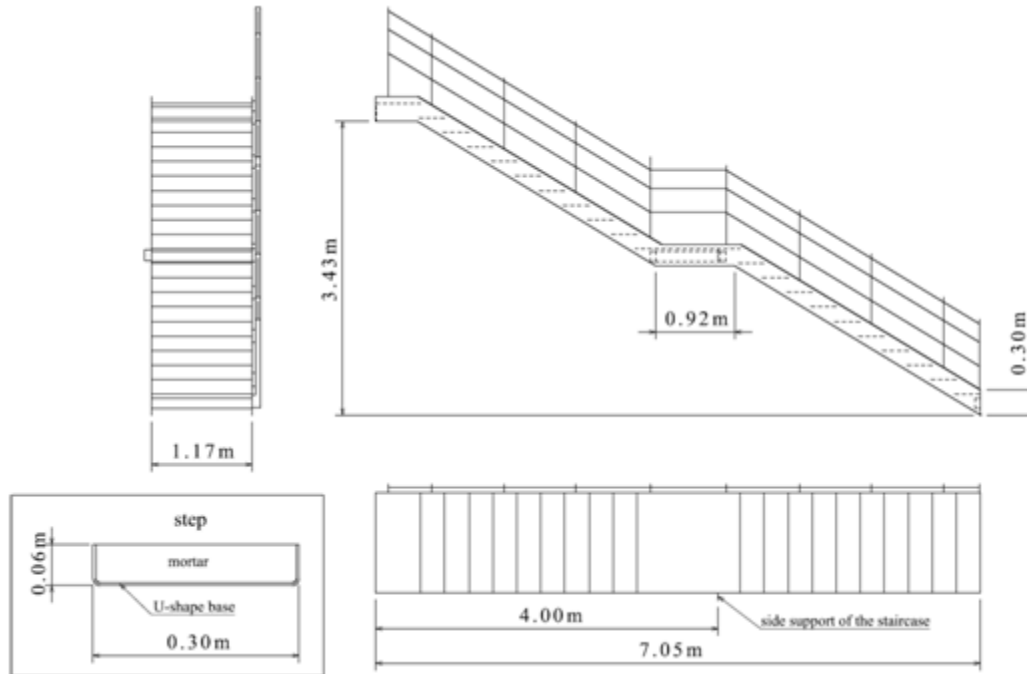


Figure 3. Geometry of the staircase

### 3. Initial FE modelling

A good practice for modal testing of an as-built structure requires a development of reasonably detailed FE model before the testing. This first insight into dynamic behaviour of the staircase helps the test planning and preparation.

A three dimensional (3D) linear elastic FE model for the staircase structure (Figure 4) was developed using software ABAQUS [7]. The aim was to develop a detailed initial model which would be able to simulate the dynamic behaviour of the staircase as well as possible. This was based on the limited technical data available and the best engineering judgement. The key modelling assumptions were as follows:

- Each part of the staircase structure, except the bars of the handrail, were modelled using orthotropic shell elements (QUAD4).
- The bars of the handrail were modelled using beam elements (BEAM2).
- Side support and supports at both ends of the staircase were modelled as pinned.

The first two bending modes and the first torsional mode of vibration obtained from the initial FE model are shown in Figure 5. Labels B and T stand for the bending and torsional modes, respectively.



Figure 4. Detail of the FE model of the staircase

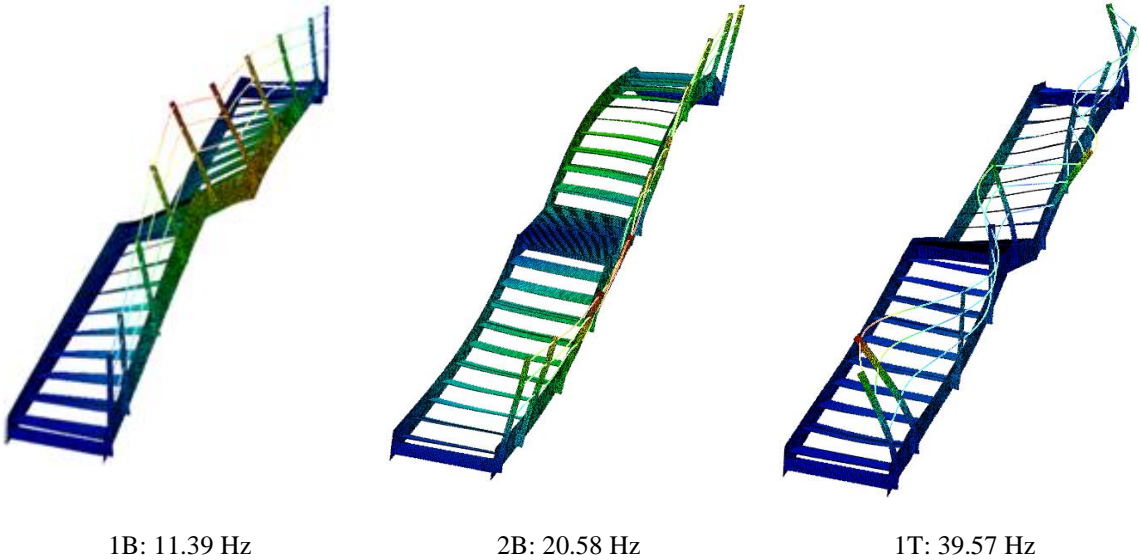


Figure 5. Modes of vibration calculated from the initial FE model

**4. Ambient vibration testing**

An Ambient Vibration Survey (AVS) was carried out to identify the modal properties of the staircase structure taking into account the information obtained from the initial FE model. Only vertical response measurements due to ambient excitation on the empty staircase were made.

The equipment used for the measurements includes 4 accelerometers QA750 (Figure 6a) and 4-channel NI-9234 data acquisition card. To identify the mode shapes and natural frequencies of the staircase and the interaction between the staircase and the adjacent elements, response

measurements were made on the staircase, as well as in surrounding areas: floor at the top of stairs, bridge at the bottom and the bridge parallel with the stairs. Accelerometer locations are shown in Figure 6b. The reference accelerometer was located at the mid-landing, pointed out in dark colour in Figure 6b, while the traveller accelerometers were placed at different points to complete 23 setups.

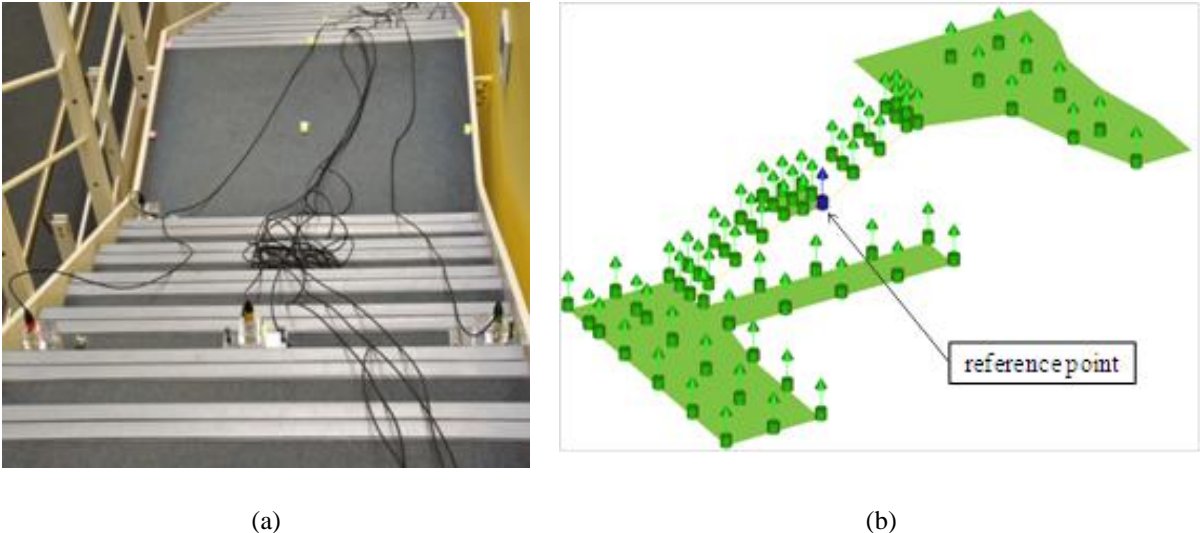


Figure 6. Accelerometer locations

The data acquisition parameters adopted for the AVS were 200 s acquisition time for each setup, recorded at a time step of  $6.05E-4$  s. Typical measured time history at the reference point is shown in Figure 7.

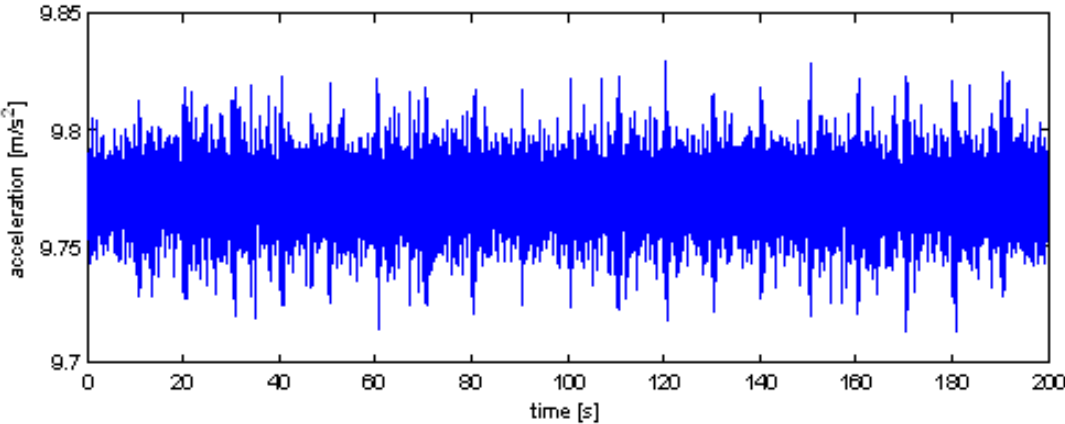


Figure 7. Acceleration time history at the reference point

**5. Modal parameter identification**

For modal parameter identification using the AVS data, ARTeMIS software [8] was used and the Frequency Domain Decomposition (FDD) technique was chosen. The FDD is an extension of the Basic Frequency Domain (BFD) technique, or more often called the Peak-Picking technique. This approach is based on the idea that modes can be estimated from the

spectral densities calculated, assuming a white noise input, and a lightly damped structure. It is a non-parametric technique that estimates the modal parameters directly from signal processing calculations [9]. The FDD technique estimates the modes using a Singular Value Decomposition (SVD) of each of the data sets. This decomposition corresponds to a Single Degree of Freedom (SDOF) identification of the system for each singular value.

Results of FDD peak picking method from all the measurement setups are presented in Figure 8. Only those peaks corresponding to the vibration modes with dominant vibration of the staircase were identified, while modes with dominant vibration of the surrounding structure are not presented in this paper. The identified mode shapes and natural frequencies are shown in Figure 9.

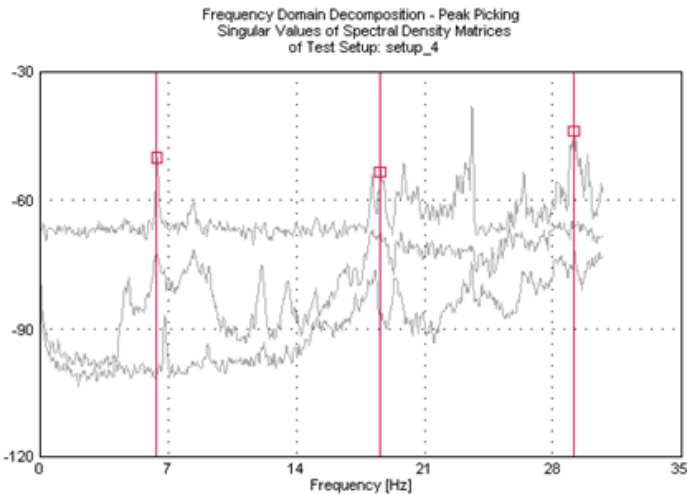


Figure 8. Modes identified in AVS

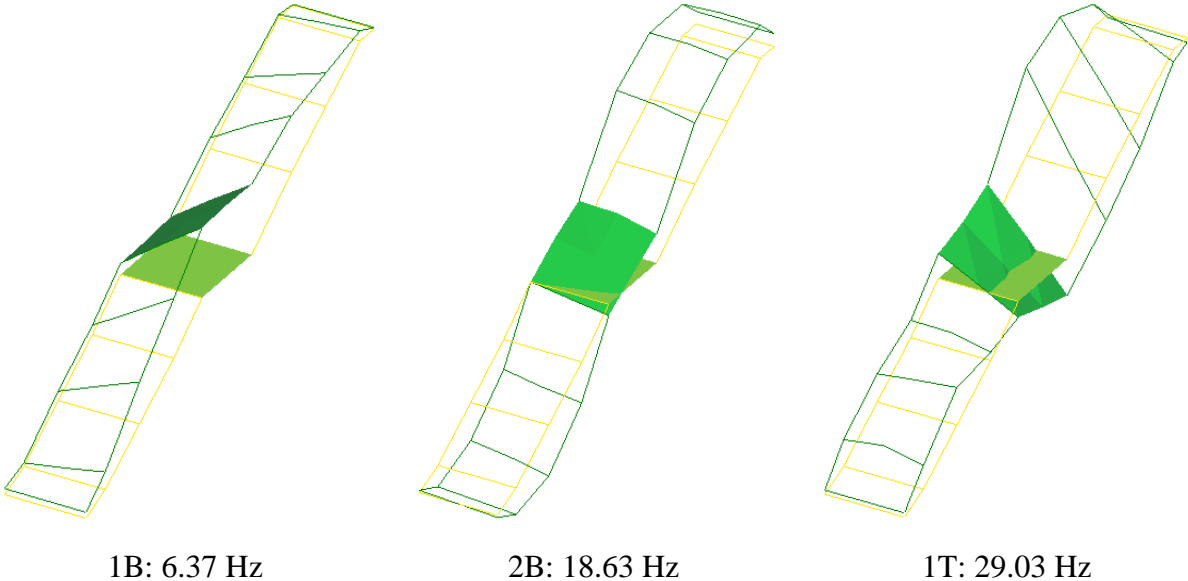


Figure 9. Mode shapes and natural frequencies obtained experimentally

From some preliminary studies, it is known that the first vibration mode at around 6.3 Hz is responsible for liveliness of the staircase. To study this mode in more detail, a free vibration test was conducted. A person was jumping on the staircase at 3.15 Hz and then walked off the structure. The free decay response recorded is shown in Figure 10. The natural frequency and the damping ratio were then identified from ten successive cycles of the free decay using the logarithmic decrement method and they are shown in Figure 11 and Figure 12, respectively. The average damping ratio is 0.6% for vibration amplitudes above 1.0 m/s<sup>2</sup>, 0.54% for vibration between 0.3–1.0 m/s<sup>2</sup>, about 0.47% for vibration 0.1–0.3 m/s<sup>2</sup> and 0.41% for vibration below 0.1 m/s<sup>2</sup>.

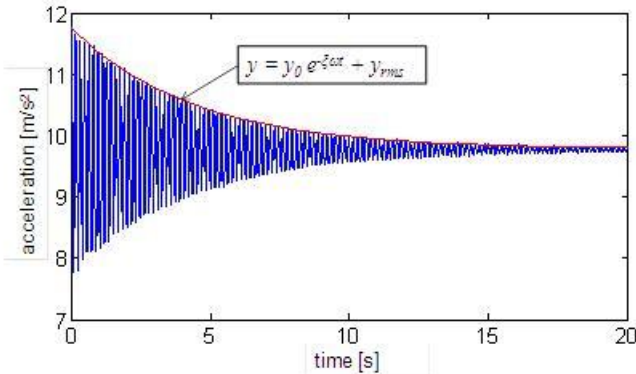


Figure 10. Recorded free decay and free decay response envelope

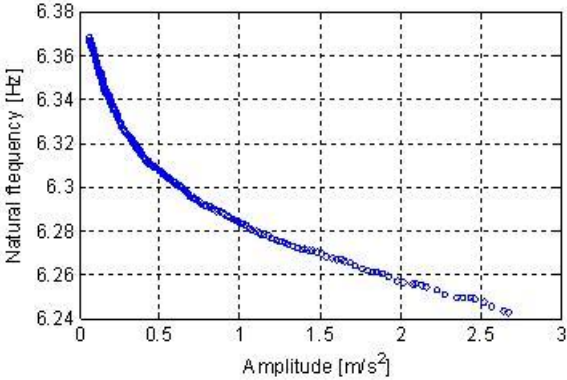


Figure 11. Natural frequency vs. amplitude

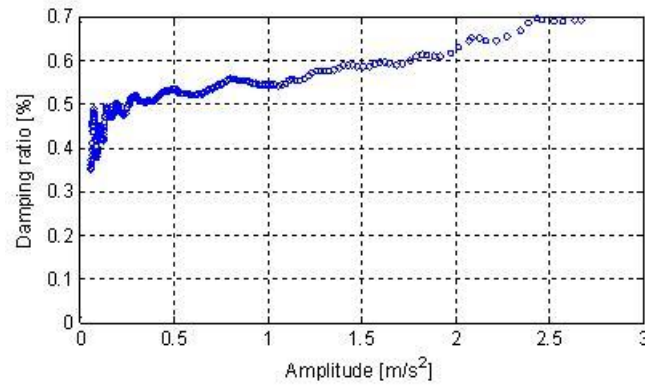


Figure 12. Damping ratio vs. amplitude

## 6. FE model tuning

A comparison between vibration modes obtained experimentally and numerically using the initial FE model is shown in Table 2. Natural frequencies of all experimental modes were overestimated, with the frequency error being exceptionally high for mode 1B (78.81%) and mode 1T (36.31%). On the other hand, the correlation between mode shapes was good with Modal Assurance Criterion (MAC) values higher than 95%, except for mode 1T (70.4%). It can therefore be concluded that there was a problem with inadequate modelling which overestimated the stiffness of the staircase.

Mode number	Modal testing $f_I$ [Hz]	Initial FE model $f_{II}$ [Hz]	Difference $(f_{II} - f_I)/f_I$ [%]	Mode shape correlation MAC [%]
1B	6.37	11.39	78.81	96.2
2B	18.63	20.58	10.47	95.4
1T	29.03	39.57	36.31	70.4

Table 2. Correlation between experimental and initial FE model

Manual tuning was required to get a FE model of the staircase suitable for automatic updating procedure. Pinned boundary condition in y- and z-direction at the side support and in x- and z-direction at both ends of the staircase was removed and springs were introduced in the corresponding directions in the FE model. So, as it is shown in Figure 13,  $K_{xi}$ ,  $K_{zi}$ ,  $i = 1, \dots, 4$  were placed at both ends and  $K_{y1}$ ,  $K_{y2}$ ,  $K_{z5}$  at the side support of the staircase.

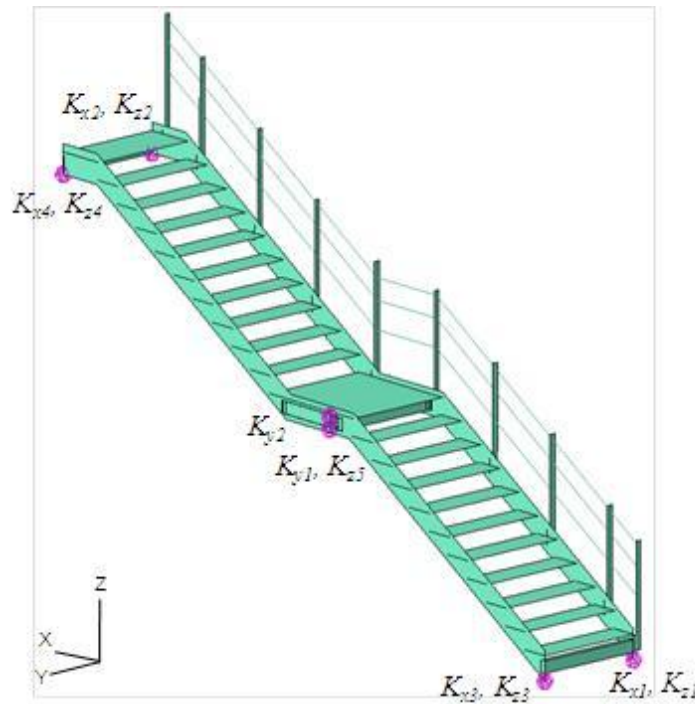


Figure 13. Springs added to the tuned FE model

The stiffness of these springs was varied by trial and error until the best correlation with measured frequencies was obtained. A stiffness value of 500 kN/m for lateral support and 10000 kN/m for supports at both ends of the staircase produced the smallest difference between the measured and natural frequencies calculated from the FE model for the mode shapes considered. These values were adopted in the manually tuned FE model developed prior to automatic updating. Frequency error decreased significantly with the maximum value being 13.03% for mode 1B (Table 3). The MAC values changed only slightly.

Mode number	Modal testing $f_I$ [Hz]	Tuned FE model $f_{II}$ [Hz]	Difference $(f_{II} - f_I)/f_I$ [%]	Mode shape correlation MAC [%]
1B	6.37	7.20	13.03	99.1
2B	18.63	18.62	-0.04	94.5
1T	29.03	29.72	2.38	71.5

Table 3. Correlation between experimental and manually tuned FE model

## 7. Automatic model updating

The updating procedure was conducted in order to improve further the analytical model so it could be used in more advanced vibration response analysis, which is beyond the scope of this paper.



### *7.1 Target response selection*

The three measured modes of vibration (1B, 2B and 1T) were targeted in the updating process and the measured natural frequencies were taken into account. Therefore, in total three target responses were selected for updating.

### *7.2 Parameter selection*

The main criteria for parameter selection were their uncertainty and sensitivity. Therefore, parameters related to the material properties of the mortar and the thickness of the steps were selected as uncertain. This is because of uncertain contribution of the composite steps to the stiffness of the staircase. Finally, the stiffness of the springs introduced in the manually tuned FE model were also taken into account. In total, 14 parameters were selected for the updating process with their starting values given in Table 4.

### *7.3 Updating and results*

The updating procedure was conducted using the FEMtools updating software [10] based on the Bayesian technique. The Bayesian parameter estimation expression includes the use of weighting coefficients on the parameters as well as on the responses. The aim was to minimise the error function which includes differences, not only between the target experimental and numerical responses, but also between updating parameters in two successive iterations as well as parameters and target responses' weights. Upper and lower allowable limits for parameter values were introduced in the updating procedure (Table 4). The parameter changes per iteration were not limited.

The updating process converged after six iterations. The natural frequencies and MAC values obtained as a result of the updating are presented in Table 5. It can be seen that previous maximum frequency difference 13.03% decreased to 0.1%. Minimum MAC value increased from 71.5% to 82.1%, with other two values being well above 90%. The agreement between mode shapes in updated FE model and the experimental data was good, which can be seen in Figure 14.

The final parameter values are presented in Table 5. The absolute maximum parameter change was 41.05% for the stiffness of a support spring. It should be said that an attempt to update the initial (i.e. not manually tuned) FE model led to much worse frequency and MAC correlation. Therefore, the manual model tuning conducted before the FE updating proved to be crucial for the success of the updating procedure. The mass of structure obtained as a result of the updating process using the FEMtools updating software was 2.19 tonnes, which is very close to the initially estimated mass (2.20 tonnes).

Finally, having in mind that the first bending mode of vibration is responsible for the staircase liveliness and important for further vibration analysis, the modal parameters related to this mode were possible to be identified by combining the FE and experimental results. These are an amplitude dependent natural frequency varying between 6.24 Hz and 6.37 Hz (from testing), damping ratio, which is also amplitude dependent and varies between 0.41% and 0.6% (from testing) and modal mass of 683 kg (from updated FE model). It should be pointed out that the computed value of the modal mass is expected to underestimate the actual modal mass, bearing in mind that the staircase moves together with the surrounding structure to which the staircase is attached, so the first bending mode involves more mass than it was modelled in the FE model.

Parameter number	Type	Structural part	Allowed decrease [%]	Allowed increase [%]	Starting parameter value	Updated parameter value	Parameter change [%]
1	$E$	steps	-20	20	2.50E+4 (MPa)	2.09E+04 (MPa)	-16.32
2	$\rho$	steps	-10	10	2.40E+3 (Kg/m <sup>3</sup> )	2.50E+03 (Kg/m <sup>3</sup> )	4.32
3	$h$	steps	-40	40	6.00E+1 (mm)	3.32E+01 (mm)	-33.52
4	$K_{x1}$	spring support	-75	75	1.00E+4 (KN/m)	7.74E+03 (KN/m)	-22.62
5	$K_{x2}$	spring support	-75	75	1.00E+4 (KN/m)	6.35E+03 (KN/m)	-36.52
6	$K_{x3}$	spring support	-75	75	1.00E+4 (KN/m)	1.02E+04 (KN/m)	1.95
7	$K_{x4}$	spring support	-75	75	1.00E+4 (KN/m)	7.52E+03 (KN/m)	-24.82
8	$K_{y1}$	spring support	-75	75	5.00E+2 (KN/m)	4.97E+02 (KN/m)	-0.59
9	$K_{y2}$	spring support	-75	75	5.00E+2 (KN/m)	5.00E+02 (KN/m)	0.06
10	$K_{z1}$	spring support	-75	75	1.00E+4 (KN/m)	9.64E+03 (KN/m)	-3.62
11	$K_{z2}$	spring support	-75	75	1.00E+4 (KN/m)	1.22E+04 (KN/m)	21.51
12	$K_{z3}$	spring support	-75	75	1.00E+4 (KN/m)	9.91E+03 (KN/m)	-0.94
13	$K_{z4}$	spring support	-75	75	1.00E+4 (KN/m)	1.17E+04 (KN/m)	16.66
14	$K_{z5}$	spring support	-75	75	1.00E+4 (KN/m)	1.41E+04 (KN/m)	41.05

Table 4. Values of starting and updated parameters

Mode number	Modal testing $f_i$ [Hz]	Updated FE model $f_{III}$ [Hz]	Difference $(f_{III} - f_i)/f_i$ [%]	Mode shape correlation MAC [%]
1B	6.37	6.36	-0.10	98.9
2B	18.63	18.64	0.05	95.1
1T	29.03	29.05	0.06	82.1

Table 5. Correlation between experimental and updated FE model

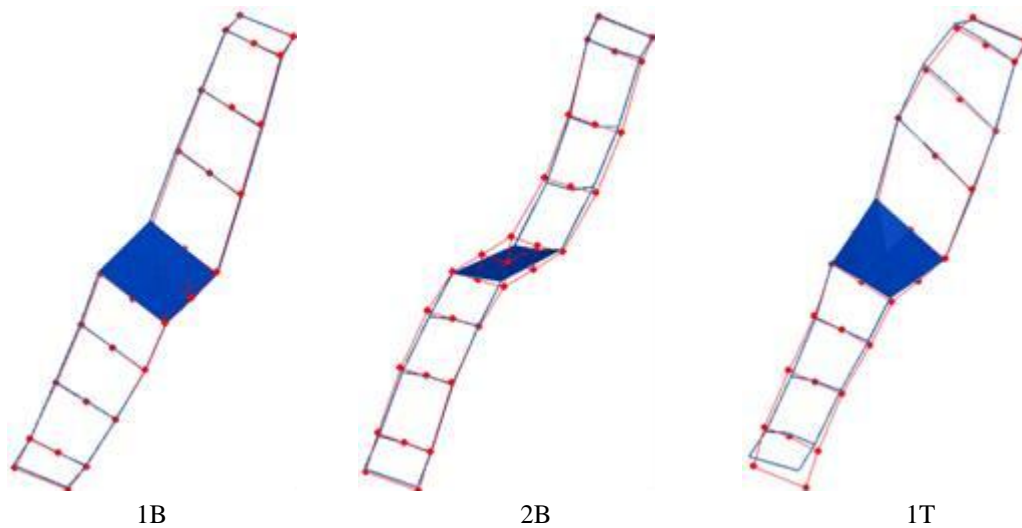


Figure 14. Overlaying of mode shapes obtained experimentally (dotted line) and numerically in the final FE model (solid line)

## 8. Discussion

Although a very detailed initial FE model of the staircase structure was developed based on design data available and best engineering judgment, the discrepancies in the natural frequencies of the two first bending modes and first torsional mode were quite large between the experimental and first numerical results.

This initial FE model could not be updated in a physically meaningful way by using a sensitivity-based procedure implemented in the FEMtools updating software. Therefore, the manual tuning was required to minimise the difference between the initial FE model and its experimental counterpart before implementing the automatic updating.

For the staircase under study, the two screws in the side support were not able to prevent rotation of the structure about x-axis. Allowing for some rotation of this connection was crucial for success of tuning. With regard to the vertical stiffness of the supports at the top and the bottom of the stairs, it is interesting that the results of the updating procedure suggest that the top floor is stiffer than the bridge at the bottom. This is expected given the geometry of the structure.

Finally, to study the influence of the handrail on dynamic properties of the structure, the first two bending modes and first torsional mode of vibration of the staircase have been calculated after removing the handrail from the updated FE model presented in Table 5. The natural frequencies and MAC values obtained for the staircase FE model without the handrail are presented in Table 6, together with the natural frequencies obtained in Table 5. It can be seen that the frequency difference increased and MAC value decreased. Particularly poor mode shape correlation was obtained for the torsional mode.

Mode number	Modal testing $f_i$ [Hz]	Updated FE model $f_{III}$ [Hz]	FE model without handrail $f_{IV}$ [%]	Difference $(f_{IV} - f_i)/f_i$ [%]	MAC [%]
1B	6.37	6.36	6.52	2.31	98.8
2B	18.63	18.64	19.49	4.65	90.1
1T	29.03	29.05	28.82	-0.72	53.9

Table 6. Influence of absence of the handrail

## 9. Conclusions

Using Finite Element modelling technique for numerical prediction of modal properties (natural frequencies and mode shapes) of the staircase structures, there is no guarantee that the initial model can estimate the modal properties of the staircase reasonably well, even when it is very detailed. Two first bending modes and first torsional mode of vibration of the staircase structure located in the Zeeman building on the University of Warwick Campus were identified via ambient vibration testing. A comparison with their estimates from the initial FE model revealed errors in the natural frequencies.

A manual tuning of the initial FE model was required to reduce the difference between the experimental and numerical results. Adding flexibility to the side support and both ends of the staircase improved considerably the correlation between the numerical and the experimental models. Only then the

numerical model was possible to automatically update via the FEMtools software.

The updating procedure improved the frequency correlation and increased MAC values by changing the values of 14 uncertain parameters. The parameter changes suggested that the composite steps in the staircase were less stiff than assumed.

## 10. Acknowledgements

The authors would like to thank the University of Warwick for providing technical information about the structure subject of this study. Also financial support of Santander Research Grant Fund (Warwick-Santander partnership), "ADE Inversiones y Servicios" (CCT/10/VA0001) and Research Project BIA2011-28493-C02-02 ("Ministerio de Ciencia e Innovación") are gratefully acknowledged.

## References

- [1] Zivanovic S, Pavic A, Reynolds P, Modal testing and FE model tuning of a lively footbridge structure, *Engineering Structures*, 28(6), 857-868, 2006.
- [2] Kim S, Lee Y, Scanlon A, *et al.*, Experimental assessment of vibration serviceability of stair systems, *Journal of Constructional Steel Research*, 64(2), 253-259, 2007.

- [3] Brad D, Thomas M, Slender Monumental stair vibration serviceability, *Journal of Architectural Engineering*, 15(4), 111-121, 2009.
- [4] Zivanovic S, Pavic A, Reynolds P, Finite element modelling and updating of a lively footbridge: The complete process, *Journal of Sound and Vibration*, 301(1-2), 126-145, 2006.
- [5] Modak S, Kundra T, Nakra B, Comparative study of model updating methods using experimental data, *Computers and Structures*, 80(5-6), 437-447, 2002.
- [6] Brownjohn JMW, Xia P, Dynamic assessment of curved cable-stayed bridge by model updating, *Journal Of Structural Engineering-ASCE*, 126(2), 252-260, 2000.
- [7] ABAQUS, Version 6.10, Documentation, ABAQUS Inc, 2010.
- [8] Structural Vibration Solutions, ARTEMIS Extractor Handy (2011), Release 5.2, Denmark.
- [9] Brincker R, Zhang L, Andersen P, Modal Identification from Ambient Responses using Frequency Domain Decomposition, *Proceedings of the 18th International Modal Analysis Conference (IMAC)*, San Antonio, Texas, 2000.
- [10] FEMtools Theoretical Manual, Version 3.5, Dynamic Design Solutions, Leuven, Belgium, 2011.