



DEPARTAMENTO
DE PROYECTOS
DE INGENIERÍA

Análisis biomecánico y perceptivo de la movilidad peatonal para fijar límites de seguridad y confort en la fricción de pavimentos urbanos.



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



TESIS | D. Tomás A. Zamora Álvarez
Dirigida por: D. Dr. Miguel A. Artacho Ramírez
D. Dr. Enrique Alcántara Alcover



Agradecimientos: Con todo el cariño y con la ilusión de ver una etapa completada, le agradezco a mis directores de tesis su dedicación, a Clara y mis hijas Rocío y Mar, a mis padres, a mis suegros y a los compañeros del IBV que han trabajado conmigo, el apoyo y la comprensión. De forma personal también quiero agradecer a Javier Portolés y todo su equipo de TAU CERAMICA por mantener una actitud innovadora a prueba de inclemencias.



CONTENIDO

1. RESUMEN	5
1.1 RESUMEN CASTELLANO	5
1.2 RESUMEN VALENCIANO	7
1.3 RESUMEN INGLÉS	8
2. Introducción.....	9
2.1 Cuestiones a Investigar	10
2.2 Planteamiento del problema	11
3. Justificación	13
3.1 Justificación	13
3.2 mejora de la calidad de vida derivadas de la movilidad peatonal	16
3.2.1 Calidad de vida: tiempo, coste y ocupación de suelo	17
3.2.2 Calidad de vida: Contribución a la contaminación.....	18
3.2.3 Calidad de vida: Seguridad Vial.....	20
4. Estado del arte.....	23
4.1 Marco de Referencia	23
4.2 Métodos y Técnicas.....	29
4.2.1 Métodos y técnicas de los ensayos de fricción	29
4.2.2 Otros parámetros y métodos de medida utilizados en los ensayos de fricción.	39
4.2.3 Análisis de la variabilidad.....	40
4.2.4 Métodos y técnicas de los Ensayos de Percepción	47
5. Objetivos.....	53
6. Hipótesis	54
7. Metodología general	55
7.1 Metodología general estudios de fricción.....	56
7.2 Metodología general estudio de percepción	59
8. Resumen de las Publicaciones.....	64
8.1 Artículo 1: definición del nivel de fricción segura en espacios publicos considerando las necesidades de personas con movilidad reducida.....	64



8.2. Artículo 2: Influencia de los parámetros de diseño de un pavimento en la percepción de seguridad de los mayores.	67
8.3. Artículo 3: La existencia de un coeficiente óptimo de fricción y su influencia en la variabilidad de la marcha.	71
9. Discusión.....	75
10. Conclusiones.....	88
11. Trabajos futuros	91
11.1 Profundización en las hipótesis planteadas	91
11.2 Avances en paralelo	92
11.2.1 Fricción en la deambulación con pie descalzo.....	92
11.2.2 Futuros desarrollos en Confort de pavimentos	94
11.2.3 Evolución en Accesibilidad y pavimentos señalizadores.	96
12. Referencias	102
13. Anexos	112
PAPER 1 Safety Science 43 (2005) 407-423.....	112
Identification of floor friction safety level for public buildings considering mobility disabled people needs	112
PAPER 2 International Journal of Industrial Ergonomics Volume 38, Issues 11-12, November-December 2008, Pages 992-998.	129
Influence of pavement design parameters in safety perception in the elderly.....	129
PAPER 3. International Journal of Industrial Ergonomics. Volumen 41 (2011) 410-417.....	136
EXISTENCE OF AN OPTIMUM DYNAMIC COEFFICIENT OF FRICTION AND THE INFLUENCE ON HUMAN GAIT VARIABILITY.....	136



1. RESUMEN

1.1 RESUMEN CASTELLANO

Análisis biomecánico y perceptivo de la movilidad peatonal para fijar límites de seguridad y confort en la fricción de pavimentos urbanos.

El formato de tesis responde al modelo de publicación de tesis por artículos del Departamento de Proyectos de Ingeniería de la Universidad Politécnica de Valencia dentro del programa de doctorado: **Proyectos de Ingeniería e Innovación**. Así, la tesis reúne un compendio de 3 artículos publicados en **Safety Sciency (1)** y en el **International Journal of Industrial Ergonomics (2)** en los que se aporta importantes avances en materia de seguridad y confort para deambular en vía pública. Dichos avances están versados principalmente en mejoras del pavimento y **su interacción** con el peatón.

El **objetivo principal** es la generación de criterios de mejora en seguridad y confort para la movilidad peatonal basados en la aplicación de la biomecánica y del estudio de la percepción. La tesis se centra fundamentalmente en resolver uno de **los problemas de seguridad** con peores consecuencias durante la deambulación peatonal: **las caídas**, contemplando entre otras cuestiones **la relación entre el peatón y su entorno**, todo ello desde un análisis profundo de cuáles son los perfiles con requisitos intrínsecos más exigentes y cuáles son las condiciones de mayor riesgo con los que desarrollar criterios seguros para todos. Además se ha explorado **si existen otros criterios más allá del rango mínimo de fricción que provoquen un efecto negativo en la deambulación segura y confortable**, concretando cuál podría ser dicho efecto en los peatones incluyendo una aproximación a **los mecanismos de interpretación de la seguridad y de la fricción percibida**. En la tesis se ha hecho especial hincapié sobre todo en aquellos perfiles más sensibles de sufrir una caída.

Para resolver las hipótesis se han empleado metodologías que van desde la **biomecánica** clásica de la marcha humana, el **análisis lineal y no lineal** de la variabilidad, el desarrollo de sistemas de medida de la **fricción dinámica** de superficies, y el análisis de la **percepción subjetiva** del entorno a través de técnicas kansei.

Los resultados arrojan las siguientes conclusiones:

- Las propiedades de fricción son capaces de afectar al patrón de marcha de las personas influyendo en su confort y seguridad.
- Existen diferentes patrones de deambulación asociados a personas con movilidad reducida con requerimientos más exigentes que no están incluidos en las normas nacionales e internacionales
- La fricción requerida por personas con deambulación reducida es significativamente mayor que la de las personas sin problemas de movilidad. Siendo las personas con amputación de extremidades inferiores las que requieren la máxima fricción.
- La percepción subjetiva que experimentan las personas mayores cuando observan diferentes pavimentos es significativamente distinta y selectiva, afectando a la predisposición a adoptar un patrón de marcha más seguro o inseguro.
- La percepción subjetiva de seguridad y confort transmitida por los pavimentos se puede controlar en base a los elementos de diseño que conforman el sistema.
- Efectivamente, existe un umbral superior de fricción a partir del cual se altera el patrón de marcha.
- Puesto que efectivamente existe un límite superior y uno inferior, existe un intervalo óptimo de fricción.
- Dentro del intervalo óptimo de fricción, el patrón de marcha desarrolla mayor riqueza de patrones, presenta más entropía y por tanto el movimiento es más complejo.



En definitiva, la relevancia de las aportaciones afecta tanto a los sectores industriales de los pavimentos pétreos, mármoles, madera, hormigón impreso, prefabricados, materiales sintéticos y cerámica de exterior, su cadena de valor (pinturas, esmaltados, acabados, etc.) como a los propios gestores y diseñadores de espacios de uso público que han de contar con criterios de compra claros y objetivos. Por último y no menos importante, da un paso más en la adecuación del espacio público a las necesidades de todas las personas impulsando la seguridad y el confort de la movilidad peatonal en las ciudades de una sociedad inclusiva.



1.2 RESUMEN VALENCIANO

Anàlisi biomecànic i perceptiu de la mobilitat de vianants per fixar límits de seguretat i confort en la fricció de paviments urbans.

El format de tesi respon al model de publicació de tesi per articles del Departament de Projectes d'Enginyeria de la Universitat Politècnica de València dins del programa de doctorat: **Projectes d'Enginyeria i Innovació**. Així, la tesi reuneix un compendi de 3 articles publicats en **Safety Science (1)** i en l'**International Journal of Industrial Ergonomics (2)** en els que s'aporta importants avanços en matèria de seguretat i confort per a deambular en via pública. Els dits avanços estan versats principalment en millores del paviment i **la seua interacció** amb el vianant.

L'objectiu **principal** és la generació de criteris de millora en seguretat i confort per a la mobilitat de vianants basats en l'aplicació de la biomecànica i de l'estudi de la percepció. La tesi se centra fonamentalment a resoldre un **dels problemes de seguretat** amb pitjors conseqüències durant la marxa humana de vianants: **les caigudes**, contemplant entre altres qüestions **la relació entre el vianant i el seu entorn**, tot això des d'una anàlisi profunda de quins són els perfils amb requisits intrínsecs més exigents i quines són les condicions de major risc amb què desenrotllar criteris de seguretat per a tots. A més s'ha explorat **si hi ha altres criteris més enllà del rang mínim de fricció que provoquen un efecte negatiu en la marxa humana segura i confortable**, concretant quin podria ser el dit efecte en els vianants incloent una aproximació **als mecanismes d'interpretació de la seguretat i de la fricció percebuda**. **En la tesi s'ha fet especial insistència** sobretot en aquells perfils més sensibles de patir una caiguda. Per a resoldre les hipòtesis s'han utilitzat metodologies que van des de la **biomecànica** clàssica de la marxa humana, l'anàlisi **lineal i no lineal** de la variabilitat, el desenrotllament de sistemes de mesura de la **fricció dinàmica** de superfícies, i l'anàlisi de la **percepció subjectiva** de l'entorn per mitjà de tècniques Kansei.

Els resultats mostren les següents conclusions:

- Les propietats de fricció són capaç d'afectar al patró de marxa de les persones influint en el seu confort i seguretat.
- Hi ha diferents patrons de marxa humana associats a persones amb mobilitat reduïda amb requeriments més exigents que no estan inclosos en les normes nacionals i internacionals
- La fricció requerida per persones amb la marxa reduïda és significativament major que la de les persones sense problemes de mobilitat. Sent les persones amb amputació d'extremitats inferiors les que requereixen la màxima fricció.
- La percepció subjectiva que esperimenten les persones majors quan observen diferents paviments és significativament distinta i selectiva, afectant la predisposició a adoptar un patró de marxa més segur o insegur.
- La percepció subjectiva de seguretat i confort transmesa pels paviments es pot controlar basant-se amb els elements de diseny que conformen el sistema.
- Efectivament, hi ha un llindar superior de fricció a partir del qual s'altera el patró de marxa.
- Ja que efectivament hi ha una límit superior i un inferior, hi ha un interval òptim de fricció.
- Dins de l'interval òptim de fricció, el patró de marxa desenrotlla major riquesa de patrons, presenta més entropia i per tant el moviment és més complex.

En definitiva, la rellevància de les aportacions afecta tant els sectors industrials dels paviments petris, marbres, fusta, formigó imprés, prefabricats, materials sintètics i ceràmica d'exterior, la seua cadena de valor (pintures, esmaltats, acabats, etc.) com als propis gestors i dissenyadors d'espais d'ús públic que han de comptar amb criteris de compra clars i objectius. Finalment i no menys important, fa un pas més en l'adequació de l'espai públic a les necessitats de totes les persones impulsant la seguretat i el confort de la mobilitat de vianants en les ciutats d'una societat inclusiva.



1.3 RESUMEN INGLÉS

Análisis biomecánico y perceptivo de la movilidad peatonal para fijar límites de seguridad y confort en la fricción de pavimentos urbanos.

This thesis follows the papers compilation model attending to Departamento de Proyectos de Ingeniería de la Universidad Politécnica de Valencia in PHD program: **Proyectos de Ingeniería e Innovación**. **The text describes the work complied by 3 papers published in Safety Science (1) and in International Journal of Industrial Ergonomics (2) about the topic: safety and comfort while walking over public outdoor surfaces. Main contributions relate to pavement improvement according to the pedestrian physical and perceptive interaction.**

Main objective of the research is the generation of new safety and comfort criteria to design and select outdoor public pavements. The work focuses fundamentally in one of the most dangerous problems while walking over a floor, which is falls. The relation between pedestrian and context, together with a deeper insight in people needs (mainly mobility disable profiles) and risky situations forms the holistic approach to solve proposed objectives. At the same time, it is explored criteria beyond the minimum friction level to include high friction influences in the walking pattern clarifying which mechanisms are governing the safety and comfort subjective perception of vulnerable pedestrians.

The methodologies used to answer the hypothesis cover: classical human walking biomechanics, lineal and nonlinear variability analysis, dynamic friction device developments, and emotion and subjective advanced techniques (kansei).

Results advance next conclusions:

- Friction properties are able to affect the walking pattern especially in comfort and safety.
- Walking patterns associated to mobility disable profiles relate to different requirements to those fixed in national and international standards.
- Mobility disable profiles require higher friction than people without mobility problems. Low member amputees require the highest friction level attending to their walking pattern.
- When exploring pavements the subjective perception in elderly is substantially different from younger partnerships and, at the same time, it is considerably selective both affecting on their prediposition to adopt or not, a safer walking pattern.
- Comfort and safety perception induced by pavements can be controlled thought thier design elements.
- Clearly, a current walking pattern modifies its parameters from a higher friction threshold.
- Considering the existence of a lower and higher threshold, it could be said that there exists an optimum friction range for walking safe and comfortable.
- Inside the proposed optimum friction level, the walking patterns register higher variability, higher entropy and present higher complexity than outside the range.

Proposed advances influence directly on industrial sectors such as natural stones, woods, synthetic materials, ceramic tiles and their value chain considering suppliers and prescriptions (public and private). Finally, results incorporate new criteria to advance in the inclusion of everybody needs giving sense to the paradigm of a modern, safe and comfortable city for all.



2. INTRODUCCIÓN

La siguiente tesis reúne un compendio de 3 artículos publicados en **Safety Science (1)** y en el **International Journal of Industrial Ergonomics (2)** en los que se aporta importantes avances en materia de seguridad y confort para deambular en vía pública. Dichos avances están versados principalmente en mejoras del pavimento y **su interacción** con el peatón. El formato de tesis responde al modelo de publicación de tesis por artículos del Departamento de Proyectos de Ingeniería de la Universidad Politécnica de Valencia dentro del programa de doctorado: **Proyectos de Ingeniería e Innovación**.

La movilidad peatonal es el concepto referido al modo de transporte y desplazamiento en el que el medio principal, que no único, es no motorizado y fundamentado en el movimiento **a pie** por una vía pública. El desarrollo urbano vivido en Europa a finales del siglo XIX y que actualmente se vive en los países emergentes propiciados por la modernización y la industrialización han conseguido concentrar la mayoría de los desplazamientos humanos dentro o alrededor de las ciudades. Con el avance de la técnica y en paralelo al desarrollo urbano, los medios de transporte motorizados personales y colectivos han logrado ser la referencia y durante años han sido la solución prioritaria en la ciudad influyendo así, de forma radical, en su diseño y en el diseño del territorio circundante.

Mientras las ciudades siguen y seguirán creciendo (Banco Mundial, 2009), la saturación alcanzada por el tráfico motorizado (con un impacto negativo en el PIB del 2% al 3% (Thomson, 2004)), junto con las graves consecuencias medioambientales, los problemas de salud relacionados, la dependencia energética de terceros países y la convivencia pacífica entre los diferentes medios de transporte están llegando al límite.

Ante esta situación, parece lógico pensar en nuevas alternativas e incluso reinventar la movilidad peatonal, el transporte en bicicleta y otros medios de transporte multimodal sostenibles que, bajo la premisa de la actualización de estos modos, aprovechen la capacidad tecnológica de los sistemas y de los materiales existentes.

En este sentido la tesis se centra en aportar nuevos y mejores criterios desde el punto de vista de la adecuación a las necesidades del peatón y concentra la investigación en las propiedades de fricción de pavimentos de uso colectivo y su efecto en la marcha humana normal y patológica.



2.1 CUESTIONES A INVESTIGAR

Una de las barreras más importantes para que la deambulaci3n peatonal sea una alternativa de movilidad urbana natural y eficaz frente a los veh3culos de combustible f3sil es la falta **de seguridad**, siendo **las ca3das** uno de los accidentes con mayor n3mero de incidencias.

El fen3meno de las ca3das ha sido investigado cl3sicamente c3mo la suma de los factores que influyen en la problem3tica, en cambio no existe apenas literatura sobre la interacci3n combinada de factores extr3nsecos e intr3nsecos. Es por tanto un reto contemplar entre otras cuestiones **la relaci3n entre el peat3n y su entorno**, todo ello desde un an3lisis profundo de cu3les son los perfiles con requisitos intr3nsecos m3s exigentes y cu3les son las condiciones de mayor riesgo con los que desarrollar criterios seguros para todos.

Buczek et al. (1990) demostraron que los perfiles que sufren alteraciones en el patr3n de marcha tienen mucho m3s riesgo de sufrir una ca3da, siendo por tanto una de las primeras cuestiones a investigar cu3les son **las necesidades que demandan al entorno los perfiles patol3gicos en diferentes situaciones**.

El pavimento puede provocar tropiezos y resbalones y es considerado como el factor extr3nseco que m3s participa en la problem3tica de las ca3das, siendo la fricci3n su propiedad m3s relacionada (Manning et al., 1988; Thomas, 1991; Gr3nqvist and Roine, 1993; Grard and Lundberg, 1994; Kemmlert and Lundholm, 1998; National Safety Council, 1998; Blom, 2000; Council for Labor Affairs, 2002 y Lockhart et al., 2003). Por tanto, otra de las cuestiones a investigar ser3 la correcta **caracterizaci3n del pavimento en aquellas propiedades que afecten a la fricci3n**.

La literatura aborda el estudio de la fricci3n con el objetivo siempre presente de definir un m3nimo de seguridad que evite un resbal3n. En esta tesis se va a investigar **si existen otros criterios m3s all3 del rango m3nimo de fricci3n que provoquen un efecto negativo en la deambulaci3n segura y confortable**, concretando cu3l podr3a ser dicho efecto en los peatones.

Por otra parte, las personas tienen cierta habilidad para percibir las caracter3sticas f3sicas de un pavimento, anticiparse y adaptarse a las condiciones de fricci3n que estiman que 3ste ofrece. Para ello, se ha de modificar adecuadamente el patr3n de marcha combinando diferentes estrategias que permiten actuar en las fuerzas y posturas ejercidas como, por ejemplo, aumentando o reduciendo la longitud de paso, la velocidad o la superficie de contacto (Llewellyn and Nevola, 1992), reduciendo as3 la fricci3n necesaria o requerida a trav3s de reducir la aceleraci3n vertical y la velocidad de avance del centro de gravedad del cuerpo (Llewellyn and Nevola, 1992). Por tanto, **se investigar3 la relaci3n entre las caracter3sticas formales de un pavimento y la posterior interpretaci3n de la seguridad y de la fricci3n percibida** con el objetivo de conseguir que exista una coherencia entre las propiedades percibidas y las reales. De ese modo los peatones, sobre todo aquellos m3s expuestos a sufrir una ca3da,



seleccionarán los patrones de marcha más adecuados para interactuar de forma segura con los distintos pavimentos.

2.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Más del 20% de las incidencias que son atendidas en urgencias son debidas a una caída (McCraig and Stussman, 1997). Mayor importancia adquiere este problema cuando se trata de personas con limitaciones en la deambulación, bien sean personas mayores o discapacitados de varios tipos: parálisis cerebral, amputados, artrosis, hemiplejía, Parkinson, etc. De hecho, las caídas son la principal causa de mortandad en la población mayor (más de 75 años), como consecuencia de las lesiones que se producen y la segunda en gravedad por muerte accidental en la población comprendida entre 45 y 75 años (National Safety Council 1998). El National Safety Council informó que en 1997, 14.900 americanos murieron debido a una caída, de éstos 12.000 fueron mayores de 65 años. Por otro lado las caídas son la segunda causa de muerte cerca de las cifras que causa el tráfico rodado (Courtney et al. 2001).

Las causas de estas caídas siguen sin estar completamente claras, pero cabe diferenciar por una parte entre los **factores intrínsecos** referidos a las condiciones físicas de las personas accidentadas, y por otra parte se encuentran los **factores externos** referidos a las condiciones ambientales que actúan como desencadenante de las caídas, como por ejemplo los suelos, que al parecer, no ofrecen garantías de seguridad especialmente para la población con una capacidad de deambulación alterada.

En este sentido Hanson et al. (1999), determinaron que las causas de las caídas son complejas e implican factores ambientales o extrínsecos, tales como:

- Características de la superficie,
- Calzado,
- Contaminantes,
- Cambios de nivel,
- Iluminación,
- Etc,

y factores humanos o intrínsecos:

- Capacidad sensorial,
- Capacidad biomecánica,
- Control neuromuscular, y
- Agilidad para procesar información.

Según los datos disponibles sobre caídas en diferentes ambientes, sus causas y posibles soluciones (Manning et al., 1988; Thomas, 1991; Grönqvist and Roine, 1993;



Grard and Lundberg, 1994; Kemmlert and Lundholm, 1998; National Safety Council, 1998; Blom, 2000; Council for Labor Affairs, 2002 y Lockhart et al., 2003), la definición concreta de cuál es el nivel de seguridad necesario en un pavimento sigue sin resolverse.

La importancia del pavimento en estas cifras está fuera de discusión, de hecho los resbalones y tropiezos suman casi el 80% de las causas de caída (Blom, 2000). La propiedad principal del pavimento que se relaciona con las caídas es su fricción. Para su estudio, Hanson et al. (1999) proponen un coeficiente de fricción (SFC) que puede definirse como $SFC = DCOF - RCOF$, el cual permite establecer intervalos de seguridad en función de la probabilidad de caer. En la fórmula, DCOF es el coeficiente dinámico de fricción medido con diferentes equipos (Chang et al., 2001 and Grönqvist et al., 1999), mientras que RCOF define la fricción Requerida o Necesaria registrada durante pruebas biomecánicas a través de plataformas de fuerzas y directamente supone la fricción que demandan las personas al caminar. Evidentemente, cuando DCOF es menor que RCOF existe una alta probabilidad de resbalar y caer. Así, establecer el DCOF lo suficientemente seguro para todos los peatones es un objetivo fundamental.

Dicho esto, se podría pensar que cuanto mayor es el DCOF más seguro será un pavimento. Sin embargo, otro problema detectado es la falta de confort y la aparición prematura de fatiga sobre muchas de las superficies existentes (Whittle et al., 1994). La cadena musculoesquelética humana ha evolucionado sobre superficies naturales con características muy diferentes a las que existen en un itinerario peatonal urbano. Aunque un uso adecuado de calzado ergonómico amortigua en cierta medida el salto evolutivo necesario (Arndt et al, 2002), un pavimento mal diseñado sigue provocando de forma directa o indirecta dolencias, pérdida de confort y fatiga, reduciendo el uso y la satisfacción de muchas infraestructuras creadas sin éxito para uso peatonal. Una parte importante de los problemas de confort, fatiga e incluso tropiezos por atrancamiento se asocia a un DCOF demasiado alto, por lo que el compromiso podría venir de la mano de una selección adecuada de un rango de fricción que combine seguridad para todos, confort y reducción de fatiga.

El conjunto de problemas que se acaban de definir constituyen la problemática básica a la que se enfrenta esta tesis. El desarrollo de mejoras en la adecuación ergonómica de los pavimentos tiene el objetivo de potenciar el uso de los espacios urbanos como rutas peatonales seguras, confortables y accesibles para todos.



3. JUSTIFICACIÓN

3.1 JUSTIFICACIÓN

Una vez rebasada la densidad de tráfico de vehículos que las viejas ciudades son capaces de absorber tanto físicamente como medioambientalmente, nos encontramos que la alternativa peatonal y no motorizada resulta ser peligrosa, perjudicial para la salud y poco accesible.

En este sentido, una de cada tres personas mayores de 65 años sufren una caída al año en un espacio público (Lockhart et al., 2003) y en 2008 se alcanzó en España la cifra de 1000 accidentes de tráfico mortales en espacio urbano, la mayoría de ellos por atropello a peatones (DGT).

Una caída provoca contusiones y fracturas a nivel de fémur, húmero, vertebras, radio, huesos de la pelvis, caderas, manos, muñecas y rodillas y, en el peor de los casos, contusiones en el cráneo con pérdida de conocimiento, derrames y coma (Tinneti et al., 1988). La probabilidad de sufrir consecuencias graves aumenta en un 80% para personas mayores y personas con movilidad reducida debido a una pérdida progresiva de tono muscular, capacidad de reacción y resistencia ósea (Gillespie et al., 2009). Tanto por la pérdida de movilidad/independencia tras una fractura, como por el pánico a sufrir nuevas caídas, las personas afectadas pierden entre un 40% y un 80% de calidad de vida (Rubestein et al, 2006; Hawk et al., 2006).

La importancia de las caídas en las personas mayores cobra mayor importancia si cabe en España debido a la intensidad sin precedentes del proceso de envejecimiento de su población. El envejecimiento de la población consiste en un cambio en la estructura por edades derivada del aumento de la edad media de la población. En las últimas tres décadas se ha producido una pérdida intensa del equilibrio entre el número de efectivos jóvenes y la población en edades adultas: en el periodo 1981 y 2008 la población joven entre 0 y 19 años ha descendido un 30,8%, de 12,9 a 8,9 millones, frente a un incremento del 80,2% de los mayores de 65 y más años, cuya población ha pasado de 4,2 a 7,6 millones de personas (Figura 1).

La variación acumulada durante el periodo 1981-2008 indica que el grupo de edad de 80 y más años –denominado habitualmente “cuarta edad”- muestra el incremento más elevado (193,4%) y ello es una prueba inequívoca del proceso de envejecimiento y de la alta longevidad de la sociedad española. Las generaciones nacidas durante la Guerra Civil, más reducidas, influyen en el hecho de que los mayores de entre 65-79 años crezcan a un ritmo menor, 56,8%, pero aun así este tramo de edad es el segundo más expansivo de los considerados.

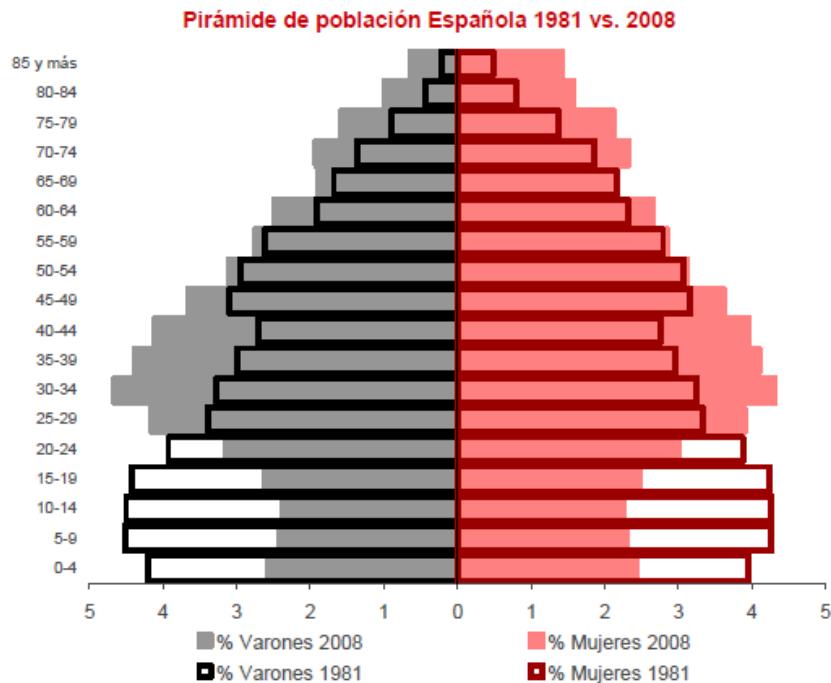


Figura 1. Pirámide poblacional en España.

Mientras la problemática de las caídas y sus consecuencias van en aumento, los organismos políticos apoyan actualmente y más que nunca la importancia de la movilidad y su influencia en el desarrollo urbano, hecho que justifica la idoneidad temporal de la realización de la presente tesis. La LEY 6/2011, de 1 de abril, de la Generalitat, de Movilidad de la Comunidad Valenciana. [2011/3979] lo introduce como: *“Movilidad, progreso y libertad se han venido entrelazando en los últimos dos siglos de la historia de las sociedades avanzadas transformando radicalmente el escenario..... Al comenzar el siglo XXI sabemos, sin embargo, que la espiral virtuosa de movilidad y desarrollo tiene límites y condicionantes muy claros. Traffic in Towns, la célebre obra de Buchanan, ya avanzó en 1963 que el coste que la calidad de vida de nuestras ciudades estaba pagando al automóvil era inasumible. Tenemos por lo tanto el reto de que cada vez más ciudadanos y ciudadanas puedan moverse fácilmente para satisfacer sus aspiraciones en relación con el empleo, la formación y los servicios, pero que ello sea compatible con tener un entorno urbano de alta calidad, en el que podamos disfrutar de un espacio urbano al servicio de las personas, con un aire limpio y con una factura energética, en especial en lo referente a los combustibles fósiles, que no nos aboque a niveles de dependencia no asumibles. Recuperar la ciudad, hacer el transporte accesible para todos, disminuir las emisiones dañinas para la salud y tener niveles de seguridad cada vez más altos, son pues objetivos comunes que tienen que guiar el desarrollo de la movilidad en los próximos años, de manera que la Comunitat Valenciana pueda homologarse en esta materia con las regiones más avanzadas del continente que han sabido encontrar vías adecuadas para unir desarrollo y calidad de vida. En pocas palabras, se trata de avanzar hacia **un patrón más equilibrado de movilidad** en el que los **desplazamientos a pie** y en bicicleta y el transporte público tengan un papel cada vez más relevante tanto en el corazón de los espacios metropolitanos como en los ámbitos cada vez más amplios a los que se*



*extiende la movilidad cotidiana. La atención preferente sobre esta cuestión está especialmente en razón tanto de la actual magnitud de las cifras de movilidad, como de la progresión que va a alcanzar en los próximos años. De acuerdo con estudios solventes, en las próximas dos décadas los desplazamientos diarios en áreas como las de la Comunitat Valenciana pueden duplicarse. Nos encontramos, pues, no tan sólo ante la necesidad de solventar un problema presente, sino con **la oportunidad de desarrollar un abanico de acciones** preventivas en la materia, tendentes a que en las próximas décadas nuestro territorio alcance también en cuestiones de movilidad el alto nivel de excelencia al que en materia de calidad de vida y de capacidad de progreso aspira la ciudadanía”.*

Esta reciente visión local es muy similar a la de muchas otras ciudades Europeas y responde a un la doble evidencia de un crecimiento sostenido de población urbana y un colapso de las viejas formulas de movilidad, las cuales premiaron durante demasiado tiempo el uso de vehículos motorizados con combustible fósil.

Ante esta circunstancia se observa al peatón como el principal perjudicado, el cual percibe un entorno urbano cada vez más hostil y peligroso (DGT, 2011).

Cambiar la inercia de esta situación está en manos en primer lugar de un cambio de actitud por parte de los agentes urbanizadores e Instituciones públicas a la hora de considerar el desplazamiento peatonal en sus diseños, y en segundo lugar es necesario que la investigación avance en el desarrollo **de criterios y soluciones** que reduzcan la problemática justificando en gran medida el desarrollo de esta tesis.

En el mismo orden de importancia destaca la necesidad de accesibilidad de los espacios públicos que además de posibilitar el desarrollo de una vida digna en las personas con **movilidad reducida**, beneficia a todos los usuarios de la vía pública.

En este sentido, en los últimos años se ha hecho un gran esfuerzo en legislar y adecuar los entornos en materia de accesibilidad, y aunque aún existen grandes retos y mejoras en este campo, es loable el éxito que se está observando en aquellos lugares en donde se ha conseguido intervenir.

La legislación parece ser, por tanto, la vía por la cual implantar con éxito mejoras en relación a la movilidad peatonal. Sin embargo más allá de la accesibilidad existe muy poca o nula legislación. Las causas de la carencia de legislación pueden ir desde lo incipiente de esta problemática a la falta de normativa, la cual es la base para legislar. A su vez, la base de la normativa se sustenta en criterios adecuados, los cuales también son escasos, llegando finalmente a la motivación de la presente tesis: La generación de criterios de mejora en seguridad y confort para la movilidad peatonal basados en la aplicación de la biomecánica y del estudio de la percepción humana.

Finalmente además de la carencia de criterios se destaca la necesidad de una metodología de ensayo de pavimentos que contemple los nuevos enfoques en el estudio de la fricción, permitiendo en el corto plazo evaluar la adecuación de los suelos a las necesidades de las personas con movilidad reducida. Este hecho supondría un avance cualitativo importante en la situación actual caracterizada por la falta de



criterios y de equipos de medida robustos para realizar ensayos *in situ* de pavimentos para uso peatonal.

3.2 MEJORA DE LA CALIDAD DE VIDA DERIVADAS DE LA MOVILIDAD PEATONAL

El interés por la Calidad de Vida ha existido desde tiempos inmemorables. Sin embargo, la aparición del concepto como tal y la preocupación por la evaluación sistemática y científica del mismo es relativamente reciente. La idea comienza a popularizarse en la década de los 60 hasta convertirse hoy en un concepto utilizado en ámbitos muy diversos, como son la salud, la salud mental, la educación, la economía, la política y el mundo de los servicios en general (Gómez-Vela y Sabeh, 1998).

En un primer momento, la expresión Calidad de Vida aparece en los debates públicos en torno al medio ambiente y al deterioro de las condiciones de vida urbana. Durante la década de los 50 y a comienzos de los 60, el creciente interés por conocer el bienestar humano y la preocupación por las consecuencias de la industrialización de la sociedad hacen surgir la necesidad de medir esta realidad a través de datos objetivos, y desde las Ciencias Sociales se inicia el desarrollo de los indicadores sociales, estadísticos que permiten medir datos y hechos vinculados al bienestar social de una población. Estos indicadores tuvieron su propia evolución siendo en un primer momento referencia de las condiciones objetivas, de tipo económico y social, para en un segundo momento contemplar elementos subjetivos (Arostegui, 1998).

El desarrollo y perfeccionamiento de los indicadores sociales, a mediados de los 70 y comienzos de los 80, provocará el proceso de diferenciación entre éstos y la Calidad de Vida. La expresión comienza a definirse como concepto integrador que comprende todas las áreas de la vida (carácter multidimensional) y hace referencia tanto a condiciones objetivas como a componentes subjetivos. La inclusión del término en la primera revista monográfica de EE UU, "Social Indicators Research", en 1974 y en "Sociological Abstracts" en 1979, contribuirá a su difusión teórica y metodológica, convirtiéndose la década de los 80 en la del despegue definitivo de la investigación en torno al término.

Transcurridos 30 años, aún existe una falta de consenso sobre la definición del constructo y su evaluación. Así, aunque históricamente han existido dos aproximaciones básicas: aquella que lo concibe como una entidad unitaria, y la que lo considera un constructo compuesto por una serie de dominios, todavía en 1995, Felce y Perry encontraron diversos modelos conceptuales de Calidad de Vida. A las tres conceptualizaciones que ya había propuesto Borthwick-Duffy en 1992, añadieron una cuarta. Según éstas, la Calidad de Vida ha sido definida como la calidad de las condiciones de vida de una persona (a), como la satisfacción experimentada por la persona con dichas condiciones vitales (b), como la combinación de componentes objetivos y subjetivos, es decir, Calidad de Vida definida como la calidad de las condiciones de vida de una persona junto a la satisfacción que ésta experimenta (c) y, por último, como la combinación de las condiciones de vida y la satisfacción personal ponderadas por la escala de valores, aspiraciones y expectativas personales (d). Todas las aproximaciones contemplan de una u otra forma factores como la salud, la



economía personal, el trabajo, la situación afectiva y social, la dependencia, la educación, la seguridad, el acceso físico e intelectual y las condiciones del hogar.

En los siguientes puntos se justifica la influencia de una adecuada peatonalización en algunos de los puntos comunes de las 4 aproximaciones a la Calidad de Vida como son factores económicos, ambientales y de seguridad. Estos tres puntos complementan la importancia evidente de las caídas en la calidad de vida.

3.2.1 CALIDAD DE VIDA: TIEMPO, COSTE Y OCUPACIÓN DE SUELO.

Los propietarios de los vehículos, a pesar de lo elevado de su costo real, a pesar de su ineficacia en las ciudades congestionadas o de sus negativos efectos ambientales, mantienen una preferencia casi inmutable en su automóvil. Se comprueba incluso, que aunque dispongan de un transporte público rápido, confortable y barato, muchas personas prefieren utilizar su vehículo privado (Certu, 1999).

De acuerdo con las evaluaciones de la velocidad comercial de los distintos medios de transporte, realizadas en Londres y otras ciudades (Molina y Sanz, 1980), el desplazamiento a pie presenta el mejor resultado en cuanto a velocidad hasta los 300-500 metros de distancia, siendo el único que puede considerarse estrictamente puerta a puerta; la bicicleta parece ser el más eficaz en distancias de hasta 7 o 10 Km, mientras el Metro toma el relevo de ésta a partir de esa distancia, en la que, también el automóvil privado alcanza los buenos rendimientos de la bicicleta pero sin llegar a los alcanzados por el metro. Frente al Metro o al automóvil privado, el autobús resulta siempre desfavorecido por tener que sumar a sus detenciones en las paradas, la reducida velocidad comercial de la calzada, que comparte con los automóviles (Figura 2).

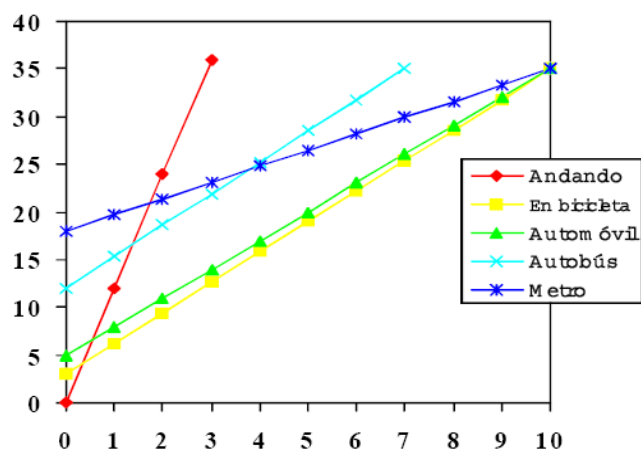
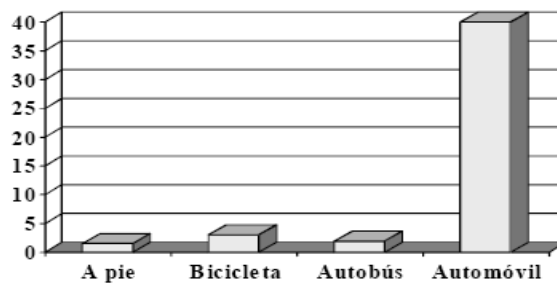
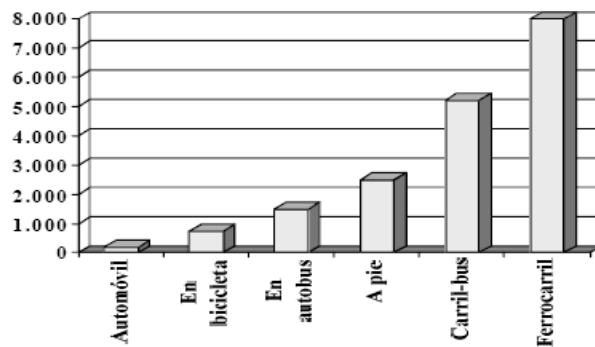


Figura 2. Velocidad urbana de los distintos medios de transporte (Molina y Sanz. 1980).

Donde el automóvil privado sí resulta claramente en última posición es en cuanto a la ocupación de espacio urbano (Figura 3).



Ocupación de suelo por medio de transporte (m²/persona; MOLINA, 1980)



Capacidad de una banda de circulación por medio de transporte (en personas/hora/metro de anchura; LACONTE, 1996)

Figura 3. Ocupación (Molina y Sanz, 1980) y capacidad de circulación (Laconte, 1996) de los distintos modos de transporte urbano considerados por los citados autores.

La conclusión más clara en cuanto al coste, el tiempo y ocupación de suelo es que la opción peatonal apoyada por medios de transporte sostenibles tales como la bicicleta, o medios públicos y eficientes como el metro, es la alternativa de movilidad urbana con mejores resultados objetivos.

3.2.2 CALIDAD DE VIDA: CONTRIBUCIÓN A LA CONTAMINACIÓN

Si se considera la similitud de los motores de los automóviles privados y de los autobuses en cuanto a su producción de contaminantes, la diferencia de consumos por persona y kilómetro entre ambos hace del automóvil privado el vehículo con mayor efecto contaminante de los actualmente en uso en las ciudades. Tanto en lo referente a emisiones de CO₂, como de óxidos de nitrógeno (Nox) o de anhídrido sulfuroso (SO₂), así como de compuestos orgánicos volátiles (COV) y de polvo, el vehículo privado es el medio de transporte que mayores emisiones provoca por kilómetro y persona transportada.

Si se analiza, por ejemplo, los efectos contaminantes de los distintos medios de transporte en una ciudad como Méjico, se observa (Figura 4) que el automóvil privado



y los taxis contribuyen mucho más a la contaminación, produciendo cerca del 80% del total, no alcanzando entre ambos el 30% de los desplazamientos (Amsler, 1996).

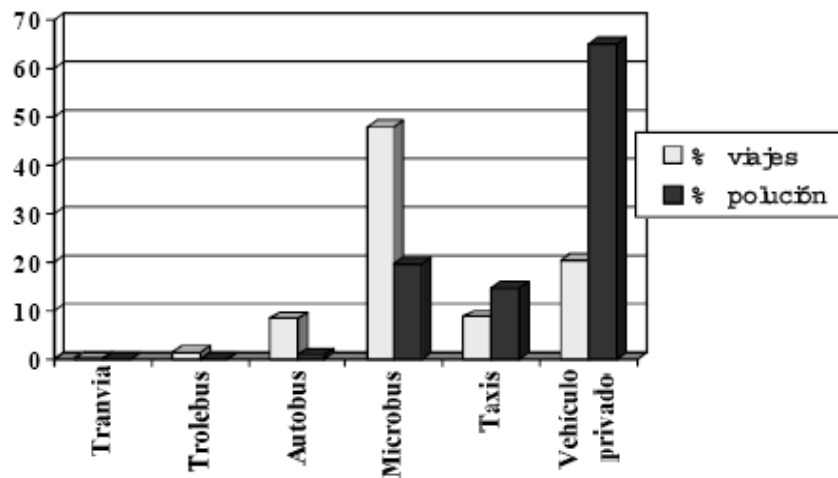


Figura 4. Reparto modal y participación en la contaminación en Ciudad de Méjico (Amsler 1996).

Por todo lo presentado en este punto parece obvio que si las condiciones atmosféricas lo permiten, la combinación de **movilidad a pie + bicicleta** es uno de los medios de desplazamiento urbano más sostenible y eficaz y por tanto la fórmula por la que habría que apostar en el desarrollo y adaptación de las ciudades del futuro (Figura 5).

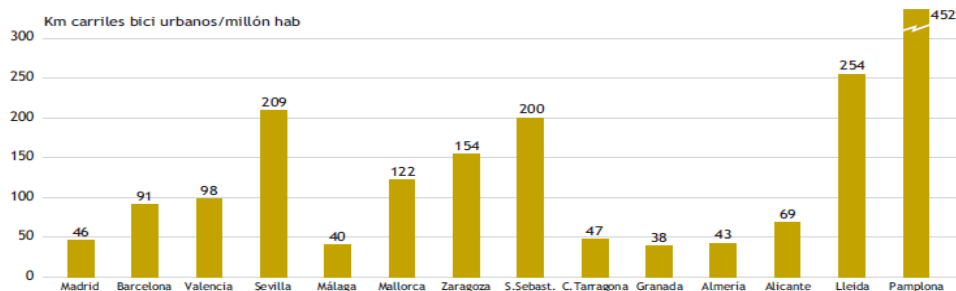
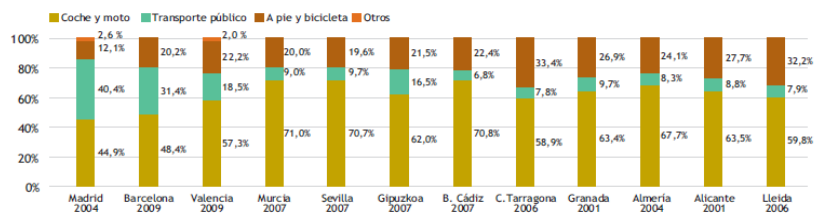


Figura 5. Densidad de vías ciclistas en ciudades españolas año 2009 (ATP).

Resulta paradójico cómo el cambio modal que se está observando en España (Figura 6) propiciado por la adaptación de la ciudad y el cambio de mentalidad ciudadana está empezando por la movilidad no relacionada con el trabajo. Por tanto, los centros de trabajo van a jugar un papel importante que no están jugando todavía en la potenciación de los modos de transporte sostenibles ya asimilados en la vida cotidiana de los urbanitas.

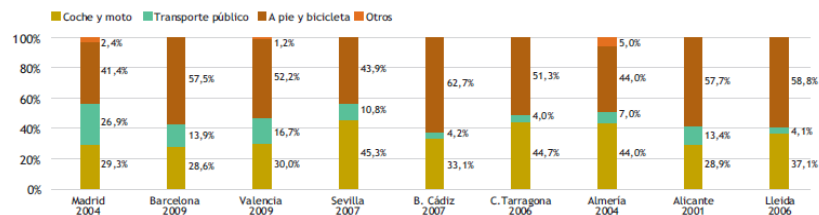


Figura 9 · Reparto modal motivo trabajo



Fuente: elaboración propia a partir de datos proporcionados por las ATP

Figura 10 · Reparto modal motivos distintos al trabajo



Fuente: elaboración propia a partir de datos proporcionados por las ATP

Figura 6. Reparto modal por motivo del trabajo y por motivos distintos del trabajo en capitales españolas con datos disponibles (ATP).

3.2.3 CALIDAD DE VIDA: SEGURIDAD VIAL

Además de la influencia de una caída en la reducción permanente o transitoria en calidad de vida, existe otro problema de primer orden en la movilidad peatonal: la seguridad vial. La relación entre los pavimentos urbanos y los atropellos es más directa de lo que pueda parecer. Las señales viales que alertan al peatón tanto visual, acústica como táctilmente de los riesgos de atropello se apoyan en el pavimento urbano total o parcialmente. Muchas de estas señales modifican la fricción y la percepción del entorno (pasos de cebra, vados peatonales, carriles bici, anclajes, publicidad, etc), alterando las condiciones de deambulación y por tanto afectando directa e indirectamente a la movilidad segura tanto del peatón como del vehículo. Debe de existir por tanto un compromiso entre la eficacia de prevenir atropellos y la seguridad en la deambulación.

En marzo de 2010, la resolución de la Asamblea General de las Naciones Unidas proclamó el período 2011–2020 como el Decenio de Acción para la Seguridad Vial (A/64/255) con el objetivo de estabilizar y, posteriormente, reducir las cifras previstas de víctimas mortales en accidentes de tránsito en todo el mundo, aumentando las actividades en los planos nacional, regional y mundial. Como respuesta la DGT a través del Ministerio del Interior ha desarrollado la Estrategia de Seguridad Vial para el periodo 2011-2020. En el documento se pueden vislumbrar las futuras líneas de investigación que se definirán más adelante en el apartado de Trabajos Futuros de la presente tesis y que apuntan dos de sus principales prioridades:



- **La protección a los usuarios vulnerables.** La fragilidad de ciertos colectivos (niños, mayores, peatones y ciclistas) hace que sea necesario tomar medidas que garanticen su especial protección y poder así ejercer su derecho a la movilidad. Proporcionar entornos y trayectos escolares seguros, mejorar la utilización de los sistemas de retención infantil; mejorar las capacidades de los conductores jóvenes, realizar intervenciones activas en el entorno del ocio nocturno; mejorar el seguimiento de las capacidades de los mayores para la conducción y deambulación son algunos de los objetivos planteados.
- **Movilidad segura en la zona urbana.** La cada vez mayor presencia de bicicletas, peatones, motoristas y vehículos en las ciudades hace que sea necesario adaptar la norma a las nuevas necesidades del ámbito urbano, mejorando la seguridad en los desplazamientos y proporcionando una movilidad segura y sostenible.

En España las cifras de la DGT apuntan a que los colectivos de mayores de 64 años y los niños son los más vulnerables frente a los accidentes viales dentro de una ciudad (Figura 7).

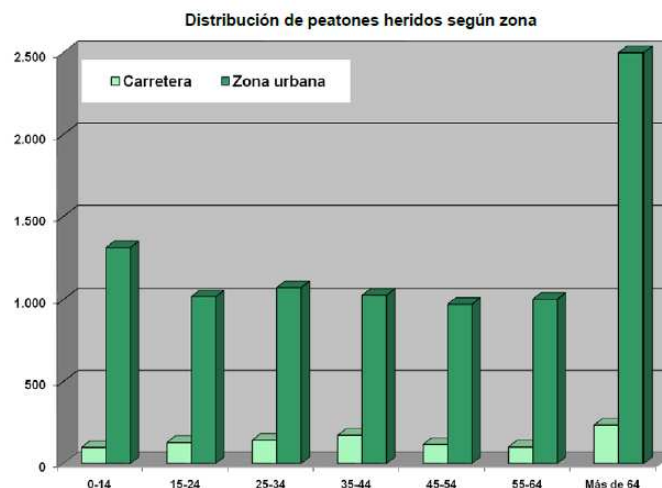


Figura 7. Cifras DGT 2009 por edades y zona donde ocurrió el accidente (no se incluyen las muertes): la población mayor y la población infantil los más vulnerables.

Por el tipo de vehículo implicado y la gravedad del accidente en zona urbana durante 2009 en España (Tabla 1), los ciclistas han aumentado especialmente los accidentes graves y leves aunque registran menos fallecimientos, y los peatones precisan nuevas acciones que vuelvan a reducir claramente las cifras en los 3 niveles de gravedad. (Fuente DGT).



Tabla 1 .Tipo de vehículo implicado y gravedad del accidente en zona urbana durante 2009 en España. Fuente DGT.

	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008	2009
Turismo										
Fallecido	271	245	243	239	226	148	154	126	123	101
Grave	2.173	2.013	2.004	1.863	1.577	1.320	1.219	1.081	913	891
Leve	26.229	26.038	28.761	28.664	26.153	23.754	23.716	22.992	21.298	23.588
Motocicletas										
Fallecido	103	107	108	101	96	114	113	161	136	113
Grave	930	784	852	795	917	1.085	1.258	1.385	1.314	1.416
Leve	6.854	6.931	6.413	6.322	6.421	7.688	9.433	11.032	11.108	11.545
Ciclomotores										
Fallecido	198	194	172	171	175	139	133	107	78	68
Grave	3.186	2.722	2.490	2.167	2.131	2.047	1.702	1.430	1.150	859
Leve	20.464	18.543	16.980	16.035	15.061	13.801	14.067	13.267	11.123	8.991
Bicicleta										
Fallecido	23	22	18	15	21	23	20	22	11	13
Grave	181	196	193	202	200	214	189	197	205	221
Leve	1.007	1.077	1.077	1.150	1.281	1.244	1.251	1.376	1.676	1.947
Peatones										
Fallecido	447	377	343	363	343	332	296	304	266	269
Grave	2.485	2.156	2.141	2.039	2.136	2.051	1.919	1.783	1.634	1.585
Leve	11.471	8.561	8.572	8.340	8.039	7.690	7.999	7.819	7.922	7.786

A partir de aquí las cuestiones que habría que resolver en primer lugar son las cuestiones básicas de seguridad. **Este trabajo se justifica al** proponer una serie de aportaciones inéditas relacionadas con el ámbito de la movilidad peatonal, la problemática de las caídas y la adecuación de los entornos a las personas dejando abierta la necesidad de mejorar e investigar la seguridad de otros modos de transporte alternativos. El trabajo propuesto **se considera determinante actualmente** dada la apuesta estratégica de las instituciones públicas por promover la peatonalización y el uso de medios de transporte sostenibles en los espacios urbanos.



4. ESTADO DEL ARTE

4.1 MARCO DE REFERENCIA

Las propiedades del suelo juegan un papel importante a la hora de evitar un resbalón o caída ya que, dependiendo de sus características y acabados, un suelo es capaz de mantener e incluso disminuir la velocidad de deslizamiento en el momento en el que se produce un resbalón o, por el contrario, acelerar este mecanismo aumentando el desequilibrio y por lo tanto la probabilidad de caer (Grönqvist et al., 1993). También es muy importante que el pavimento se comporte del mismo modo en todo tipo de situaciones, independientemente, por ejemplo, del peso de una persona o de las condiciones de uso (p.e. distintas velocidades de marcha). Así mismo, es deseable la homogeneidad en las propiedades cuando se producen cambios de pavimento de un uso a otro (acera o carril bici por ejemplo), de forma que el comportamiento al deslizamiento, el brillo, el relieve si lo hubiera, etc., sean similares, ya que las personas tienen una capacidad de reacción condicionada muchas veces por la edad, la vista, alguna discapacidad o incluso por falta de atención, de manera que un cambio brusco en el suelo puede vencer esta capacidad y provocar caídas y tropiezos.

Existe un decremento en el rango de movilidad de los miembros inferiores con la edad, que conlleva a disminuir la longitud de paso y la velocidad. La cadencia muestra asimismo tendencia a descender y aumenta la anchura de apoyo, lo que en principio disminuye los riesgos de caída y que en muchos casos se interpreta como una adaptación de la marcha a las capacidades físicas de las personas (Maki, 1997). Dentro de los rangos de movilidad es conveniente hacer una mención a los cambios en la estabilidad postural debidos a la edad, ya que dichos cambios contribuyen en las personas mayores al riesgo de caídas. Las personas mayores y con movilidad reducida suelen presentar un balanceo al caminar que hace que aumente el riesgo de pérdida de equilibrio, que junto con su dificultad para restablecerlo, puede provocar una caída (Brach et al., 2007).

Los resultados (Hanson et al., 1999) indican que los cambios sensoriales afectan en mayor medida a la gente mayor en cuestiones como el cálculo subjetivo de percepción de suelos deslizantes, y con ello la capacidad de anticipación para adaptar su forma de caminar a las condiciones ambientales, resaltando la necesidad e importancia de estudios perceptivos al abordar este tema.

En la siguiente Figura 8 se muestra el ciclo normal durante la marcha:

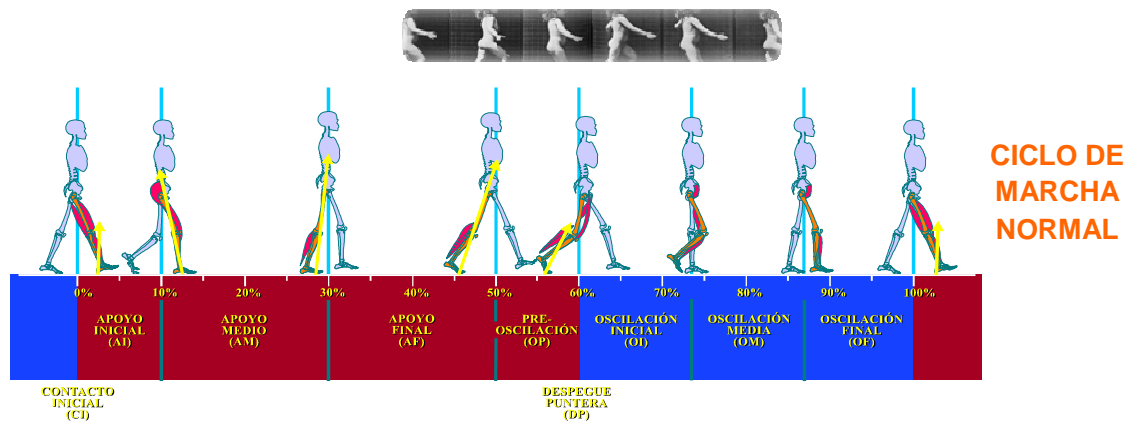


Figura 8. Ciclo de marcha normal durante la marcha (Fuente: Biomecánica de la Marcha Humana Norma y Patológica. Sánchez et al., 1999).

Como se ha comentado, la marcha cambia con la edad (aumenta la velocidad horizontal de contacto del talón, el paso es más corto y se ralentiza el movimiento general al caminar). Esta menor velocidad al caminar y el paso corto observado en la gente mayor deberían bajar el coeficiente de fricción requerido (calculado como la división entre la fuerza horizontal de reacción del suelo y la fuerza vertical) y por lo tanto reducir la probabilidad de resbalar y caer. Sin embargo, estudios realizados al respecto demuestran que no ocurre así (el coeficiente de fricción requerido es muy similar al de los jóvenes (Lockhart et al., 2003)), ya que hay que tener en cuenta otros factores significativos como la velocidad de contacto del talón y la aceleración de transición del centro de masas del cuerpo, sobre todo en la etapa más peligrosa de la marcha que es la que ocurre durante el corto periodo en el que el talón hace contacto con el apoyo.

Winter et al. (1990) y Lockhart (1997) demostraron que la velocidad horizontal del talón durante la fase de aterrizaje era significativamente mayor en la gente mayor que en los jóvenes, aunque la velocidad de la marcha de la gente mayor fuera menor que la de los jóvenes. Al caminar, la velocidad horizontal del talón aumenta gradualmente después del despegue del pie, alcanzando la velocidad máxima mientras el talón está en el aire para caer rápidamente, hasta alcanzar prácticamente una velocidad nula justo antes de tomar contacto el talón con el suelo. Esta mayor velocidad observada en los mayores puede deberse a un menor control muscular de la pierna en el momento de la preparación del contacto del talón.

Por otra parte se puede demostrar (Lockhart et al., 2003), que la fuerza horizontal correspondiente al caminar aumenta proporcionalmente con la velocidad horizontal del talón. Así, en suelos deslizantes, la velocidad de contacto del talón puede predecir mejor los resbalones o caídas en la gente mayor que el cálculo del coeficiente de fricción requerido. Estos datos ponen de relieve que para la gente mayor, aunque se adecue el nivel de seguridad de un pavimento en función de la relación existente entre el coeficiente de fricción necesaria y la fricción disponible (Fricción dinámica), solo es posible actuar en la seguridad pasiva del pavimento, quedando todavía una línea de mejora en torno a la reducción de la velocidad de impacto de talón más relacionada con un nivel de seguridad activa y, por lo tanto, más próxima a las prácticas de rehabilitación, el aprendizaje y la percepción.



Según Lockhart et al. (2003), la velocidad del centro de masas del cuerpo durante la marcha es un buen factor para predecir las condiciones de equilibrio del sujeto, siendo ésta, en el momento de contacto del talón, menor en la gente mayor que en los jóvenes. La aceleración en la transición del centro de masas durante el corto periodo de apoyo del pie, que se encuentra entre el aterrizaje y el despegue, también es menor en los sujetos mayores. Esto lleva a que esa mayor lentitud en la transición de la aceleración del centro de masas en la gente mayor pueda influir en el inicio del resbalón, al alterar las fuerzas de reacción del suelo, y podría repercutir en la probabilidad de producir resbalones y caídas. Una menor velocidad de transición del peso del cuerpo (componente vertical) en el momento del impacto de talón observada en las personas mayores, beneficia un incremento de la relación entre las fuerzas horizontales y verticales ejercidas por el pie en ese instante, ya que es más probable que se produzcan picos más importantes en la fuerza horizontal cuando todavía no se ha compensado lo suficiente con la fuerza vertical. Este fenómeno podría explicar por qué las personas mayores, aun reduciendo la longitud de paso y disminuyendo la velocidad de marcha, no consiguen reducir su coeficiente de fricción necesario.

Otro dato significativo es el inicio del resbalón. Según Lockhart et al. (2003), durante la marcha habitual y justo tras el instante de apoyo del talón suelen ocurrir pequeños microresbalones entre la superficie del calzado y el pavimento (máximo 10mm.), siendo la distancia de deslizamiento mayor en la gente adulta que en la gente joven, lo que puede favorecer la aparición de deslizamientos mayores que degeneren en caídas.

En muchos de los casos, las caídas ocurren por la incapacidad del individuo de adaptarse a las condiciones ambientales (extrínsecas) muchas veces acentuada por deficiencias de movilidad de la persona. Las principales alteraciones de las personas con deambulación reducida y que se convierten en factores de riesgo se originan en patologías y en cambios en aspectos antropométricos, limitaciones funcionales y dolor en las articulaciones, problemas de movimiento de los ojos y deficiencias visuales, así como disminución en el control de la estabilidad. La trayectoria de los dedos se modifica, en el sentido de aumentar la separación con el suelo, para ganar en seguridad a la hora de salvar irregularidades y obstáculos. Las condiciones médicas implican problemas de movilidad, provocados por deficiencias en la visión, el paso y el equilibrio. La buena calidad de la visión es imprescindible para evitar caídas. Myung et al. (1993) realizaron un estudio de percepción de suelos deslizantes. En él se quería comprobar si se obtenían los mismos resultados utilizando un ensayo de marcha (mediante pie artificial) y estudiando la percepción humana. Se apreció que se obtenían resultados muy similares comparando el coeficiente de rozamiento estático calculado con el ensayo y lo que percibieron los sujetos. Por todo esto, la visibilidad o el modo de ver y percibir el entorno que nos rodea influye también en la posibilidad de sufrir caídas. Tal como se ha comentado anteriormente, los estudios confirmaron que hay diferencias en la percepción y visibilidad de los suelos entre la gente mayor y la gente joven. Esto resalta la importancia de estudiar la percepción de los suelos en las personas mayores. Cho et al. (2000) investigaron cómo se perciben las texturas de los materiales, viendo que influían en gran medida factores como la intensidad de luz y la posición (distancia, altura, etc.) a la que se perciben. De este modo, se llegó a que una buena iluminación hacía que se pudiesen distinguir mejor los diferentes suelos, resaltando la importancia de los problemas de visión en su uso.



En las tablas 2 y 3 se presentan las principales causas de caída en diferentes ambientes de interior y en relación con patologías intrínsecas (Tideiksaar, 1993).

Tabla 2. Lugares y actividades de caídas por resbalones y tropiezos. Tideiksaar, 1993 .Centro Médico "Monte Sinaí" de Nueva York.

Lugar	%	Actividad
Lavabo	44	Tropiezo en el umbral de la puerta
		Resbalón en suelo mojado
		Resbalón en la bañera o ducha
Cocina	31	Resbalón en suelo mojado o encerado
		Resbalón en alfombra resbaladiza
		Tropiezo con taburetes
Escaleras	18	Descendiendo, resbalón en escalones sueltos, deteriorados y manchados
		Ascendiendo, tropiezo en salientes
Habitación	5	Tropiezo con bordes de alfombra
		Tropiezo con objetos
Salón	2	Tropiezo con bordes de alfombra

Tabla 3. Condiciones médicas que contribuyen a las caídas. Tideiksaar, 1993.

Condición médica	%
Cataratas	64
Parkinson	56
Neuropatía periférica	40
Enfermedad de articulaciones degenerativa (rodilla)	36
Hemiplegia	32
Modo de andar atáxico	28
Deformaciones en los pies (juanetes, callos)	24
Desorden vestibular	20
Anemia perniciosa	20
Espondilosis cervical	8

Por otra parte, el nivel de seguridad de un pavimento está relacionado con la capacidad que tiene para evitar deslizamientos y las propiedades de amortiguación que minimizan el impacto en caso de producirse una caída. Del mismo modo, como se comentaba anteriormente, también se encuentra la valoración subjetiva en la percepción de un suelo como deslizante o no. Aparecen además otros aspectos como la iluminación del entorno, la rugosidad del suelo, el deslumbramiento que pueda producir, un nivel aceptable de dureza del mismo (los suelos relativamente blandos causan menos sensación de cansancio) y la permeabilidad del suelo (pues influye en la resistencia al deslizamiento en presencia de contaminantes). Según resultados



sobre estudios (Redfern and Chaffin,1995; Whittle et al., 1994; Kilbom and Messing, 1998) en sujetos que permanecen de pie durante cierto tiempo, los suelos con mayor elasticidad y mayor absorción de energía son los suelos confortables y que producen menor fatiga y causan menos trastornos. Sin embargo, parece existir un mínimo a partir del cual suelos excesivamente blandos aumentaban la fatiga. Además, según Chiu y Robinovitch (1998), una adecuada rigidez del suelo puede disminuir las lesiones producidas en muñecas por caídas (Figura 9). En dicho artículo se establecen unos límites de compresión estática señalando que una rigidez por debajo de 40KN/m reduce sustancialmente la posibilidad de roturas óseas para personas mayores, y que sirven para modelizar el comportamiento de estas personas cuando sufren caídas (e.g.:un polietileno de densidad 35.2 kg/m³ y 7.6 cm de espesor alcanza 53 KN/m).

A pesar de la gravedad de este problema y de los muchos estudios que se han realizado, no se puede decir que existan criterios que establezcan el nivel de seguridad exigible a un pavimento y que definan procedimientos de ensayo para su valoración. La legislación española (UNE 41500 IN-2001) hace constar la importancia de eliminar las barreras arquitectónicas y la mejora de la accesibilidad en las personas con movilidad reducida, pero no existen ensayos in situ de pavimentos seguros y confortables en edificios y entornos urbanos que incluyan las necesidades de los perfiles de movilidad reducida. En cuanto a normativa, Australia es el país con mayores estudios y normas sobre edificios y suelos seguros y confortables. España posee normas sobre accesibilidad en edificios e incluye el ensayo conocido como Péndulo de fricción (UNE-ENV 12633:2003) para establecer el nivel de seguridad, pero este ensayo, heredado de las pruebas de fricción en carreteras, no aporta la seguridad necesaria y mucho menos su relación con la problemática de las personas con movilidad reducida. Es más, incluso en muchos casos en los que en teoría se resuelven los problemas de deslizamiento del suelo (peldaños de escalera con aumento de fricción en la arista exterior, uso de relieves señalizadores para invidentes que por contra aumentan la probabilidad de caer por resbalón y tropezón, uso de alfombrillas en baños etc...), se siguen reflejando altas estadísticas de caídas entre personas mayores y personas con movilidad reducida.

Ente otros aspectos que influyen en la predisposición a sufrir deslizamientos y/o caídas, Plaza y Cassinello (1994) realizaron estudios sobre los conceptos arquitectónicos básicos de la asistencia geriátrica institucionalizada en los que realizaban la importancia de la adecuación ambiental y constructiva para la mejora de la marcha en personas con problemas o con movilidad reducida, como colocar rodapiés de dimensiones adecuadas rematando los pavimentos que sean y parezcan antideslizantes, proyectar espacios definidos e identificables para compensar la desorientación espacial, realizar una diferenciación de formas y materiales para favorecer la identificación ambiental, etc. Una adecuación ambiental y constructiva se refleja también en la utilización de pavimentos táctiles para personas con problemas de visión. Se han realizado estudios sobre la capacidad de percepción táctil de las personas en los que se extraen que éstas perciben mejor la diferencia entre suave/rugoso y duro/blando que no la de deslizante/antideslizante (Myung et al., 1993).

En el caso de personas mayores y discapacitados habría que tener también en cuenta el contacto entre el suelo y los elementos de ayuda técnica usados para desplazarse,



ya que podría ocurrir que dicho elemento de ayuda resbalase cuando se está usando como apoyo (prótesis, muletas, bastones, ruedas, etc.).

Parece claro por tanto, que las diferentes alteraciones que se relacionan con un mayor riesgo de caídas se acentúan con la edad o con problemas de deambulación y son deficiencias muy importantes que afectan a la visión, paso y equilibrio y la capacidad de reacción tras un tropiezo o resbalón, y por eso las personas mayores incrementan la probabilidad de sufrir caídas agravadas por la facilidad de sufrir lesiones graves como consecuencia de éstas. Por género, las mujeres sufren lesiones más graves (la osteoporosis por ejemplo, provoca un debilitamiento de la estructura ósea incrementando el riesgo de sufrir fracturas).

Los tropiezos y resbalones son la causa de las caídas y por lo tanto es prioritario entender su relación con las propiedades de los suelos para reducirlas eficazmente sin causar demasiados perjuicios en el resto de sus propiedades positivas, de aquí la dificultad de obtener suelos antideslizantes adecuados. Respecto a discapacidades no atribuibles a la edad existe un desconocimiento casi absoluto sobre sus necesidades a nivel de fricción y marcha confortable y, ni mucho menos se conoce qué discapacidad incide en mayor riesgo de caídas por resbalones y tropiezos.

La visibilidad o el modo de ver y percibir el entorno que nos rodea influyen también en la posibilidad de sufrir caídas. Como se ha detallado en la revisión anterior las personas son capaces de modificar las fuerzas ejercidas sobre el suelo para adecuar la seguridad de su marcha a la superficie sobre la que caminan, de esta forma es posible disminuir el riesgo de caídas si la persona es capaz de anticipar con éxito el nivel de fricción disponible. Es importante definir cuáles son las claves de la percepción de seguridad y de inseguridad, en especial para los colectivos más vulnerables, precisando texturas, colores y demás factores de influencia.

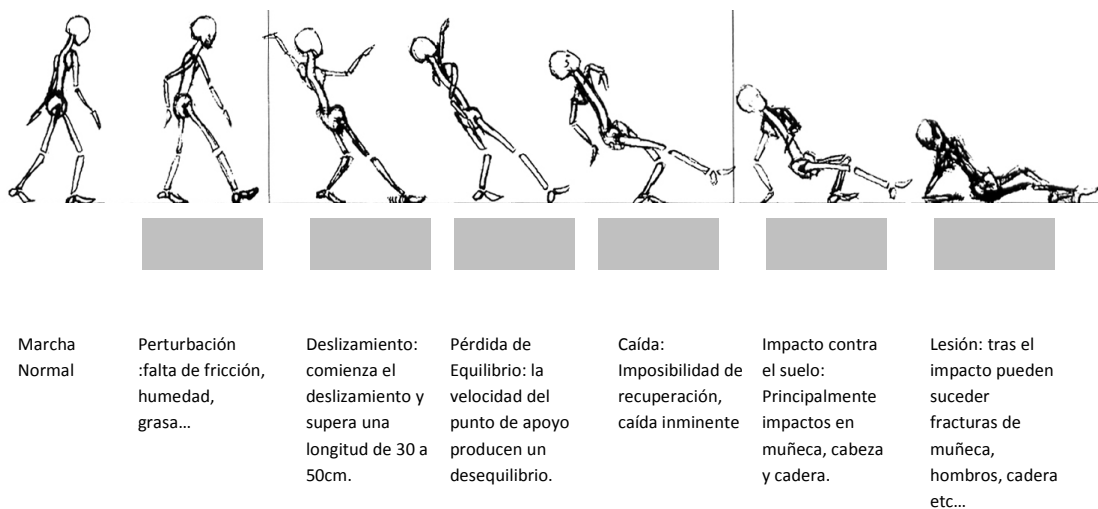


Figura 9. Cadena de acontecimientos que suceden en la mayoría de caídas por resbalón en al mismo nivel, Chiu y Robinovitch (1998).



Por último, los estudios presentados en el estado del arte parecen abordar las caídas únicamente desde la definición del mínimo coeficiente de fricción que evitaría un deslizamiento y la definición de la altura máxima de relieve para evitar un tropiezo, obviando la posibilidad de que pueda existir un coeficiente óptimo más allá del cual puedan producirse atrancamientos, fatiga y disconfort detectándose una necesidad en este sentido.

4.2 MÉTODOS Y TÉCNICAS

Para el estudio de la fricción se ha contado con la biomecánica tradicional para profundizar en las cuestiones o incertidumbres que surgen del análisis del contexto, centrando el problema en la propiedad de fricción de la superficie peatonal y su interacción con las personas. Por otro lado para el estudio de percepción se han empleado técnicas utilizadas en ingeniería emocional a través de las cuales se llega a la cuantificación de percepción humana y la determinación de la influencia de distintos elementos de diseño de un pavimento en la misma.

4.2.1 MÉTODOS Y TÉCNICAS DE LOS ENSAYOS DE FRICCIÓN

El deslizamiento puede definirse como una disminución intensa del coeficiente de fricción estática entre el cuerpo en movimiento y la superficie de apoyo, que se produce de una forma rápida. El método para la determinación de las propiedades antideslizantes de un pavimento debe considerar las siguientes variables (Grönqvist et al., 2003):

- Tiempo de contacto con la superficie, que está relacionado con el tipo de superficie y su capacidad de evacuación de sustancias contaminantes.
- Ángulo del pie, que influye en la determinación de la parte más crítica del zapato (el talón).
- Punto de aplicación de la fuerza de contacto sobre el zapato.
- Fuerza vertical, que determina la presión correcta en la zona de contacto.
- Velocidad de deslizamiento, que determinará la dinámica correcta de las fuerzas de fricción.

Los factores y condiciones de mayor riesgo en los que se producen los accidentes incluyen:

- Zonas de riesgo: escaleras, cambios de nivel, cocinas, baños, etc.
- Gestos más peligrosos: giros, bajadas y subidas, velocidades rápidas, etc.
- Otros factores, como el tipo de calzado.



Según Grönquist y Roine (1993), los contaminantes que suelen existir en los suelos cuando se produce un accidente en los países nórdicos son nieve o hielo (40%), agua (15%), sustancias sólidas (10%), y aceite (9%). En el 23% de los casos no existe ningún contaminante en el suelo. Según la existencia de contaminante o no en la superficie y su tipo, el coeficiente de fricción será mayor o menor, variando así el riesgo de que se produzca un resbalón. La calidad del contaminante dependerá de:

- Área de las superficies en contacto,
- Rugosidad de las superficies,
- Velocidad de movimiento entre superficies,
- Tiempo de contacto entre las superficies,
- Fuerzas verticales, y
- Viscosidad del fluido.

Es por eso que un pavimento debe proporcionar un coeficiente de fricción (CoF) adecuado al tipo de contaminante esperado de manera que si se produce un resbalón y hay un aumento brusco de la velocidad de deslizamiento, el suelo tenga un CoF que al menos no disminuya y empeore las condiciones de reacción del sujeto para evitar la caída. Es también primordial que esta propiedad no varíe excesivamente por el tipo de calzado, la naturaleza de la persona o el tipo de contaminante.

De los estudios realizados se desprende que un resbalón es más probable que ocurra cuando se apoya el talón en el suelo, produciéndose un deslizamiento hacia adelante. Cuando este deslizamiento alcanza unos 10-15 cm se produce una pérdida del equilibrio, ocasionado en la mayoría de los casos una caída (Perkins and Wilson, 1983).

FRICCIÓN DISPONIBLE (CFD) Y FRICCIÓN NECESARIA (CFN).

Como se ha comentado en puntos anteriores, la aproximación más consensuada para estimar el riesgo de sufrir una caída se basa en la relación entre la fricción disponible (CFD) y la fricción demandada por la persona (CFN).

Fricción disponible (CFD)

La causa principal de los accidentes producidos por resbalones en planos horizontales es la inadecuada resistencia al deslizamiento entre la superficie y el calzado. Esta resistencia, como ya se ha comentado con anterioridad, se cuantifica mediante el coeficiente de fricción (CFD) entre las superficies en contacto. Cuanto mayor sea el CFD mayores serán las fuerzas de rozamiento (Froz) que se oponen al deslizamiento. Un suelo con un adecuado CFD en cualquier condición evita que la persona tenga que llevar una marcha poco confortable y a su vez el riesgo de caídas.

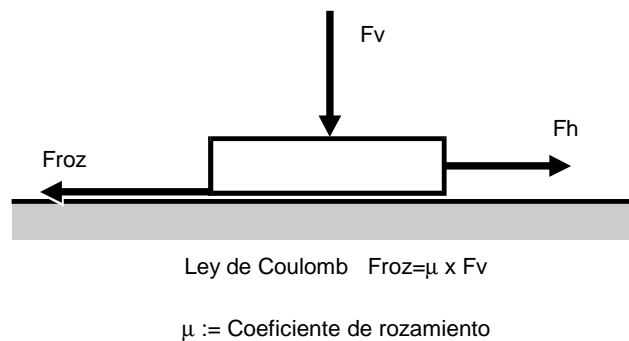


Figura 10. Ley de Coulomb

Como es sabido el rozamiento es un fenómeno complejo y se estudia según la ley de Coulomb (Figura 10). Sin embargo, la ley de Coulomb es un modelo teórico que no se puede aplicar al estudio de la fricción entre el suelo y el calzado, ya que no tiene en cuenta otros factores como la velocidad, las características de las superficies, el tiempo de contacto, etc. (Durá et al., 2003).

Existe un número importante de instrumentos de medida para evaluar las propiedades de fricción (CF) de un pavimento y de un calzado (Chang et al. 2001). También existen autores que han trabajado el concepto de rugosidad superficial como medida indirecta de la fricción (Grönqvist et al., 1990; Manning and Jones, 2001; Chang et al., 2001), sin embargo sus conclusiones apuntan a que la rugosidad es una aproximación menos precisa que la medida directa de la fricción, aunque ayude a diseñar soluciones antideslizantes.

Lo habitual es encontrar equipos que miden el CF a partir de: la fricción estática, el transitorio entre la situación estática y dinámica, y directamente la resistencia dinámica al deslizamiento, siendo las tres tipologías formas distintas de definir la seguridad frente a un resbalón. Debido a varios factores como el tipo de equipo de medida, las condiciones de preparación de las probetas, el procedimiento de medida y la experiencia previa, lo usual es realizar medidas repetidas y establecer una media. Sin embargo Barnett (2002) demostró que la media de la fricción disponible (CF) como criterio de seguridad, no tiene en cuenta la naturaleza holística del fenómeno del deslizamiento que necesita una mayor correlación con la medida más baja de todas las repeticiones adquiridas en diferentes condiciones.

En definitiva, no existen referencias en el estado del arte que apoyen el uso de ninguno de estos equipos (Figura 11) para establecer las necesidades de fricción de personas con movilidad reducida y cuáles serían las condiciones más adecuadas para establecer un CF crítico.

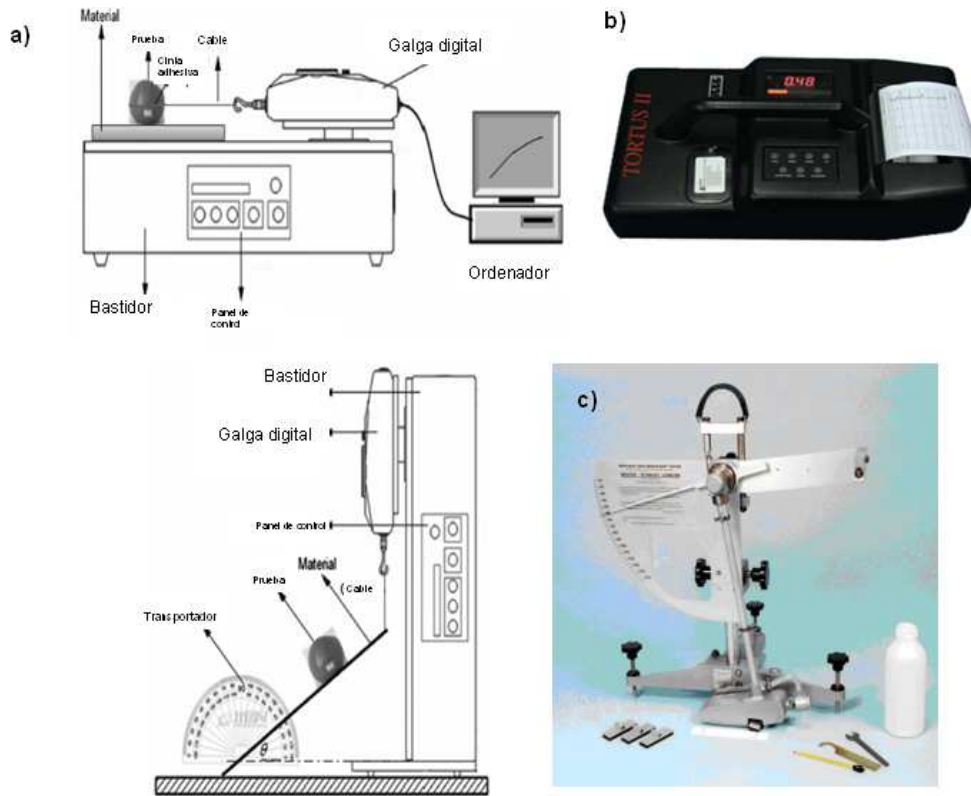


Figura 11. a) Equipo de medida de fricción estática (Fuente Z. Li et al. (2011)), b) Equipo de Fricción dinámica (TORUS) y c) Equipo de transitorios (Péndulo TRRL). Fuente IBV.

Fricción Necesaria (CFN)

Por otro lado, el CFN representa el mínimo de fricción necesaria en un suelo seco para que no se produzca un resbalón, y se obtiene dividiendo la Fuerza Horizontal (fuerza tangencial entre el pie y el suelo) por la Fuerza Vertical. Es decir, se obtiene a partir de las fuerzas generadas por el pie cuando no ocurren resbalones. El CFN depende de cada persona y del tipo de marcha, y cada individuo es capaz de variarlo adaptándose a las características de fricción de cada suelo. Por ejemplo, cuando se camina sobre una superficie deslizante se tiende a acortar la longitud de la zancada, con lo que disminuye el CFN que se necesita para caminar. En cambio, si se producen variaciones bruscas en la fricción del suelo se pueden producir caídas debido a la imposibilidad de reaccionar con la suficiente rapidez para cambiar el CFN. Este



problema es mayor en personas con dificultad para caminar, ya que pueden presentar menores posibilidades de adaptación y necesitar mayores tiempos de reacción. Sin embargo existe muy poca información del CFN que necesitan los discapacitados, ya que la mayoría de los estudios que aparecen en la bibliografía están basados en los accidentes que se producen en el ámbito laboral (eg. Chang et al., 2008).

Los estudios existentes revelan que la fuerza vertical aplicada y el tiempo de contacto entre el pie y el suelo son los parámetros más importantes de los que depende el que se produzca un resbalón o no (Lockhart et al., 2003) De ahí la importancia de reproducirlos correctamente en los ensayos.

Si se aumenta la fuerza de apoyo del pie (F_v) disminuye el CFN, es decir, disminuye la probabilidad de que se produzca un resbalón (F_h/F_v). Asimismo si se disminuye el tiempo de contacto antes de que se produzca el deslizamiento entre el pie y el suelo, la resistencia de éste es menor (Irving, 1986).

Los valores de la fuerza vertical (F_v) y de la fuerza horizontal (F_h) son imprescindibles para entender la naturaleza y los mecanismos de respuesta ante deslizamientos o caídas. En los ensayos, estos valores quedan registrados mediante una plataforma de fuerzas colocada en la superficie. Estas plataformas se han usado de manera satisfactoria durante los últimos años en los ensayos de fricción y de fuerzas de reacción del suelo, así como en ensayos de materiales e impactos y estudios de interacción entre calzado y superficie.

Para que los ensayos realizados con plataformas de fuerzas den resultados que se ajusten y simulen perfectamente la realidad, se deben realizar con distintos sujetos, añadiendo una muestra de la superficie a la plataforma (Figura 12).

Cuando el deslizamiento se ha producido aparece un nuevo concepto que afecta al coeficiente de fricción que es la velocidad de deslizamiento. Este factor modifica de tal manera el valor de μ (Figura 10) que se hace necesario tratar por separado el Coeficiente de Fricción Estático (el que origina el deslizamiento) del llamado Coeficiente de Fricción Dinámico. El coeficiente de fricción dinámico a su vez (CFD), varía con la velocidad a la que se produce el deslizamiento. Resultados obtenidos en laboratorios indican que la mayoría de los resbalones ocurren cuando la velocidad horizontal de pisada del pie sobre la superficie (fase de aterrizaje) está comprendida entre 0.2-0.5 m/s. De aquí la importancia de considerar el coeficiente de fricción dinámico (CFD), que es en definitiva el coeficiente de fricción a distintas velocidades de deslizamiento, dependiendo de las distintas combinaciones de suelos y contaminantes que se puedan dar. Se considera que un CFD de 0.3 para una velocidad de deslizamiento entre 0.5 y 1 m/s garantiza la seguridad en la marcha (Perkins and Wilson, 1983).



Figura 12. Colección de imágenes que representan la recreación en laboratorio de la deambulación en los espacios públicos. En la imagen de laboratorio se aprecia como la plataforma de fuerzas queda integrada en la instalación y por tanto no influye en el patrón de marcha natural de los sujetos de ensayo. Fuente IBV.

La diferencia entre ambos valores de coeficiente de fricción lo podemos llamar Coeficiente de Fricción de Seguridad y se expresa como $CFS = CFD - CFN$ (Figura 13), siendo CFN el máximo CF medido por las plataformas de fuerza en los ensayos en seco. Si $CFS < 0$, la fricción disponible es menor que la requerida, es decir, que la que sería necesaria, por lo que se podría prever que ocurra un resbalón. $CFS < -0.2$ todos los ensayos resultan en una caída. Por el contrario, si el valor de $CFS > 0$ no se espera que ocurra ningún resbalón. Cuando el valor de $CFS > 0.4$ no ocurren ni resbalones ni caídas. Por tanto cuando $-0.2 < CFS < 0.4$ pueden ocurrir resbalones y caídas (Hanson, 1999).

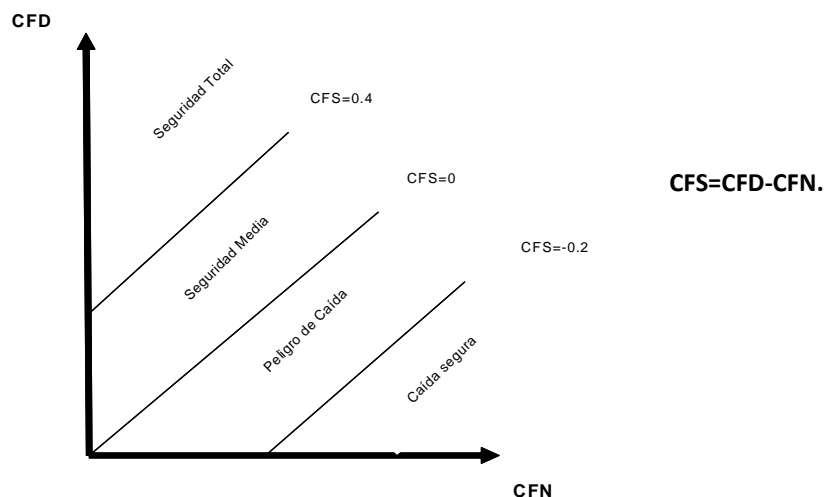


Figura 13. Gráfico de distribución de riesgos según el CFS característico del suelo (Cada suelo y condición ambiental es capaz de variar CFN y CFD que precisa cada persona). Fuente propia.



James (1983) afirma que el coeficiente de fricción dinámico es el coeficiente que más aproxima las exigencias del usuario a las características de estabilidad del suelo. Un suelo se considera seguro si incrementa el coeficiente de fricción con la velocidad. Se demuestra cómo influye la longitud del paso en el coeficiente de fricción necesario de manera que a mayor longitud de paso se necesita mayor fricción, de ahí que en suelos resbaladizos se acorte la longitud del paso intuitivamente.

Según Harris and Shaw (1988) las superficies que presentan coeficientes de fricción inferiores al 0,2 se consideran inseguras, al igual que aquellas que presentan un coeficiente de fricción entre 0,2 y 0,4 se pueden considerar por debajo de niveles de seguridad aceptables. Por otra parte, los pavimentos que presentan valores del coeficiente de fricción entre 0,4 y 0,75 y los que presentan valores por encima de 0,75, se puede considerar satisfactorios para el uso normal y apropiados para locales donde se requiere un cuidado especial.

Un suelo que presente un alto CFD suele registrar un alto CFN, de esta forma el individuo puede mantener una marcha más segura y confortable.

Como ya se ha mencionado, las personas con discapacidad para andar presentan un mayor riesgo de caídas, por lo que requieren una mayor resistencia al deslizamiento, como así lo han reflejado diversos ensayos (e.g. Buczek et al., 1990).

Para demostrarlo, dichos ensayos se han efectuado comparando el CFN a distintas velocidades con personas con y sin discapacidad para andar, encontrando ciertas diferencias entre cuando se trata de caminar cuesta arriba y cuesta abajo, y entre la fase de aterrizaje (cuando el talón contacta con el suelo) y la de despegue del pie (cuando se produce la impulsión con la parte anterior del pie). Los sujetos discapacitados eran personas con amputaciones por encima y por debajo de la rodilla, usuarios de muletas, hemipléjicos unilaterales y pacientes con fractura de cadera usuarios de andadores de cuatro apoyos. También se examinaron los valores de fricción entre las ayudas técnicas para andar y el suelo, para que éstas no fueran una causa de pérdida del equilibrio.

Si observamos la marcha humana (Figura 14), existen tres fases claramente diferenciadas. En la fase de aterrizaje destaca un pico (2) que coincide con el impacto inicial del talón que precede a una etapa más suavizada de transmisión del peso corporal. La fase de aterrizaje termina cuando es alcanzado el peso total, comenzando entonces la fase estacionaria en donde la fuerza horizontal cambia de sentido y se descarga la fuerza vertical del talón hacia la parte delantera del pie, es entonces cuando empieza la fase de despegue y de nuevo se produce un pico (5 y 6) que eleva el valor del CFN que suele ser menor que el pico (2) pero que vuelve a suponer un riesgo de caída para el sujeto.

Por lo tanto es en la fase de aterrizaje y en la de despegue del pie cuando tienen lugar los valores más altos de CFN, lo que justifica que la mayoría de los accidentes ocurran en esos precisos momentos. La situación más peligrosa al caminar en un plano horizontal tiene lugar al entrar en contacto el talón con el suelo, ya que la posición del cuerpo es más inestable.

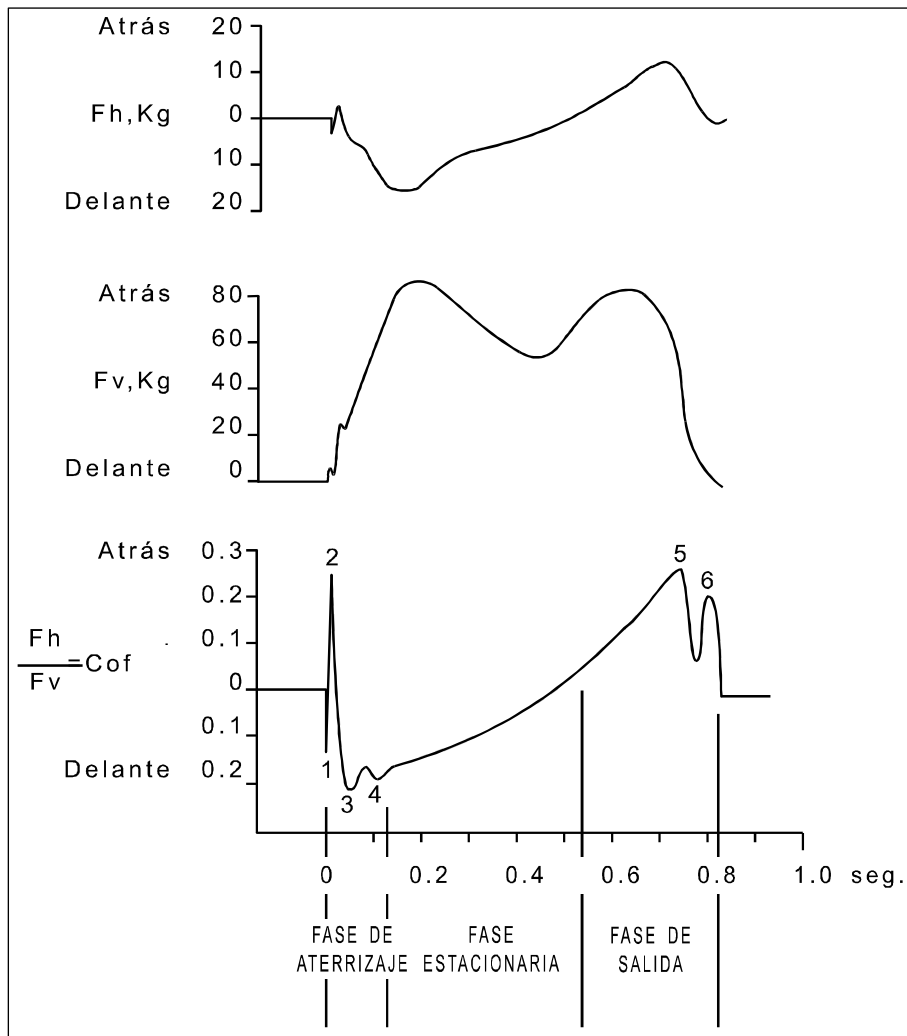


Figura 14. Gráficas de fuerzas y CF (Perkins and Wilson 1983).

Según estos ensayos (e.g. Buczek et al., 1990) (Tabla 4), en la fase de aterrizaje del pie no existen diferencias significativas del CFN según la velocidad a la que se camine (0.49 ± 0.25 para velocidades lentas, y 0.52 ± 0.21 para velocidades rápidas). Esto ocurre porque, debido al sistema propioceptivo de las personas, la rodilla a velocidades altas flexiona más para alcanzar y mantener las condiciones más seguras al andar. En cambio sí que existen diferencias entre gente sin discapacidad (0.31 ± 0.07) y discapacitada (0.64 ± 0.19). Existen diferencias en estos valores según el tipo de apoyo, es decir, según el lado del cuerpo afectado por la discapacidad y el uso de ayudas técnicas.



Tabla 4. Valores medios del CFN en la fase de aterrizaje del pie, para velocidades bajas y altas. (Buczek et al., 1990)

Personas discapacidad	sin	Lado afectado en discapacitados	Ayudas técnicas para caminar	Lado no afectado en discapacitados
		0.61 ± 0.26	0.48 ± 0.19	0.37 ± 0.14
	0.31 ± 0.07			

En cambio, en la fase de despegue del pie ocurre todo lo contrario. En este caso no se aprecian diferencias entre personas sin discapacidad y discapacitadas (0.41 ± 0.17 en ambos grupos) (Tabla 5). Esto podría ser debido a que las personas discapacitadas utilizan sus miembros no afectados por la discapacidad para impulsarse hacia adelante con mayor control y seguridad. En cambio, sí que existen diferencias en el valor del CFN según se camine a velocidades bajas (0.34 ± 0.11) o altas (0.48 ± 0.19), independientemente de la existencia o no de discapacidad. También se aprecian diferencias en los valores medios del CFN según el tipo de contacto.

Tabla 5. Valores medios del CFN en la fase de despegue del pie. (Buczek et al., 1990)

	Personas sin discapacidad	Lado no afectado en discapacitados	Ayudas técnicas para caminar	Lado afectado en discapacitados
Velocidades bajas	0.30 ± 0.01	0.32 ± 0.14	0.24 ± 0.09	0.17 ± 0.14
Velocidades altas	0.51 ± 0.20	0.43 ± 0.19	0.33 ± 0.04	0.23 ± 0.21

Todos estos ensayos se realizan en rampas con una pendiente no mayor al 12%, ya que ésta es la pendiente máxima permitida en rampas destinadas a discapacitados. En todos ellos el objetivo es el desarrollo de métodos para estimar la probabilidad de que se produzcan caídas basándose en la medida de coeficientes de fricción.

El riesgo de caída adquiere mayor importancia si las personas discapacitadas utilizan ayudas técnicas para andar. En este caso el suelo debe proporcionar un CF necesario para evitar el deslizamiento de dichas ayudas. También se suelen utilizar cámaras para grabar los movimientos y trayectorias del pie durante los ensayos (por ejemplo para confirmar la existencia de resbalón cuando los datos obtenidos así lo indican).

En cuanto a determinar los efectos de la velocidad y el ángulo de inclinación sobre el CFN, en estudios previos (Durá et al., 2003) no se apreció ninguna diferencia en el CFN en la fase de aterrizaje para distintos ángulos de inclinación. Aún así, el CFN en la fase de aterrizaje y cuesta abajo en personas mayores es menor que en jóvenes, lo que refleja que las personas mayores deambulan de forma más cuidadosa y segura (Christina y Cavanagh, 2002). En la fase de despegue del pie, también cuesta abajo, los valores obtenidos eran menores de 0.35-0.40, que es el valor de referencia que aparece en gran parte de la bibliografía para superficies planas (e.g. Chang et al, 2008). Sin embargo, cuando se camina lentamente cuesta arriba, la fase de despegue



del pie requiere un mayor CF; parece más probable que se produzca un resbalón en estas circunstancias.

Sin embargo en estos estudios no se realizó ningún análisis estadístico para distintos tipos de contacto en discapacitados (lado del cuerpo afectado por la discapacidad, lado no afectado, elementos de ayuda), ni se tuvo en cuenta los movimientos y velocidades angulares de tobillos y rodillas afectados por la velocidad al caminar y el ángulo de inclinación. Tampoco se puede decir con exactitud qué valores implican caídas o resbalones. Todos estos puntos aseguran futuras investigaciones al respecto, y hacen necesario el desarrollo de métodos más fiables para la estimación de probabilidades de caídas o resbalones, basados en los valores de CFD y CFN.

A modo de conclusión, los modelos existentes de definición de seguridad de un pavimento se enfrentan a dos problemas fundamentales: Primero, **no existe un método específico y consensuado** por todos los expertos para medir el coeficiente dinámico de fricción (DCOF) que esté correlacionado con la percepción de seguridad. Segundo, **no está claro cuál es el nivel de fricción necesaria (RCOF) universal** que establecería la referencia de seguridad frente a la fricción disponible.

Por otra parte, las personas tienen cierta habilidad para adaptarse a las condiciones de fricción del pavimento en el sentido de modificar su patrón de marcha combinando diferentes estrategias que les permiten actuar sobre las fuerzas y posturas ejercidas como por ejemplo, aumentando o reduciendo la longitud de paso, la velocidad o la superficie de contacto (Llewellyn and Nevola, 1992), reduciendo así la fricción necesaria o requerida a través de reducir la aceleración vertical y la velocidad de avance del centro de gravedad del cuerpo (Llewellyn and Nevola, 1992). Las personas mayores presentan una menor capacidad de adaptación y por tanto tienen menos capacidad de respuesta cuando las condiciones de fricción son diferentes de las esperadas. Esto último sugiere que la percepción de seguridad asociada al pavimento es determinante en la decisión de qué estrategia de marcha adoptar, influyendo por tanto en el riesgo de caídas. **Sin embargo la influencia de los elementos de diseño en la percepción de seguridad todavía no se ha establecido.**

Por último, en la práctica deportiva los diferentes pavimentos que dan soporte a deportes tan variados como el tenis, el fútbol y el baloncesto llevan asociados niveles mínimos de fricción pero también niveles máximos relacionados con la prevención de lesiones ligamentosas en rodilla, tobillo, y cadera (Torg and Quedenfeld, 1974; Dennis and Finch, 2008). En este sentido es razonable pensar que durante el uso peatonal de un pavimento, ciertos niveles de fricción pueden provocar tropiezos, atrancamientos e incluso fatiga y disconfort. Sin embargo, **la existencia de un nivel máximo recomendable no se ha definido nunca ni se han detallado las consecuencias en el patrón de marcha** de sobrepasar este hipotético nivel.



4.2.2 OTROS PARÁMETROS Y MÉTODOS DE MEDIDA UTILIZADOS EN LOS ENSAYOS DE FRICCIÓN.

Más allá de los parámetros de registro de las fuerzas y reacciones sobre el pavimento, existen medidas complementarias que aportan mayor precisión en la definición del patrón de marcha e incluso permiten analizarlo en continuo. Estos parámetros son por ejemplo el ángulo de rodilla, cadera, tobillo (Winter et al. 1990; Winter 1991), acelerometría en tibia y cabeza (Kavanagh et al., 2006; Saremi et al., 2006) o las presiones plantares (Hughes et al., 1991). En la Tabla 6 se han descrito las variables que forman parte habitualmente de los estudios de marcha humana. En otras ocasiones se utilizan técnicas de fotogrametría que precisan de sistemas complejos de calibración pero permiten analizar simultáneamente el movimiento espacial de varios segmentos corporales (Van Bogard, 2000; Georgoulis et al., 2003; Laprade and Lee, 2005). La figura 15 muestra un ejemplo de la cadena de sucesos y las señales registradas durante ensayos de marcha con especial atención al impacto de talón y al posterior apoyo plantar.

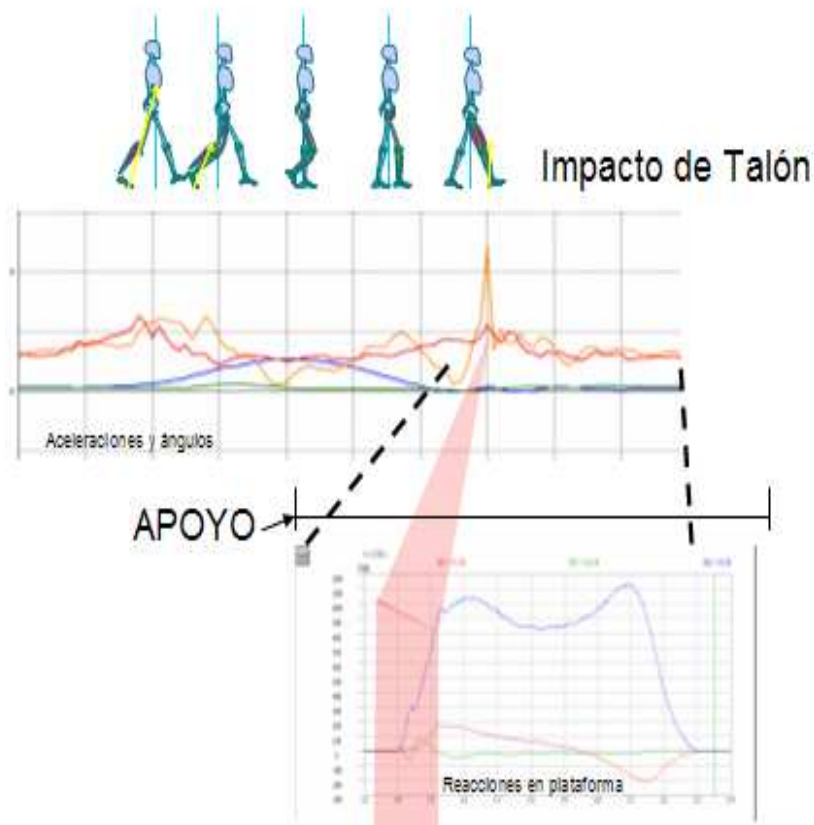


Figura 15. Señales biomecánicas durante la fase de apoyo. Fuente IBV.



Tabla 6. Variables biomecánicas consideradas en los ensayos de marcha. Fuente propia.

Aspecto estudiado	Variable Biomecánica	Instrumental
Amortiguación de Impactos	Aceleración del Impacto en Tibia	Acelerómetro
	Aceleración del Impacto en Cabeza	Acelerómetro
	Atenuación de la onda de impacto (ac/at)	Acelerómetro
	Fuerza de Impacto de Talón	Plataforma de F.
Patrón de marcha	Ángulo anteroposterior de rodilla	Goniómetro
	Ángulo anteroposterior de tobillo	Goniómetro
	Fuerzas de reacción sobre el pavimento	Plataforma de F.
	Coefficiente de fricción necesaria en aterrizaje	Plataforma de F.
	Coefficiente de fricción necesaria en el despegue	Plataforma de F.
	Diferencia entre la fricción necesaria en el despegue y el aterrizaje	Plataforma de F.
	Velocidad de avance	Fotocélulas
	Tiempo de apoyo	Plataforma de F.

4.2.3 ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD

Para una comprensión más profunda de la influencia de diferentes condiciones (intrínsecas y extrínsecas) en la marcha humana se está avanzando en diferentes técnicas de análisis de la variabilidad. Estudiar la variabilidad permite emerger influencias complejas como los síntomas de la edad o descubrir cómo el patrón de marcha se adapta a condiciones de riesgo o perturbaciones no previstas.

En el pasado, la variabilidad de las señales se consideraba un ruido o una alteración no deseada por lo que era habitual filtrar y desechar esta información. Actualmente las técnicas de análisis de señales permiten explorar la variabilidad de diferentes maneras. Maki (1997), Hausdorff et al. (2001) y otros investigadores (Brach 2007, Maki 1997, Owings and Grabiner 2004) usaron la desviación estándar (SD) o el coeficiente de variación (COV) (métodos lineales) de puntos característicos en señales biomecánicas para concluir que las personas mayores que habían sufrido caídas frecuentemente observan mayor variabilidad que los mayores sin caídas o que los jóvenes que participaron en el estudio. Por tanto, estos autores demostraron que mayor variabilidad lineal podría estar indicando mayor riesgo de caídas, pero no determinaron con precisión la naturaleza de esta mayor variabilidad.



Las herramientas tradicionales de caracterización de señales pueden simplificar (máximos, señal media, etc.) la señal hasta tal punto que enmascaren la estructura real del movimiento que se pretende analizar. Con el objetivo de profundizar en la información de la variabilidad natural de determinadas señales existen técnicas no lineales especializadas en sistemas dinámicos y en cómo estos sistemas cambian con el tiempo. Algunos autores (Kurz and Stergiou, 2003; Buzzi et al.,2003) han comenzado a utilizar estas técnicas para analizar señales temporales de la marcha humana (generalmente ángulos de rodilla, tobillo, cadera, acelerometría o incluso señales cardiacas). El estudio de la variabilidad no lineal de los movimientos humanos puede ayudar a comprender mucho mejor el comportamiento holístico de sistema motriz. Estos autores encontraron valores superiores en parámetros no lineales como la Entropía, el exponente de Lyapunov, la Dimensión de Correlación en mayores con caídas comparados con mayores sin caídas, sugiriendo mayor aleatoriedad, mayor inestabilidad y ruido en señales que a priori no predecían las diferencias lineales. Los autores concluían sus estudios con una recomendación de inclusión de los análisis no lineales en la población mayor para determinar el riesgo de sufrir caídas.

Para entender mejor el significado de las variables no lineales que definen una señal, suele usarse el ejemplo de una señal caótica conocida como el atractor de Lorenz (Figura 16). Esta señal responde al modelo del comportamiento de un sistema dinámico atmosférico con una influencia significativa de las condiciones iniciales. Los investigadores que estudiaron inicialmente esta señal (Lorenz, 1963) intuyeron cierto comportamiento que parecía armónico pero con una componente aleatoria que podría ser ruido o no, por lo que difícilmente podían caracterizar la señal con técnicas lineales. Sin embargo, cuando se observan los diagramas de fase de la señal, se comienza a percibir un estado claro y con cierto determinismo lo que hace posible realizar una predicción aproximada de qué va a suceder con la señal en el futuro, incluso qué comportamiento podría esperarse si apareciera una perturbación.

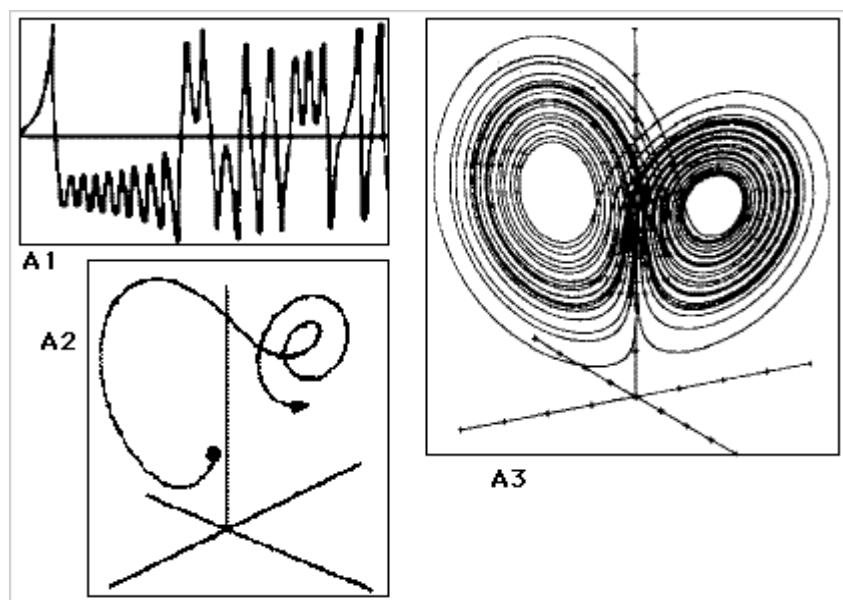


Figura 16. Atractor de Lorenz. Fuente (Revista Latina de Comunicación Social 3 – marzo de 1998).



4.2.3.1 FUNDAMENTOS DEL ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD NO LINEAL

Profundizando en el análisis no lineal, se puede afirmar que es posible caracterizar la complejidad de un sistema partiendo de la información que nos aporta una variable cualquiera que pertenezca al sistema de interés. Esta afirmación se ha demostrado en el conocido teorema de Withney-Takens (Takens, 1981) fundamentado en la equivalencia topológica entre el sistema y cualquiera de las variables que lo conforman. Dicho teorema demuestra matemáticamente que las propiedades estadísticas fundamentales del atractor subyacente a un sistema (o patrón dinámico del comportamiento del sistema) se conservan en los mapas de retardo reconstruidos con la información proporcionada por una serie temporal de una de las variables relevantes en dicho sistema. De esta manera se han podido reconstruir, por ejemplo, la mayoría de los atractores de ecuaciones caóticas conocidas como las de Lorenz, Rössler, etc.

Reconstruido el atractor pueden calcularse diferentes índices estadísticos así como emplearse otros tantos procedimientos gráficos que permiten describir algunas de las propiedades más importantes en las que suele manifestarse la complejidad, tales como la no linealidad, el caos y la fractalidad (Munné, 2005).

Para la reconstrucción del atractor mediante el uso de los mapas de retardo se necesita de dos entradas fundamentales que serán necesarias incluir más tarde en el cálculo de casi todos los análisis. En primer lugar, es necesario elegir el valor de retardo más apropiado (lag) con el que reconstruir el atractor y, en segundo lugar, será igualmente necesario elegir el espacio dimensional en el que se reconstruye dicho atractor (la dimensión de incrustamiento o "embedding dimension").

Como las series de las que se parte para el análisis complejo son series temporales, el primer valor que se necesita calcular para la reconstrucción del atractor es el retardo (lag) o valor del corte temporal que se tomará para su representación gráfica. En la elección del valor de retardo adecuado el método de cálculo más extendido en la actualidad y que resulta más fiable es el conocido como procedimiento AMI ("average mutual information"). Dicho procedimiento lo que hace es calcular la información (bits) que puede ser predicha de un dato tomando los datos precedentes. El valor óptimo del retardo es el primer valor mínimo encontrado del promedio de la información predicha (Frasser y Swinney, 1986).

Por su parte, la dimensión de incrustamiento ("embedding dimension") hace referencia a la dimensión mínima para caracterizar el sistema y está relacionada con la dimensión real del sistema. Para que con la información aportada por una serie temporal pueda reproducirse la dinámica del sistema original, y sus propiedades métricas, se necesita asegurar que la dimensión de incrustamiento es al menos el doble más uno de la dimensión real del sistema.

La dimensión real del sistema podrá ser calculada mediante la dimensión de correlación. Para el cálculo de la dimensión de incrustamiento suele emplearse el método FNN ("false nearest neighbours") que determina cuál es la dimensión que minimiza la existencia de puntos vecinos en el atractor que no son tales si se toman dimensiones mayores (falsos vecinos) (Kennel, Brown y Abarbanel, 1992). El valor de



la dimensión que minimiza el número de falsos vecinos es la dimensión óptima de incrustamiento.

Calculados los valores óptimos del retardo y de la dimensión de incrustamiento puede obtenerse una representación gráfica del atractor subyacente a la dinámica gracias a la utilización del espacio de fases. Un tipo específico de estos gráficos, los mapas de retardo, toman dimensiones temporales (t , $t+1$, $t+2$, etc.) como referencia para representar el comportamiento dinámico del sistema objeto de estudio. Gracias a los mapas de retardo se consigue seguir el rastro de los valores de una variable y conocer cómo éstos van cambiando a lo largo del tiempo.

La teoría matemática de los atractores nos muestra que los tipos posibles de dinámica que podemos encontrar en cualquier sistema son cuatro grandes arquetipos:

- 1) dinámicas con atractores de punto fijo (dinámicas que se estabilizan en un punto concreto del espacio de fases).
- 2) dinámicas con atractores de ciclo límite (dinámicas que quedan atrapadas en una repetición de estados que conforman ciclos).
- 3) dinámicas con atractores extraños (dinámicas caóticas, regulares en el patrón global pero irregulares en las trayectorias concretas).
- 4) dinámicas sin atractores o completamente aleatorias (sin región del espacio de fases que atrape la dinámica del sistema).

Los dos primeros tipos se corresponderían con dinámicas lineales mientras que el tercero se correspondería con una dinámica no lineal o caótica.

Función de Correlación

Otro procedimiento de representación útil para caracterizar diferentes tipos de dinámicas es la función de correlación (Sprott y Rowlands, 1995). Este procedimiento aporta una medida de la dependencia de un punto de la serie con los registros precedentes. De este modo, cuando la serie analizada esconde una dinámica aleatoria, las correlaciones entre los diferentes valores consecutivos son inexistentes y la función de correlación muestra un gráfico que cae abruptamente a valores cercanos a 0 y se mantienen en esos valores a lo largo de los diferentes retardos. Por el contrario, para series que encierran dinámicas deterministas lineales las correlaciones en retardos cortos son altas (los registros están altamente correlacionados con sus registros vecinos) y dichos valores van decayendo progresivamente a lo largo del tiempo. La función de correlación en este caso muestra un gráfico continuo de descenso en las correlaciones a medida que se aumentan los retardos. Por fin, para series generadas por dinámicas caóticas las correlaciones son medias en los retardos cortos y caen a valores cercanos a 0 para retardos medios y largos, lo cual está en consonancia con la caracterización del caos como una dinámica predecible en el corto plazo pero impredecible en el medio y largo plazo. La función de correlación es un procedimiento gráfico interesante que permite trabajar con series temporales cortas (en torno a los 100 registros).



Análisis Cuantitativos de la Complejidad

Además de los procedimientos gráficos descritos existen múltiples estadísticos que permiten la caracterización métrica de los sistemas complejos. Éstos permiten la descripción de importantes aspectos de la complejidad como el número de variables que están determinando la dinámica (valor aportado por la dimensión de correlación y la dimensión fractal), el grado de fractalidad (dimensión fractal), el grado de caos o nivel de dependencia a las condiciones iniciales (exponentes de Lyapunov) y la capacidad de realizar predicciones fiables en un sistema (entropía).

Dimensión de Correlación

La dimensión de correlación se refiere al número mínimo de dimensiones necesario para caracterizar al sistema. La baja dimensionalidad, si es encontrada, es indicativa de la existencia de un modelo simple que está generando y rigiendo el sistema objeto de estudio.

Por otro lado, la dimensión de correlación supone la cuota inferior de la dimensión fractal y, al igual que ésta última, también es una dimensión fraccionaria. La dimensión fractal es un indicador de la complejidad de un sistema y se interpreta como el número mínimo de variables que están determinando el comportamiento de un sistema.

Existen varias propuestas para el cálculo de la dimensión de correlación siendo el método propuesto por Grassberger y Procaccia (1983) el más común al no precisar de series temporales tan largas como el método originariamente propuesto por Takens (1981). Para su cálculo se elige al azar un punto perteneciente a la dinámica y sobre él se marca una esfera de radio r . A continuación se cuenta el número de puntos que se encuentran dentro de la esfera y se estudia cómo varía este número en función del radio r de la esfera. Así, para una distribución uniforme de puntos en un volumen (objeto de tres dimensiones), el número de puntos varía como r^3 . En general, se encuentra que los exponentes de r son los valores de las dimensiones necesarias para describir la dinámica. Para dinámicas caóticas se encuentran formulaciones del tipo r^n , donde n es un número no entero. El método de Grassberger y Procaccia ha supuesto una mejora del tradicional método de 'recuento de cajas' (box-counting) ya que es aplicable a sistemas con dimensiones mayores de dos.

Algunos autores (e.g. Health, 2000) sugieren que conviene probar con diferentes valores para la dimensión de incrustamiento y observar en qué valores se estabiliza la dimensión de correlación. Igualmente, una dimensión de correlación elevada (mayor que cinco) suele ser indicativa de aleatoriedad en la serie. Por último algunos autores (e.g. Smith, 1988) han propuesto que para su correcto cálculo la serie temporal ha de disponer de al menos $10v$ registros, siendo v el valor de la propia dimensión de correlación.

La dimensión de correlación puede calcularse con programas como el **chaos data analyzer (CDA)** en su versión profesional.



Exponentes de Lyapunov

Los exponentes de Lyapunov representan tal vez la medida más clásica en el estudio de los sistemas con dinámicas no lineales y caóticas. Proporcionan una medida de la rapidez con la que aumenta o disminuye una perturbación en un sistema al ser indicativos de la divergencia de trayectorias. De otra forma, suponen una medida de la dependencia sensible a las condiciones iniciales, propiedad definitoria de los sistemas caóticos. Por ello también son indicativos de la pérdida de información en el sistema y, por tanto, de la generación de nueva información.

Se ha podido comprobar que las dinámicas caóticas muestran al menos un exponente de Lyapunov positivo (hay un exponente por dimensión), las dinámicas cíclicas tienen un exponente de cero exacto y los demás son negativos, y las dinámicas de punto fijo muestran exponentes de Lyapunov negativos. En las dinámicas caóticas, y a fin de mantener la estabilidad global del sistema, además de existir uno o varios exponentes positivos alguno de los restantes será negativo de tal forma que compense la divergencia del atractor. Gracias a ello el atractor será globalmente estable.

Para su cálculo conviene manejar varias dimensiones de incrustamiento y observar si se estabiliza en algún valor que será el exponente apropiado. Además, se ha podido comprobar que manejando dimensiones de incrustamiento grandes el exponente de Lyapunov puede mostrar valores negativos que son espurios e inestables. También es importante considerar el valor del número de pasos que hay que tener en cuenta para su cálculo. Así, el método de cálculo de los exponentes de Lyapunov emplea el contraste entre puntos separados de la serie, siendo la separación el número de registros entre ambos puntos considerados. Brown et al. (1991) han propuesto que este valor sea inversamente proporcional a la frecuencia dominante del espectro de la serie, valor calculable con cualquier paquete estadístico y también con el CDA.

Wolf et al. (1985) propusieron un algoritmo que permite el cálculo de los exponentes de Lyapunov partiendo de los valores consecutivos de una serie temporal, algoritmo que es el utilizado en el CDA (comando Lyapunov exponent). Por su parte, Rosenstein et al. (1993) han propuesto un algoritmo de cálculo especialmente indicado para series cortas de entre 100 y 500 registros.

Entropía

Por último, y relacionado con los exponentes de Lyapunov se encuentra otro estadístico conocido como entropía. La entropía es la suma de los exponentes de Lyapunov positivos y facilita una medida del ritmo de pérdida de información en el sistema, magnitud que es conocida como entropía de Kolmogorov-Sinai. La entropía puede entenderse como el límite a la capacidad de predicción del sistema. Para comportamientos periódicos basta con conocer la evolución anterior de la dinámica para poder predecir el futuro de la misma. No hay sorpresas, no hay nuevas informaciones proporcionadas por la evolución del sistema. La entropía es, en este caso, nula. En cambio, para dinámicas caóticas el conocimiento de la evolución pasada no permite la predicción segura, de tal forma que, cada nueva medida aporta una nueva información.



Datos surrogados

El último procedimiento estadístico que resulta útil para caracterizar sistemas complejos es la técnica denominada de datos surrogados o “surrogate data”. Los datos vicarios utilizan un procedimiento ingenioso que permite diferenciar entre dinámicas con determinismo no lineal y dinámicas aleatorias. En concreto, los datos vicarios son un conjunto de series obtenidas a partir de la serie original y en la que se han desordenado completamente, y al azar, el orden de los registros. Luego se chequean algunos estadísticos (por ejemplo, el retardo, la dimensión de incrustamiento, la dimensión de correlación y exponentes de Lyapunov) para ver si son iguales o no entre las series vicarias y la serie original. De ser iguales puede inferirse que la serie original también era aleatoria, ya que los datos surrogados que se han generado se sabe que lo son. De ser distintos puede inferirse que la serie original presenta una dinámica determinista no lineal.

La técnica de los datos vicarios se halla implementada en diferentes programas y permite realizar diferentes tipos de datos vicarios aleatorizando fases o datos, incluso permite además informar sobre la significatividad estadística de los resultados encontrados en función del número de series vicarias generadas (si se generan 19 series vicarias se trabaja con el 95% de significatividad en los resultados y si se trabaja con 39 series vicarias se trabaja con el 99%).

En la tabla 7 puede apreciarse las diferencias de estado en función de estos parámetros para tres señales características: una señal periódica (onda senoidal), una señal caótica (atractor de Lorenz) y una señal aleatoria (básicamente ruido).

Tabla 7. Valores representativos para señales temporales conocidas.

Variables	Onda Senoidal	Atractor de Lorenz	Señal aleatoria
<i>Lyapunov exponent</i>	-0.001	0.100	0.469
<i>Dimensión de correlación</i>	1	1.941	4.723
<i>Entropía Aprox.</i>	0.169	0.449	1.663

(Fuente: Innovative analysis in human movement Stergiou N., 2004)

Aplicación del análisis no lineal de la variabilidad al estudio de las caídas

Por lo incipientes de las técnicas de análisis no lineal, actualmente no se conoce el efecto de modificar las propiedades de un pavimento en los parámetros no lineales de la marcha (Figura 17).

Sin embargo, diferentes trabajos utilizan el estudio de la variabilidad no-lineal como un indicador del efecto de diferentes factores sobre el cuerpo humano. El planteamiento en estos trabajos es que el cuerpo humano, y todos sus sistemas, tienen una variabilidad natural asociada a una redundancia de formas de hacer frente a una



función, como por ejemplo caminar. Hay diferentes situaciones que mermaran esa redundancia y por tanto afectarán a la variabilidad. Un ejemplo claro de capacidad mermada y su influencia en la variabilidad es el proceso de envejecimiento existiendo estudios que lo corroboran para la marcha de mayores o las señales de ritmo cardiaco (Kurz and Stergiou, 2003, Buzzi et al.2003).

En este caso, un pavimento resbaladizo o con demasiada fricción puede someter al cuerpo a una mayor exigencia, reduciendo su variabilidad de respuesta y reduciendo también su capacidad para responder a nuevas adaptaciones sobrevenidas.

Sería deseable investigar si un producto tan corriente como el pavimento puede modificar la habilidad de adaptación a diferentes perturbaciones, influir en la estabilidad y alterar la variabilidad y complejidad natural del patrón de marcha.

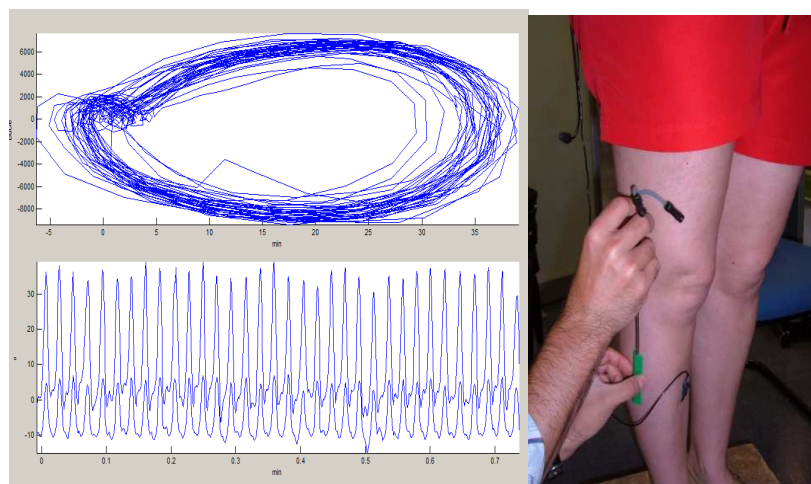


Figura 17. Medida de ángulo anteroposterior de rodilla durante la marcha y su transformación para la extracción de los parámetros relacionados con la dinámica de sistemas no lineales. Fuente IBV.

4.2.4 MÉTODOS Y TÉCNICAS DE LOS ENSAYOS DE PERCEPCIÓN

De entre las metodologías que analizan la experiencia perceptiva que el usuario experimenta con un producto/entorno, las que han sido más ampliamente aplicadas y utilizadas son, por un lado, las técnicas de verbalización (verbal self report) fundamentalmente la **Semántica del producto**, y por otro, **las Técnicas de análisis de variables fisiológicas y de respuesta cerebral (EDR, expresión facial, mapa visual, ECG, EEG, sudoración, etc)**. De ambas metodologías existen una gran cantidad de variantes.

Técnicas de verbalización

La **Semántica del producto** es una metodología basada en la Semántica Diferencial (Osgood et al, 1957). En esta metodología se estima la percepción emocional que



causan los productos en los usuarios a través de palabras recogidas en cuestionarios. Esta metodología, aunque se desarrolló en la década de los 50, es una de las más utilizadas para medir la respuesta emocional y constituye un paso previo al uso de otra técnica conocida como Ingeniería Kansei. El Kansei es una técnica desarrollada en Japón a mediados de los 70's para el diseño de interiores en automoción, cocinas, prótesis, impresoras y muchos otros productos (Nagamachi, 1995; Jindo and Hirasago, 1997). Su objetivo es establecer relaciones concretas entre elementos de diseño del producto y las emociones y percepciones que estimulan esos productos en los usuarios. Ejemplos de esta técnica son: diseño de fachadas (Nagasawa, 1997), puertas (Matsubara and Nagamachi, 1997), teléfonos (Song et al., 1994), *Interior de coches* (Nagamachi, 1995; Jindo and Hirasago, 1997), sillas de oficina (Jindo et al., 1995) y calzado (Alcántara et al 2005a, Alcántara et al 2005b). La ingeniería Kansei, junto con la semántica del producto permite interpretar y analizar la percepción del producto y a la vez traducirla en elementos de diseño. La ingeniería Kansei se desarrolló en Japón. Ambas metodologías constituyen una herramienta valiosa para desarrollar sistemas expertos con los que tomar decisiones de diseño incorporando la percepción de los usuarios.

El análisis estadístico de la percepción de productos diseñados para el experimento, permite establecer las reglas de diseño Kansei. Dichas reglas de diseño relacionan en ambos sentidos los parámetros de diseño con la percepción de usuario y al contrario (Figura 18).

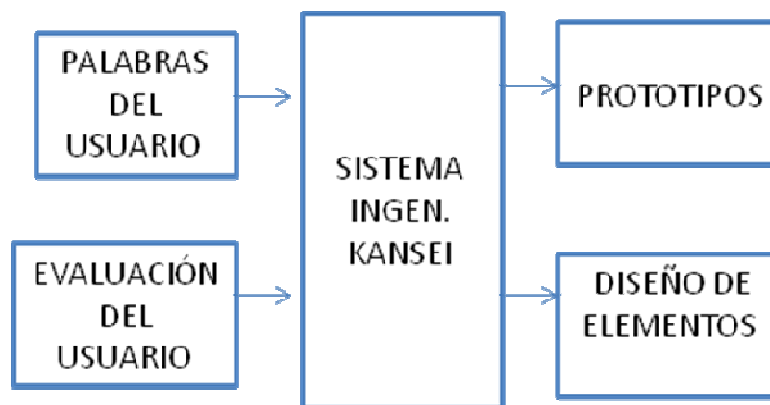


Figura 18. Doble vía de utilización de la metodología Kansei.

En general, se trata de **un método muy flexible** capaz de adaptarse a las diversas necesidades del objetivo de estudio. Correctamente utilizado permite tanto centrarse en aspectos muy concretos del proceso de interacción producto-usuario como en aspectos globales del mismo (Figura 19. Artacho, 2006).

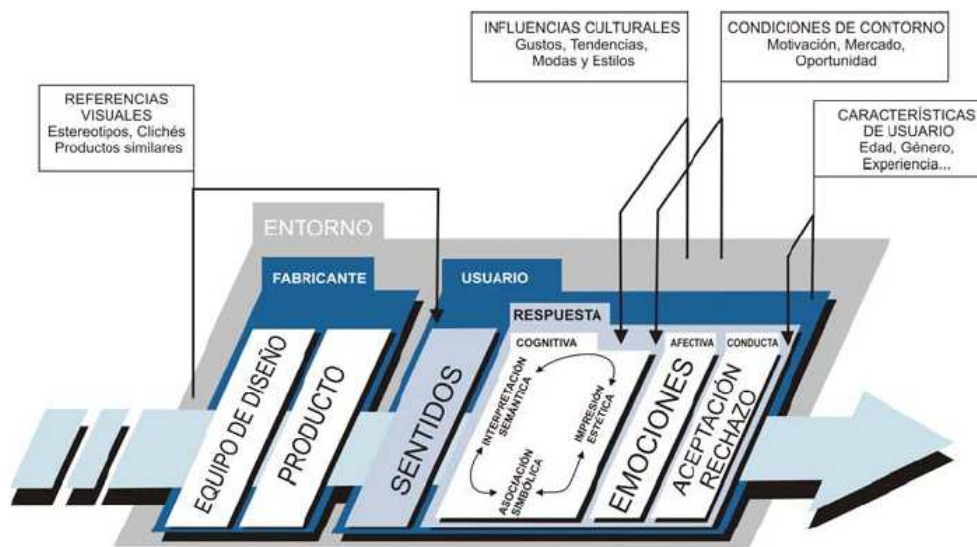


Figura 19. Artacho (2006) propuso esta aproximación como criterio de aceptación y rechazo en función de la percepción del producto.

No obstante, presentan un inconveniente muy claro acerca de la forma en que recogen la información sobre la experiencia del usuario: la **auto-evaluación**. La auto-evaluación consiste en preguntarle directamente al sujeto en relación con las experiencias que experimenta en su interacción con el producto o entorno. Los inconvenientes de este método derivan principalmente en que es el mismo usuario quien aporta la información sobre sí mismo, lo cual implica que:

- Es el mismo usuario quien procesa la información que recibe del producto y entorno. Esto supone que el proceso se hace invisible para el investigador, lo que no permite comprender el papel de cada uno de los sentidos en la experiencia sensorial global. Además, la información recogida está ya procesada por el usuario, lo que implica que es información subjetiva que se puede haber visto afectada por asociaciones cognitivas, estándares ideales, etc., del usuario.
- El usuario sólo puede informar de sus experiencias conscientes, es decir, de aquellas experiencias que pueden ser accesibles por procesos cognitivos. Sin embargo, procesos psicológicos inconscientes pueden ocurrir independientemente de los procesos conscientes (Winkielman et al., 2007, 1999; Damasio, 1999) y estos procesos inconscientes acompañan reacciones afectivas visibles (Sher and Winkielman, 2009).
- Si la información es aportada durante el desarrollo de la experiencia usuario-producto/entorno, se exige una participación activa del usuario que puede alterar sus percepciones por el hecho de tener que estar informando de las mismas al mismo tiempo que las experimenta.



- Si la información es aportada a posteriori, es decir, tras la experiencia con el producto/entorno, entonces se puede producir una pérdida de la calidad y cantidad al depender de la memoria del usuario acerca del evento.

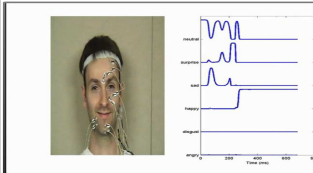
El Conjoint análisis suele utilizarse como herramienta concreta para desarrollar un proceso Kansei. Este método ha sido utilizado y valorado ampliamente en estudio de percepción (Srinivasan et al., 1983; Louviere, 1988). El Conjoint puede utilizarse para cuantificar la influencia de diversos elementos de diseño en la percepción de seguridad de personas mayores. Esta técnica tiene su origen en la psicometría ya que teóricamente descompone una escala ordinal de juicio holístico en la importancia de cada atributo (elemento de diseño) y a su vez precisa la intensidad y signo de la influencia de cada nivel de diseño (las alternativas de cada elemento de diseño). La adecuación de este método depende de lo bien diseñado que esté el experimento y de lo independientes que sean los atributos seleccionados (Green and Srinivasan, 1990). El primer paso en un Conjoint análisis es crear las combinaciones de factores de diseño que están presentes en el producto a estudiar. Incluso cuando se consideran una pequeña cantidad de factores de diseño y unos pocos niveles para cada factor, el número de productos resultante de combinar todos con todos convierte el experimento en inviable. Frente a esto la técnica del Conjoint análisis simplifica el experimento apoyándose en las premisas de un diseño de experimentos ortogonal. El diseño de experimentos que emplea la técnica se conoce como orthogonal fractional-factorial design (Green et al., 1987, 2001).

Variables psicofisiológicas y de respuesta cerebral.



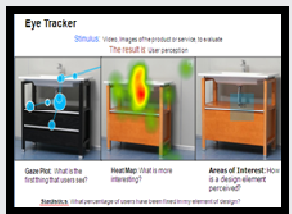
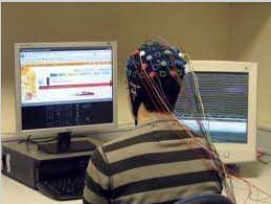
Actualmente se están poniendo a punto muchas técnicas de interpretación de la percepción y emoción que suscita un producto o servicio en base a la respuesta del cuerpo humano a la interacción resultante. La mayoría de las técnicas están en fase de exploración, desarrollo y validación. En cualquier caso, se ha considerado oportuno nombrarlas brevemente en el estado del arte.

En la Tabla 8 se han descrito 7 técnicas en función de cuál es la variable de media, sus ventajas y sus inconvenientes e información de interés como resultado de haberse empleado en diferentes estudios experimentales.

Tabla 8. Metodologías de medida psicofisiológica y de respuesta cerebral con mayor potencial de desarrollo (Sørensen, 2008).

Método	Qué mide	Cómo mide	Ventajas	Inconvenientes	imágenes
Expresión facial	Movimientos de músculos faciales	Electrodos en la cara o Interpretación humana o computarizada de acuerdo a un código	Autónomo Mide la reacción en tiempo real No depende de la interpretación cognitiva	Requiere conocimiento experto Se puede hacer sólo en Laboratorio La respuesta emocional debe ser relativamente fuerte. Sensible al ruido provocado por reacciones adversas del sujeto (falta de costumbre)	



<p>Reacción electrodérmica. (EDR)</p>	<p>Conductividad de la piel midiendo el "arousal"</p>	<p>Electrodos en falanges de la mano, palma o planta de los pies la cara o Interpretación humana o computarizada de acuerdo a un código</p>	<p>Autónomo</p> <p>Mide la reacción en tiempo real</p> <p>No depende de la interpretación cognitiva</p>	<p>Requiere conocimiento experto.</p> <p>Lento.</p> <p>Inversión en equipamiento especial.</p> <p>Sólo mide el arousal.</p> <p>Sensible al ruido provocado por reacciones adversas del sujeto (falta de costumbre)</p>	
<p>Ritmo cardiaco</p>	<p>Milisegundos entre latidos (atención) y cambios sonoros (arousal)</p>	<p>Dispositivo electrónico en la falange de un dedo</p>	<p>Autónomo</p> <p>Mide la reacción en tiempo real</p> <p>No depende de la interpretación cognitiva</p>	<p>Requiere conocimiento experto.</p> <p>Lento.</p> <p>Inversión en equipamiento especial.</p> <p>Sólo mide el arousal.</p> <p>Muy sensible al ruido provocado por reacciones adversas del sujeto (falta de costumbre) y otros.</p> <p>Sólo en laboratorio.</p>	
<p>Trayectoria Visual</p>	<p>Posición y movimientos del ojo</p>	<p>Cámara enfocada al ojo mientras el usuario observa el objeto evaluado</p>	<p>Autónomo</p> <p>Mide la reacción en tiempo real</p> <p>No depende de la interpretación cognitiva</p>	<p>Inversión en equipamiento especial.</p> <p>Sólo mide la atención, no sensaciones o emociones derivadas de ella.</p>	
<p>Electroencefalograma (EEG)</p>	<p>Cambios eléctricos</p>	<p>Registrando los cambios de voltaje en la superficie del cerebro</p>	<p>No invasivo</p> <p>Relativamente barato</p> <p>Buena resolución temporal (precisión/tiempo)</p> <p>No depende de la interpretación cognitiva</p> <p>Respuesta fácil de interpretar</p>	<p>Resolución espacial muy limitada (detección de objetos pequeños)</p>	



<p>Magnetoencefalografía (EEG)</p>	<p>Cambios magnéticos</p>	<p>Registrando los cambios de voltaje</p>	<p>No invasivo</p> <p>Buena resolución temporal (precisión/tiempo)</p> <p>No depende de interpretación cognitiva.</p>	<p>Resolución espacial muy limitada (pero mejor que EEG)</p>	
<p>Imagen por resonancia magnética funcional (fMRI)</p>	<p>Cambios de metabolismo</p>	<p>Aprovechando las propiedades magnéticas de la sangre</p>	<p>No invasivo</p> <p>Buena resolución Espacial</p> <p>No depende de la interpretación cognitiva.</p>	<p>Baja resolución temporal (pero que EEG y EMG)</p> <p>Costes de medición muy altos</p> <p>Análisis de datos muy complejo. Ruidoso</p> <p>Riesgo de ansiedad por claustrofobia</p>	

Conclusiones del estado del arte

- La problemática de las caídas y la influencia compleja y combinada de factores intrínsecos y extrínsecos a las personas sigue constituyendo un reto para los expertos. Pese a la gravedad de las cifras y el potencial crecimiento asociado al envejecimiento de la población, aún hoy en día no se ha consensuado un método fiable y mucho menos un criterio universal con el que diseñar y prescribir pavimentos de uso público.
- Existen evidencias que apuntan a que las personas con problemas de movilidad necesitan mayores niveles de fricción para deambular con seguridad y sin embargo se desconoce si los métodos actuales para medir la fricción disponible contemplan sus necesidades.
- La capacidad de adaptación humana basada en la anticipación a los riesgos puede ser una herramienta para mejorar la seguridad de la marcha. No obstante, no se conocen criterios de diseño para transmitir percepciones adecuadas y coherentes con las propiedades reales del pavimento aunque el estado del arte dispone de técnicas para deducirlos.
- La literatura existente en otras disciplinas como el deporte indica que los problemas que están apareciendo de exceso de fatiga, aparición de molestias en las extremidades inferiores y atrancamientos pueden estar relacionados con un exceso de fricción obligando a replantear el falso tópico de los suelos antideslizantes: cuanto más fricción mejor.
- Por último, la aproximación para resolver muchas de las cuestiones holísticas que se extraen del estado del arte, requiere métodos y técnicas multidisciplinares de análisis de datos cuantitativos y cualitativos e incluso el uso de análisis no lineales de variables con información difícil de extraer con técnicas clásicas.



5. OBJETIVOS

El objetivo principal del proyecto de tesis es la generación de criterios de mejora en seguridad y confort para la movilidad peatonal basados en la aplicación de la biomecánica y del estudio de la percepción humana. A continuación se describen los objetivos parciales:

- Ob1. Demostrar que las propiedades de **fricción** son capaces de afectar al **patrón de marcha** de las personas influyendo en su confort y seguridad.
- Ob2. Investigar diferentes patrones de deambulación asociados a **personas con movilidad reducida**, los cuales **no están incluidos** en las normas nacionales e internacionales y por tanto no están considerados para diseñar pavimentos.
- Ob3. Traducir en **criterios de diseño** las necesidades de **fricción** de personas con deambulación reducida.
- Ob4. Validar un **instrumento de medida** de la fricción dinámica capaz de estimar las necesidades reales de la población con deambulación reducida.
- Ob5. Demostrar que la **percepción subjetiva** de seguridad y confort transmitida por los pavimentos se puede controlar en base a los elementos de diseño que conforman el sistema.
- Ob6. Generar **criterios de diseño para transmitir** seguridad y confort a través de los pavimentos.
- Ob7. Demostrar que existe un **umbral superior de fricción** a partir del cual se altera el patrón de marcha con consecuencias negativas: fatiga, discomfort, etc.
- Ob8. Definir un **intervalo óptimo de fricción** como un nuevo criterio de diseño de pavimentos públicos.
- Ob9. Caracterizar las **diferencias** entre el patrón de marcha **dentro y fuera** del intervalo óptimo de fricción.



6. HIPÓTESIS

A continuación se enumeran las hipótesis planteadas en el trabajo de tesis:

- **H1. Las propiedades de fricción son capaces de afectar al patrón de marcha de las personas influyendo en su confort y seguridad.**
- **H2. Existen diferentes patrones de deambulación asociados a personas con movilidad reducida.**
- **H3. La fricción requerida por personas con deambulación reducida es significativamente mayor que la de las personas sin problemas de movilidad.**
- **H4. Es posible desarrollar un sistema de medida capaz de estimar las necesidades de fricción de personas con movilidad reducida.**
- **H5. La percepción subjetiva de los pavimentos puede transmitir en los peatones propiedades significativamente diferentes afectando a la predisposición a adoptar un patrón de marcha más seguro o inseguro.**
- **H6. La percepción subjetiva de seguridad y confort transmitida por los pavimentos se puede controlar en base a los elementos de diseño que conforman el sistema.**
- **H7. Existe un umbral superior de fricción a partir del cual se altera el patrón de marcha.**
- **H8. Puesto que existe un límite superior y uno inferior, existe un intervalo óptimo de fricción.**
- **H9. Dentro del intervalo óptimo de fricción, el patrón de marcha desarrolla mayor riqueza de patrones, presenta mayor variabilidad y por tanto el movimiento es más complejo.**



7. METODOLOGÍA GENERAL

El objetivo de simultanear diferentes medidas, desde las propiedades de los pavimentos hasta la percepción subjetiva de los sujetos, es conseguir la cadena completa de la relación causa-efecto y entender de manera holística las consecuencias y mecanismos de adaptación que se activan al caminar sobre diferentes superficies. En este sentido, se podría hablar de un modelo de 4 niveles, (Figura 20) con un **primer nivel** relacionado con las propiedades físicas del pavimento incluyendo las condiciones de uso (temperatura y humedad ambiente, función, etc.), un **segundo nivel** relacionado con las señales biomecánicas que recogen las consecuencias objetivas en el cuerpo humano de su interacción física con el pavimento, un **tercer nivel** relacionado con las percepciones básicas de sujeto (molestias, dolor, fatiga, etc..) y un **cuarto nivel** superior que define la experiencia sentida del uso del pavimento (confort, relajación, etc.). Este modelo supone una ligera modificación del modelo metodológico de 3 niveles desarrollado por el IBV (Figura 21) y planteado en 1992.

MODELO DE 4 NIVELES

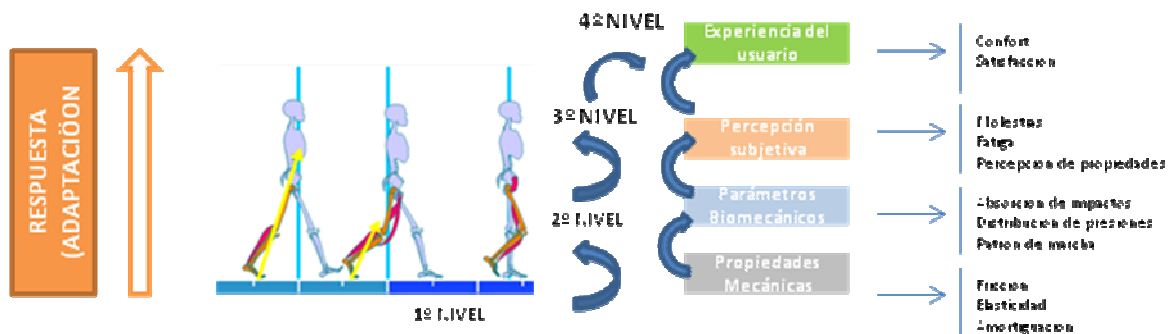


Figura 20. Modelo de 4 niveles (fuente: elaboración propia).

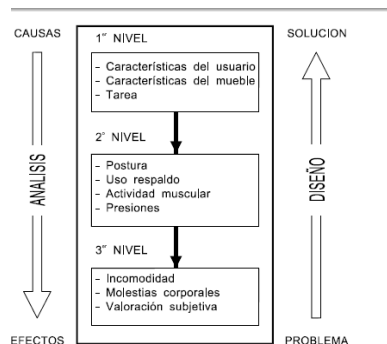


Figura 21. Modelo de 3 niveles propuesto por IBV (1992) fuente (Vergara (tesis), 1999).



En el sentido ascendente, es razonable seguir el modelo como una cadena de sucesos natural de relaciones causa efecto. Por ejemplo un pavimento con una propiedad de fricción baja (nivel 1) provocará una modificación de la fricción dinámica que afectará al patrón de marcha biomecánico (nivel 2), reduciendo la percepción de seguridad y probablemente provocando mayor fatiga (nivel 3), que a la par, terminará induciendo disconfort y poca satisfacción (nivel 4) generando una posible modificación del patrón de marcha para adaptarse. En la trayectoria ascendente descrita es posible encontrarnos con **desajustes críticos** habituales como por ejemplo que el sujeto no consiga adecuar convenientemente el patrón de marcha a la fricción disponible y pueda resbalar y caer, ya sea porque no lo percibe o porque no es capaz de actuar.

Sin embargo, si se pretende llegar desde el nivel superior al inferior, podemos encontrar otro tipo de **desajustes críticos** que pueden explicar la causa de un número importante de accidentes debidos a una falsa percepción del entorno. Por ejemplo, un peatón puede percibir visualmente un pavimento al que se aproxima en trayectoria rectilínea como un pavimento confortable asociándolo a seguro y antideslizante, si el pavimento ciertamente no es seguro el peatón no decidirá alterar su patrón de marcha y no evitará demandar más fricción de la que hay, provocando un resbalón perfectamente evitable.

Por tanto la metodología general establecida en el compendio de artículos que se presenta ha pretendido establecer criterios de diseño que atacan el problema desde las dos direcciones del modelo de 4 niveles propuesto.

7.1 METODOLOGÍA GENERAL ESTUDIOS DE FRICCIÓN

Para los estudios de fricción, la dirección seleccionada parte de la preselección de una muestra caracterizada por su CFD (nivel 1), la ejecución de los ensayos con sujetos con una toma inicial y final de datos biomecánicos de la interacción (nivel 2: acelerometría, plataforma de fuerzas y ángulo de rodilla (patrón de marcha)), cuestionario verbalizado durante la experimentación de las percepciones básicas (nivel 3) al inicio y al final y, por último cuestionario verbalizado de la satisfacción y confort final percibido (nivel 4) (Figura 22).

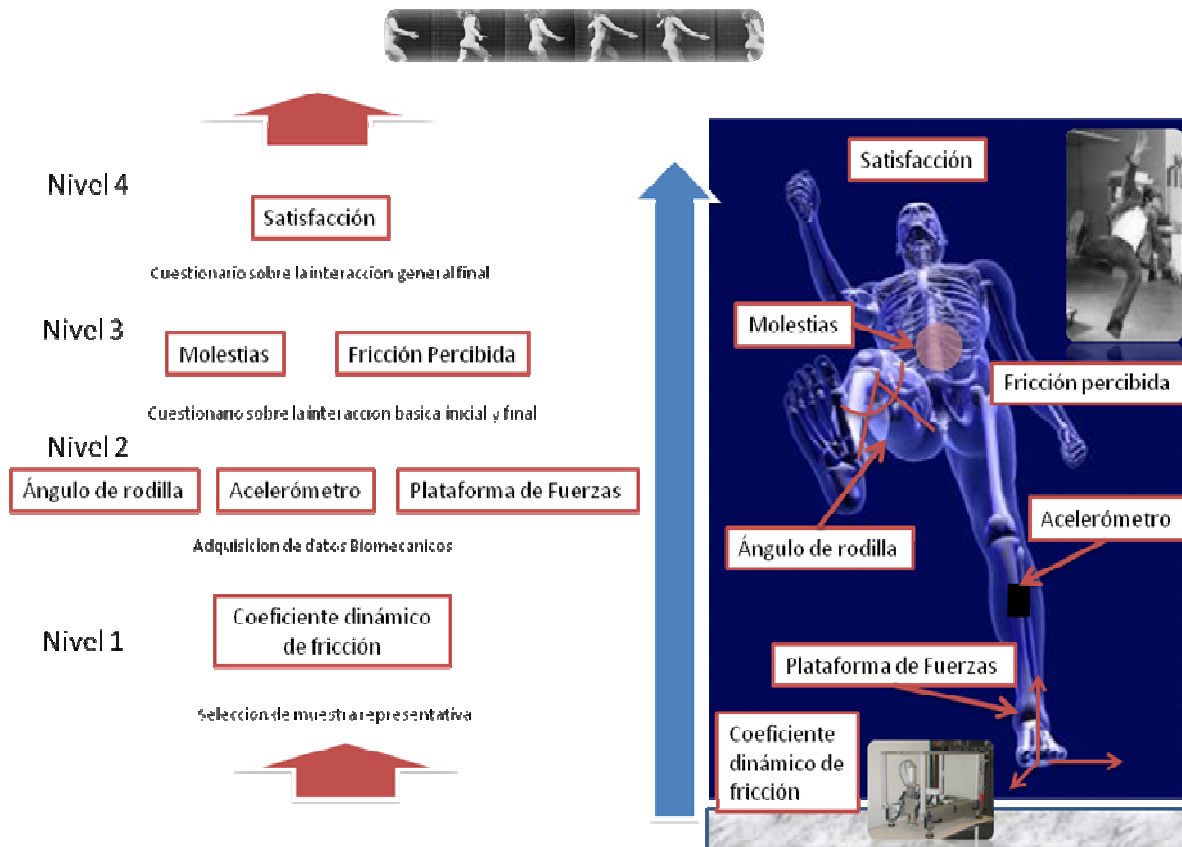


Figura 22. Modelo específico empleado para los ensayos de fricción.

Atendiendo a las fases aplicadas en la metodología general y no tanto al modelo conceptual por niveles, se establecieron las siguientes 5 fases (Figura 24) para alcanzar los criterios relacionados con las recomendaciones en fricción disponible (CF):

- Fase 1: Desarrollo del equipo de medida.

En primer lugar se planteó la necesidad abordar el **Obj. 4** desarrollando un nuevo sistema lo suficientemente flexible en configuración como para generar multitud de condiciones con las que medir la fricción de un pavimento, tanto in situ como en laboratorio. En la fase 1 se diseñó y desarrolló el sistema de fricción portable y programable (Figura 23) a partir de desarrollos existentes en el mercado mejorando y multiplicando la diferentes condiciones de ensayo.

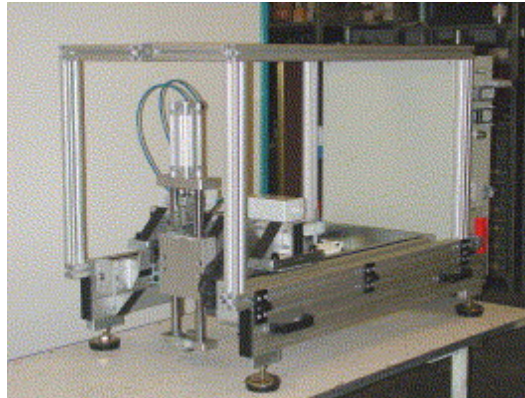


Figura 23. Equipo de ensayos de fricción dinámica. Dimensiones: base: 711 x 980 mm; altura: 813 mm; peso: 95 kg.

- Fase 2. Ensayos mecánicos

En la fase de caracterización de los pavimentos, se midieron numerosas muestras de pavimentos existentes en el mercado con el objetivo de seleccionar un rango existente y poder seleccionar diferentes muestras con diferentes comportamientos para la siguiente fase.

- Fase 3. Ensayos Biomecánicos

En esta fase los pavimentos caracterizados y seleccionados en la fase anterior son instalados en pasillos de marcha con el objetivo de ser ensayados por sujetos y adquirir señales relacionadas con las fuerzas, impactos, movimiento y reacciones que suceden cuando se camina sobre ellos. En esta fase se seleccionan los perfiles de sujetos a considerar y se programan los experimentos de acuerdo a las normas internacionales de ensayos con sujetos. A la vez que se están adquiriendo los datos biomecánicos, en esta fase se registran sensaciones y percepciones de la interacción con el pavimento.

- Fase 4. Análisis de resultados

Por un lado se depuran y analizan los datos cuantitativos y por otro los cualitativos valiéndose de diferentes sistemas de tratamiento y análisis de series de datos. Del análisis cuantitativo lineal se extraen conclusiones para abordar los Objetivos: **Obj 1, Obj 2 y Obj 7**. Del análisis cuantitativo no lineal se extrae información para afrontar el **Obj 9**. En esta fase se estudian las señales en sí mismas, su relación con las variables explicativas e incluso su relación con las otras variables, incluyéndose las cualitativas con las que poder abordar algunas de las hipótesis del estudio.

- Fase 5. Criterios

Tras el análisis profundo de los resultados en esta fase se retoma el estado del arte se discuten y se concluyen los criterios para cumplir con los objetivos **Obj. 3 y Obj. 8** de la tesis.

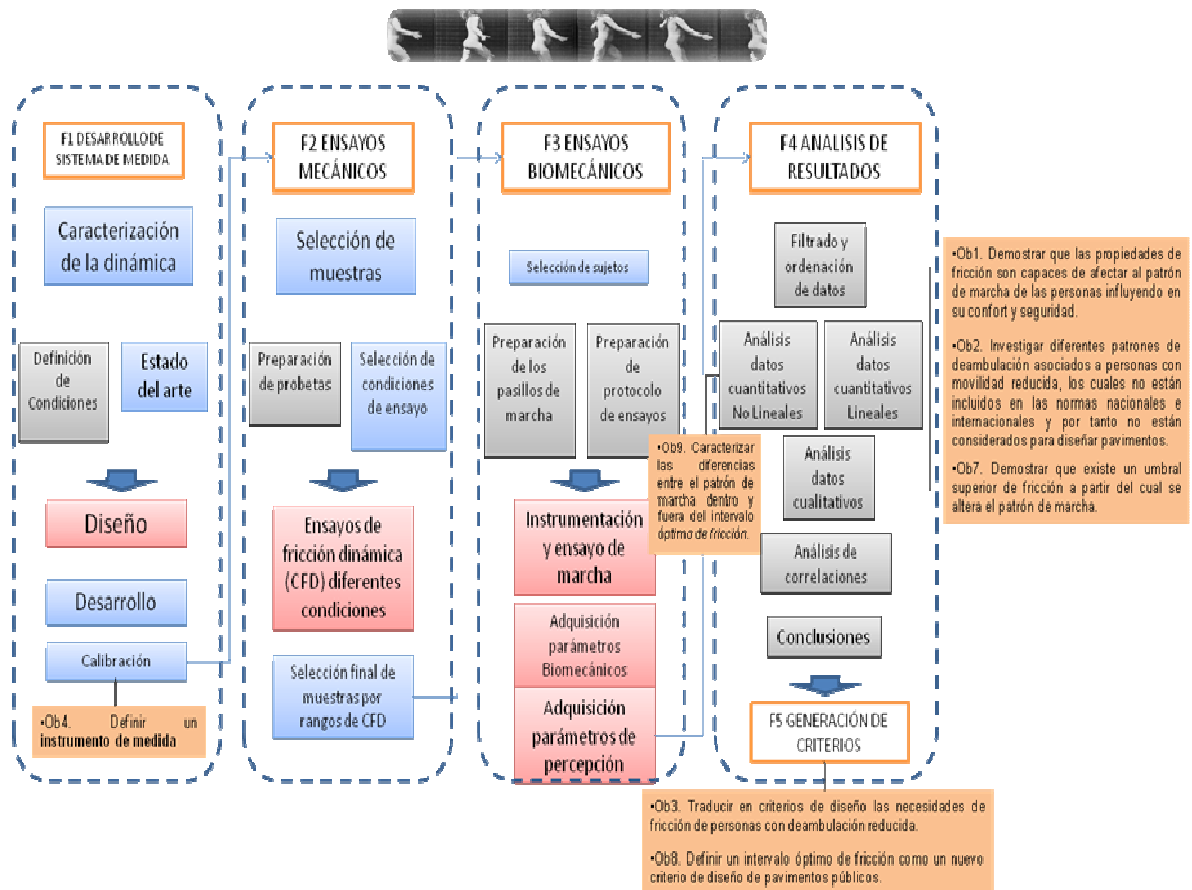


Figura 24. Metodología aplicada en los estudios de fricción en función de las fases y objetivos propuestos.

7.2 METODOLOGÍA GENERAL ESTUDIO DE PERCEPCIÓN

Por otro lado la estrategia seguida en el estudio de la percepción partía desde la selección precisa de sujetos con un perfil sensible a las caídas, la selección de factores probables de influir en la percepción de nivel 3 y nivel 4, el diseño de experimentos siguiendo la metodología Conjoint Analysis, la materialización de escenarios en versión virtual y la ordenación simplificada de los escenarios por parte de los sujetos a cuestiones relacionadas con el nivel 3 y nivel 4 (Figura 25).

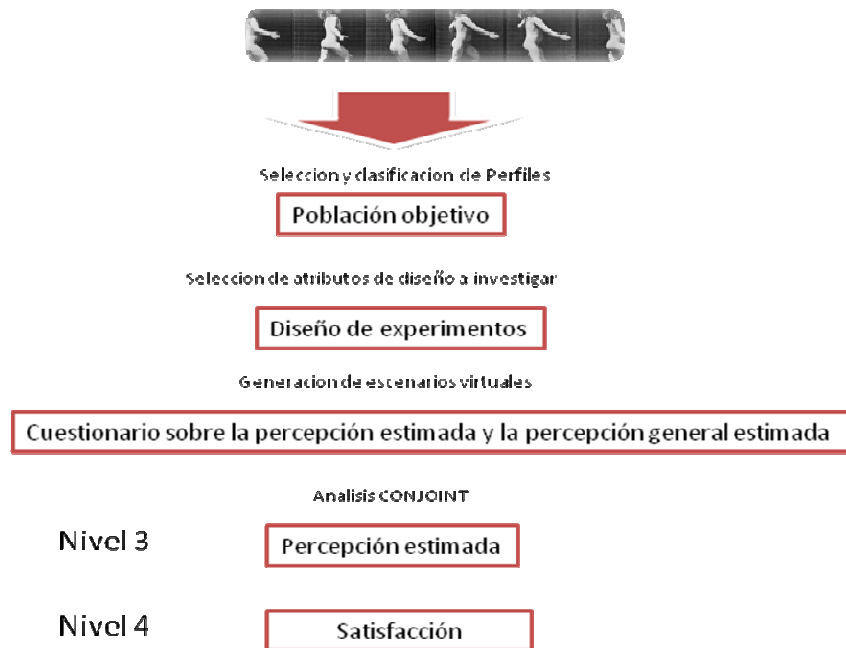


Figura 25. Modelo específico desarrollado para el estudio de la percepción.

Atendiendo a las fases del estudio la figura propone cuatro fases fundamentales en la metodología (Figura 27).

- Fase 1. Selección de perfiles.

Para obtener resultados con validez estadística se considera importante segmentar la población con criterios claros y no solapados para alcanzar conclusiones adecuadas y robustas en las fases posteriores. En el estudio de percepción pueden considerarse por ejemplo los siguientes criterios:

- Según el lugar de residencia o donde pasan el mayor tiempo del día: centros de día, domicilios y residencias. Esta segmentación permite además obtener criterios para adaptar los pavimentos a diferentes tipos de espacios.
- Por género (hombres y mujeres)
- Por grupos de edad entre 55 y 74 años y mayores de 74 años.

- Fase 2. Diseño de escenarios

Para el diseño de los escenarios con los que evaluar la percepción, se empleó la técnica propuesta por la metodología Conjoint Analysis. Siguiendo esta metodología, las características de un producto se describen en *atributos* y sus posibles valores en *niveles*. Los *atributos* son las características generales de un producto, en este caso: el ambiente, el brillo, el color del pavimento, si son visibles las juntas y la iluminación del entorno. Los *niveles*, son los valores específicos de los *atributos* (por ejemplo, para el *atributo* color, los *niveles* estudiados han sido claro y oscuro). Por lo tanto, un producto estará definido con un único valor de *nivel* de cada *atributo*, con lo que existen multitud de combinaciones posibles. Para que el consumidor evalúe qué características considera como mejores, el Conjoint Analysis propone un diseño



ortogonal y realiza unos patrones de productos llamados *conceptos*, combinando *atributos* y *niveles*, de forma que con el menor número de combinaciones posibles se pueda evaluar el producto por completo considerando únicamente sus efectos principales. Una vez el consumidor analiza los casos posibles, los ordena según su preferencia, Así, el Conjoint Analysis da a cada *nivel* un coeficiente numérico llamado *utilidad* que evalúa la preferencia de ese *nivel* en el estudio del producto. Con todo, se puede obtener la combinación óptima (con aquellos *niveles* con mayor puntuación) o aquel *concepto* (o producto) que los consumidores han considerado como mejor.

La metodología seguida propone crear prototipos reales o virtuales que combinen los elementos de diseño o atributos con sus niveles. En el caso del estudio de percepción se prefirió usar escenarios virtuales por lo que se partió de fotografías de diferentes ambientes en las que se incluían personas mayores realizando diferentes tareas (pasear, cocinar, etc.) y mediante técnicas de diseño virtual se generaron pavimentos diseñados para obtener diferentes combinaciones de elementos de diseño (Figura 26). El usuario debe ordenar las imágenes de menor a mayor (del 1 al 8), atendiendo a su preferencia en cuanto a la pregunta realizada. Este formato de selección ordenada de prototipos fue elegido por su simplicidad a la hora de ser respondida por personas mayores.



Figura 26. Foto de escenario en la que aparecen juntas, suelo claro, bien iluminado, baldosa lisa y ambientada en piscina.

- Fase 3. Encuesta.

La encuesta se realiza a través de entrevista personal basada en desplazamiento del personal investigador al lugar de residencia de los encuestados.

Las preguntas suelen agruparse en torno a varios aspectos que se han considerado los más importantes a la hora de analizar la percepción. Por ejemplo:



- la seguridad,
- la calidez, el confort y la comodidad,
- la facilidad en la limpieza del suelo
- y por último, la **preferencia** de tipo **general** por un suelo u otro (teniendo en cuenta todo lo preguntado anteriormente y la satisfacción que cada tipo de suelo produce).

Para ello, se presenta al usuario un número determinado de productos de características (atributos) controladas y determinadas en la fase de diseño del Conjoint Analysis. El usuario asume la decisión de seleccionar o discriminar los distintos diseños sin que el encuestador altere su evaluación global con preguntas acerca de elementos singulares (atributos).

- Fase 4. Análisis.

En la fase de tratamiento de datos el Conjoint Analysis extrae si ha habido influencias significativas de los factores en la percepción subjetiva con lo que se responde al objetivo **Obj.5**. A partir de las influencias significativas se deducen qué características (atributos) han sido más importantes en la decisión y qué nivel de esas características han sido los preferidos.

La fase de análisis incluye filtrado de datos, análisis automático de datos, análisis de correlaciones y definición del sistema experto capaz de estimar las respuestas en función de los elementos de diseño presentes en el ambiente. En esta fase por tanto, es posible generar los diseños óptimos combinando los niveles de atributo mejor valorados (generación de criterios propuesta en el objetivo **Obj.6**).

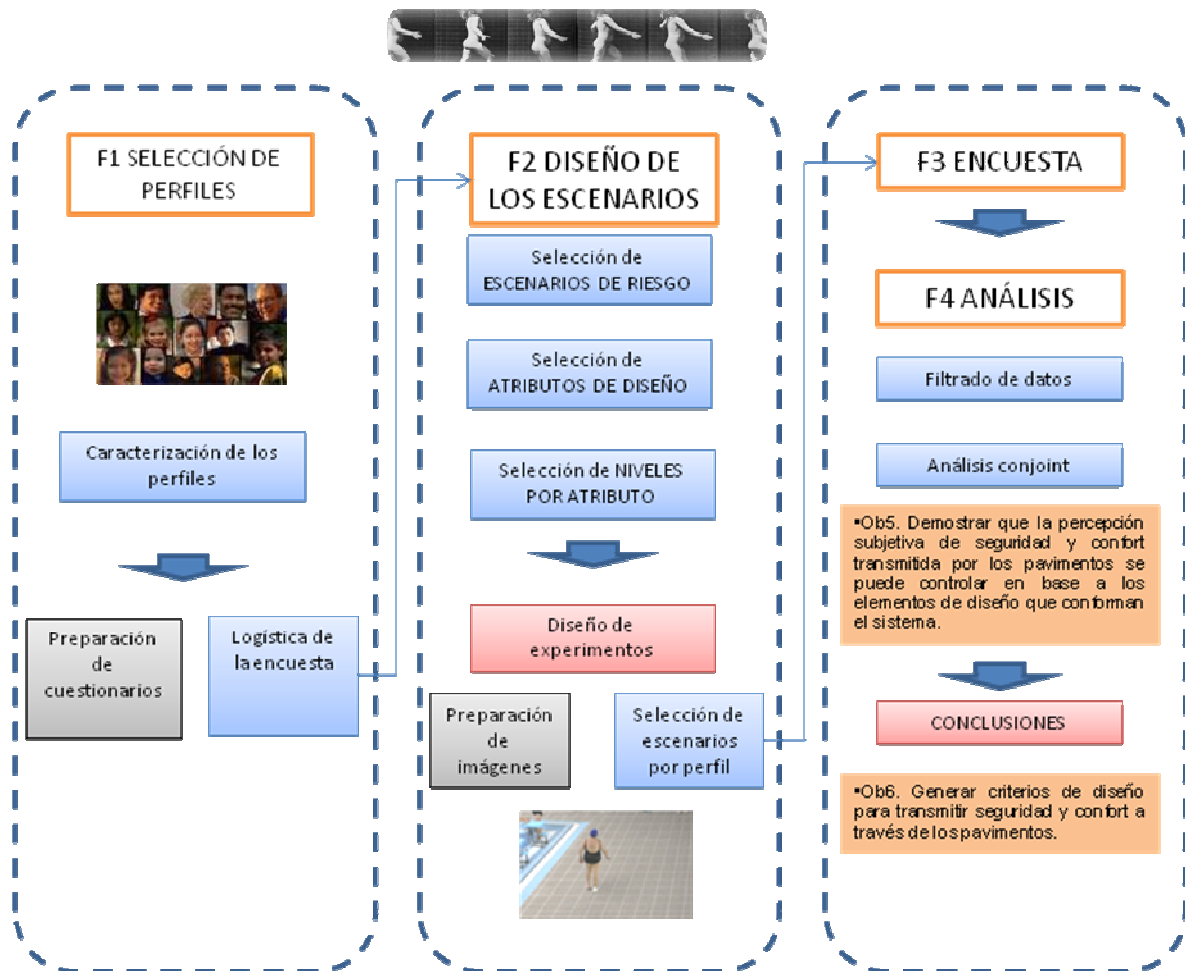


Figura 27. Fases aplicadas en el estudio de la percepción y objetivos propuestos.



8. RESUMEN DE LAS PUBLICACIONES

A continuación se describen brevemente el alcance y resultados de las aportaciones de la tesis que en definitiva dan respuesta a las hipótesis y objetivos planteados en puntos anteriores.

8.1 ARTÍCULO 1: DEFINICIÓN DEL NIVEL DE FRICCIÓN SEGURA EN ESPACIOS PÚBLICOS CONSIDERANDO LAS NECESIDADES DE PERSONAS CON MOVILIDAD REDUCIDA.

La definición de seguridad de un pavimento se enfrenta a dos problemas fundamentales, el primero es que no existe un método específico y consensuado por todos los expertos para medir el coeficiente dinámico de fricción DCOF y el segundo es que no está claro cuál es el nivel de fricción necesaria (RCOF) que establecería la referencia de seguridad frente a la fricción disponible.

En este sentido este **artículo** describe rigurosamente avances en las dos necesidades detectadas en el modelo de Hanson et al., (1999). Por un lado se trabajó en el desarrollo de un nuevo equipo para medir de forma fiable la fricción dinámica disponible, y por otro se investigó y definió cuál era el patrón de marcha más restrictivo de entre todos los perfiles que pueden desarrollar bipedestación en la marcha. Finalmente se estableció el coeficiente de fricción necesaria que garantizaba una deambulación segura para todos los usuarios. A continuación se profundiza brevemente en cada uno de los avances mencionados.

Definición del perfil más restrictivo en fricción necesaria

Para establecer el perfil patológico con más necesidades de fricción, se evaluó la marcha de 205 voluntarios de diferentes perfiles (tabla 9).

Tabla 9. Perfiles patológicos que participaron en la selección del patrón de marcha más restrictivo.

Descripción	N	Hombre	Mujer	Edad media	Rango de edad
Amputados por debajo de la rodilla	8	8	0	34.63	19-49
Artritis de cadera	46	23	23	55.39	21-69
Artritis de rodilla	53	13	40	56.57	39-67
Hemiplejía	50	32	18	59.92	21-94
Parkinson	48	30	18	62.42	35-77

En la tabla 10 puede observarse como el perfil de amputados a nivel de la rodilla es el que presenta mayores necesidades de fricción tanto en la pierna amputada (prótesis) como en la pierna propia.



Tabla 10. Resultados obtenidos durante la primera fase de los ensayos.

		RCOF			
		Media	SD	P75	SP75
Amputado	Lado	0.44	0.06	0.64	0.13
	Lado	0.31	0.03	0.36	0.04
	Lado	0.34	0.06	0.45	0.09
	Lado	0.45	0.13	0.52	0.16
Artritis cadera	Lado	0.25	0.06	0.28	0.06
	Lado	0.28	0.05	0.29	0.05
	Lado	0.22	0.05	0.24	0.05
	Lado	0.26	0.05	0.28	0.04
Artritis de rodilla	Lado	0.22	0.05	0.24	0.05
	Lado	0.29	0.07	0.32	0.15
	Lado	0.24	0.06	0.25	0.07
	Lado	0.28	0.06	0.29	0.06
Hemiplegia	Lado	0.27	0.08	0.31	0.09
	Lado	0.23	0.05	0.26	0.04
	Lado	0.28	0.09	0.32	0.11
	Lado	0.25	0.08	0.28	0.09
Parkinson	Aterrizaje	0.24	0.06	0.28	
	Despegue	0.24	0.06	0.28	

Desarrollo de un nuevo equipo de ensayo para medir la fricción dinámica

El nuevo sistema de medida se desarrolló para ser capaz de realizar evaluaciones tanto in situ como en laboratorio de diferentes pavimentos con diferentes condiciones de velocidad (desde 0.05 m/s a 0.5 m/s), material de suela y fuerzas verticales (desde 100 N a 600 N, con un tiempo de aplicación de 0.4 ± 0.01 s). El sistema se compone



de un cilindro neumático para desarrollar las fuerzas verticales, un servomotor para programar el movimiento lineal a la velocidad escogida, y dos células de carga para adquirir simultáneamente las reacciones horizontales y verticales durante el movimiento.

Una vez desarrollado el sistema, se generó un diseño de experimentos para alcanzar una variabilidad óptima desde el punto de vista de tipologías de pavimentos (20 tipos distintos) y condiciones de deslizamientos distintas (12 condiciones de fuerza y velocidad distintas por pavimento) (Tabla 11).

Tabla 11. Condiciones escogidas para medidas de DCOF usando el nuevo equipo desarrollado por el IBV. Todos en condiciones de suelo mojado.

Pavimento	Fuerza 1 = 200N	v1 = Baja (0.25 m/s)	Piel
			Caucho
		v2 = alta (0.5 m/s)	Piel
			Caucho
	Fuerza 2= 400N	v1 = baja (0.25 m/s)	Piel
			Caucho
		v2 = alta (0.5 m/s)	Piel
			Caucho
	Fuerza 3= 500N	v1 = baja (0.25 m/s)	Piel
			Caucho
		v2 = alta (0.5 m/s)	Piel
			Caucho

Las medidas de fricción dinámica fueron correlacionadas tanto con las pruebas biomecánicas de fricción necesaria de personas con movilidad reducida como con la percepción subjetiva de fricción. La percepción subjetiva de fricción se extrajo mediante la técnica de priorización de Saaty (Saaty, 1980).

Como conclusión, el análisis de correlaciones permitió escoger la condición 4 (tabla 10) como aquella que reunía una buena repetitividad y fiabilidad de la medida (98%) con una excelente correlación con la fricción necesaria ($r=0.98$) y con la percepción subjetiva de fricción disponible ($r=0.85$). La condición de referencia permitió ajustar el CFD de seguridad para personas con movilidad reducida en 0.4. Como consecuencia, se propone elevar en un punto los criterios tradicionales de fricción mínima de seguridad para considerar a las personas con movilidad reducida, y asegurar una buena correlación entre la fricción registrada en el equipo de medida y la fricción percibida durante la marcha.



8.2. ARTÍCULO 2: INFLUENCIA DE LOS PARÁMETROS DE DISEÑO DE UN PAVIMENTO EN LA PERCEPCIÓN DE SEGURIDAD DE LOS MAYORES.

Este artículo, centra el trabajo de investigación en la población mayor considerando su vulnerabilidad frente a una caída, su baja capacidad para reaccionar ante una situación no prevista y su poca visión. Los resbalones y las caídas con graves consecuencias son muy frecuentes en las personas mayores (Campbell et al., 1981; Rubenstein et al., 1988; Agnew and Suruda 1993). De hecho, las lesiones por caídas son la principal causa de muerte en la población mayor de 75 años (National Safety Council 1998; Lockhart et al., 2003).

El artículo se basa en la capacidad de las personas a anticiparse a la **decisión** de establecer una estrategia de marcha correcta (que evite las caída y permita una marcha confortable) sobre un pavimento. Las diferentes estrategias permiten actuar en las fuerzas y posturas ejercidas como por ejemplo, aumentando o reduciendo la longitud de paso, la velocidad o la superficie de contacto, reduciendo así la fricción necesaria o requerida a través de reducir la aceleración vertical y la velocidad de avance del centro de gravedad del cuerpo (Llewellyn and Nevola 1992) El aspecto más importante en este sentido es que la persona mayor perciba correctamente las propiedades que están presentes en el pavimento. Para ello es necesario determinar en qué medida el pavimento (a través de sus elementos de diseño) es capaz de comunicar con coherencia sus propiedades físicas a las personas mayores. Por tanto, el experimento determina en qué medida los elementos de diseño de los pavimentos afectan a la percepción de seguridad en las personas mayores.

Ciento veinte personas mayores de 55 años (con una distribución equilibrada de género, edad y ambiente en donde desarrollan la vida diaria) tomaron parte en el ensayo. Para el estudio, se determinaron 3 subgrupos de sujetos de diferentes ambientes: Residencias, Centros de día y hogares asistidos. Los grupos de edad a su vez, se dividieron en dos rangos: entre 55 y 75 años y mayores de 75.

Se utilizó el Conjoint analysis (Louviere J.J., 1988, Srinivasan V., Jain A.K., Malhorta N., 1983) para cuantificar las influencias de cada uno de los elementos de diseño en la percepción de seguridad. Los elementos de diseño se extrajeron de paneles de expertos y grupos de discusión previos al estudio. Los parámetros de estudio incluyen textura, juntas, color, relieve y tipo de ambiente en donde el pavimento estaba integrado o instalado. Los niveles de cada parámetro están presentes en la Tabla 12. El emplazamiento en donde se desarrolla la vida diaria determinó el tipo de ambiente que se evaluaba en el estudio. Así, para hogares asistidos se evaluó el baño y la cocina, para centros de día: la piscina y el centro comercial, y para residencias: las aceras y las escaleras.

Se realizó un diseño ortogonal de experimentos generando 8 muestras para cada grupo de ambiente de residencia combinando los parámetros y niveles seleccionados. Para el análisis y generación de las muestras se utilizó el módulo de Conjoint analysis incluido en el SPSS 11.5 para Windows. Cada combinación por tanto definió el diseño



de imágenes reales. En las integraciones se incluyeron usuarios mayores voluntarios para estimular la percepción de uso del pavimento y generar mayor riqueza de respuestas. Todas las imágenes fueron modificadas virtualmente para incluir aleatoriamente las 8 combinaciones.

Tabla 12. Parámetros del pavimento y sus respectivos niveles considerados para el estudio.

Parámetros	Textura	Presencia de Juntas	Tono/color	Luminosidad	Ambiente
Niveles	Brillante	Juntas visibles	Claro	Buena	Baño Cocina
	No brillante	Juntas impreceptibles	Oscuro	Baja	Piscina Centro Comercial
	Texturado				Escaleras
					Aceras

Las imágenes (Figura 28) se mostraban a los sujetos usando una de las modalidades del Conjoint analysis que consiste en ordenar las imágenes de mayor a menor sensación de seguridad. Los sujetos no fueron informados en ningún momento sobre las diferencias entre cada imagen. Las respuestas se basaron en una percepción global de los parámetros sin que se profundizara conscientemente en que la imagen era una combinación controlada de elementos con una intención determinada.



Figura 28. Grupo de 4 imágenes relativas al ambiente piscinas, combinación de elementos de diseño de acuerdo a la metodología conjoint.



La Figura 29 muestra el nivel de importancia para cada parámetro de diseño en función del grupo de ambiente. La textura fue el parámetro más importante para los tres grupos mientras que el color fue el menos importante para el grupo de centros de día y luminosidad el menos importante para residencias.

Por otro lado el nivel de importancia difiere para cada uno de los grupos como puede observarse para el parámetro textura, en donde se aprecia como el grupo de hogares asistidos otorgaron mayor importancia al parámetro que el resto de grupos.

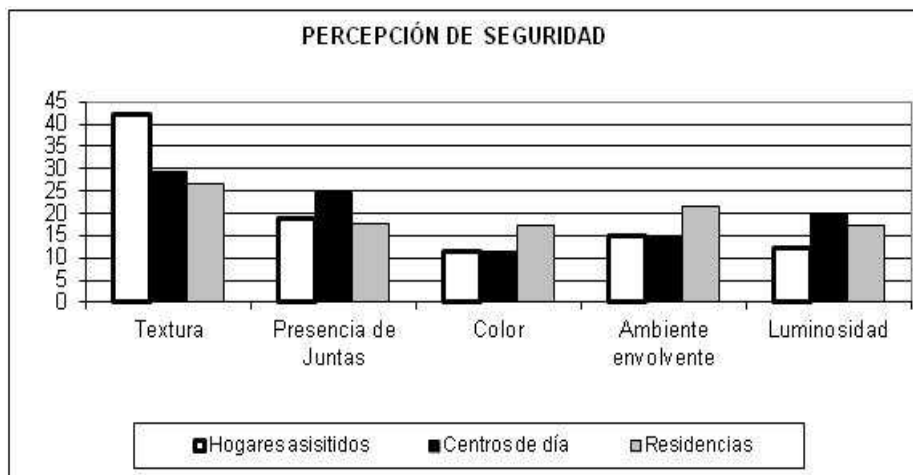


Figura 29. Importancia para cada parámetro de diseño en función de los grupos de ambiente seleccionados: Hogares asistidos, Residencias y Centros de día.

La tabla 13 incluye el valor de la influencia obtenida para cada nivel de los parámetros de diseño. Por ejemplo, el pavimento para baño percibido como más seguro para hogares asistidos sería:

Textura Impor.	Textura nivel	Juntas impor.	Nivel juntas marcadas	Color Impor.	Nivel Claro	Luminosidad Impor.	Nivel Buena	Const	Resultado
42.28 x	1.6448 +	18.91 x	0.4654 +	11.65 x	0.0182 +	14.97 x	0.2843 +	4.4749=	87.21

Mientras que el pavimento percibido como menos seguro sería:

Textura Impor.	Nivel Brillo	Juntas impor.	Nivel juntas imperceptibles	Color Impor	Nivel Oscuro	Luminosidad Impor.	Nivel Bajo	Const	Resultado
42.28 x	-1.4608+	18.91 x	-0.4654+	11.65 x	-0.0182+	14.97 x	-0.2843+	4.4749=	-57.87



Tabla 13. Importancia de cada parámetro de diseño y la influencia en función del nivel considerado. Se incluye también el valor de la constante, necesario para estimar el nivel de percepción de seguridad para cualquier posible combinación.

		Hogares Asistidos		Centros de Día		Residencia	
		Import.	Influencia	Import.	Influencia	Import.	Influencia
Textura	No brillo/mate	42.28	-0.184	29.31	0.159	26.57	-0.0778
	Brillo		-1.4608		-0.9218		-0.5861
	Texturado		1.6448		0.7628		0.6639
Juntas	Juntas	18.91	-0.4654	24.81	-0.7538	17.52	-0.575
	Juntas		0.4654		0.7538		0.575
Color	Claro	11.65	0.0182	11.65	-0.0269	17.2	0.6667
	Oscuro		-0.0182		0.0269		-0.6667
Luminosidad	Bajo	12.18	-0.2843	19.6	-0.6808	17.16	-0.5875
	Bueno		0.2843		0.6808		0.5875
Ambiente	Baño	14.97	0.3528	-	-	-	-
	Cocina		-0.3528	-	-	-	
	Piscina	-	-	14.63	0.1923	-	-
	Centro	-	-		-0.1923	-	-
	Escalera	-	-	-	-	21.56	-0.7458
	Acera	-	-	-	-		0.7458
Constante		4.4749		4.4603		4.5144	

Como **conclusión**, los resultados de este trabajo muestran que el diseño de los pavimentos presenta una influencia en la percepción de seguridad de los mayores en el sentido de que pueden o no afectar en su adaptación a las condiciones reales presentes en el suelo. Por tanto, el pavimento no tiene que ser únicamente percibido como seguro sino también debe serlo. En el caso de que un pavimento deslizante sea percibido como seguro, puede resultar catastrófico ya que la gente no adaptará su patrón de marcha para reducir el riesgo y probablemente resbalará.

De los elementos de diseño considerados en este estudio, y tal como cabría esperar, la textura fue el que más influencia obtuvo en el sentido de que un suelo brillante es percibido siempre como peligroso, mientras que una textura o relieve, incluso aunque ésta sea muy leve, transmite seguridad. Otros parámetros no influyeron de la misma manera en cada uno de los subgrupos estudiados. Así, el color oscuro transmitía seguridad a los usuarios de centros de día mientras que para los de residencia y de hogar asistido no, revelando la especial relevancia de considerar diferencias entre personas mayores ante todo en función de su ambiente y movilidad. De hecho el



ambiente, que fue uno de los elementos estudiados, registró importantes consideraciones que pueden ayudar a explicar por qué los baños y las aceras registran mayor número de caídas en la población mayor.

8.3. ARTÍCULO 3: LA EXISTENCIA DE UN COEFICIENTE ÓPTIMO DE FRICCIÓN Y SU INFLUENCIA EN LA VARIABILIDAD DE LA MARCHA.

Este artículo vuelve a retomar el parámetro de fricción como un elemento de diseño clave en la seguridad y confort del pavimento y pone en relieve la necesidad de resolver un criterio establecido en el mercado y relacionado con la creencia de que “cuanto más fricción mejor”.

En la práctica deportiva los diferentes pavimentos que dan soporte a deportes tan variados como el tenis, el fútbol y el baloncesto llevan asociados niveles mínimos de fricción pero también niveles máximos relacionados con la prevención de lesiones ligamentosas en rodilla, tobillo, y cadera (Torg and Quedenfeld, 1974). En este sentido, es razonable pensar que durante el uso peatonal de un pavimento ciertos niveles de fricción pueden provocar tropiezos, atrancamientos e incluso fatiga y discomfort. Sin embargo, la existencia de un nivel máximo recomendable y sus posibles consecuencias en el patrón de marcha no se han definido nunca.

En el artículo se desarrolla un estudio de investigación empleando parámetros biomecánicos de la marcha combinados con análisis y metodologías no lineales para demostrar la existencia de un límite máximo y por tanto un rango de fricción óptimo. Así mismo, se analizan las consecuencias en la variabilidad del patrón de marcha.

El análisis de la variabilidad de las señales se propuso en este artículo como técnica de referencia para observar cambios sutiles en el patrón de marcha ya que los autores esperaban alteraciones menos evidentes que las que se observan cuando se estudian niveles de fricción bajos. En el pasado la variabilidad se consideraba un problema de la señal, un ruido, y por tanto era técnica habitual filtrarla y hacerla desaparecer del fenómeno. Hoy en día, el estudio de la variabilidad de las señales biomecánicas se está utilizando en la literatura para estudiar influencias complejas y multivariantes como el efecto del envejecimiento, la recuperación de una lesión o incluso la adaptación a situaciones de riesgo o perturbaciones momentáneas.

En este sentido, Maki (1997), Hausdorff et al. (2001) y otros investigadores (Brach 2007; Owings and Grabiner, 2004) usaron la desviación típica y el coeficiente de variación (metodologías lineales) para concluir que la gente mayor que había sufrido caídas muestra mayor variabilidad que los mayores que no se han caído nunca o que los jóvenes, y por tanto relacionaron la variabilidad con un mayor riesgo de caer.

Sin embargo las metodologías lineales pueden enmascarar la estructura real del sistema al reducir y simplificar la señal a una serie de puntos representativos (máximos, mínimos, etc.) o en el mejor de los casos a una señal media. Como consecuencia la variabilidad natural de la señal queda de nuevo filtrada.

Para resolver este problema las herramientas no lineales se centran en entender cómo un sistema dinámico cambia a lo largo del tiempo. Autores como Stergiou y Kurz



(2003) o Buzzi et al.(2003) usan variables continuas con elevada frecuencia de adquisición (ángulos de rodilla y cadera, electrocardiogramas, acelerometría...) para profundizar en la naturaleza de la variabilidad de los sistemas dinámicos del cuerpo humano. Estos autores encontraron valores no lineales (Entropía, Lyapunov exponent y Correlation Dimension) superiores en mayores que sufrían caídas comparados con los que no las sufrían sugiriendo mayor aleatoriedad, mayor inestabilidad y ruido, y por tanto mayor impredecibilidad en los mayores que sufren caídas.

El estudio planteó una fase experimental para adquirir diferentes variables biomecánicas empleando a 6 mujeres entre 35 y 45 años con un índice de masa corporal de 25 y sin problemas de movilidad o equilibrio. Los sujetos fueron instrumentados con un acelerómetro unidireccional (IC sensors) situado en la tibia y un goniómetro biaxial (Penny & Giles SG150) para registrar los ángulos de rodilla (Figura 30). Ambas señales se registraron mediante sistemas sin cables para evitar cambios en los patrones de marcha naturales y se adquirió a 50 Hz de frecuencia.

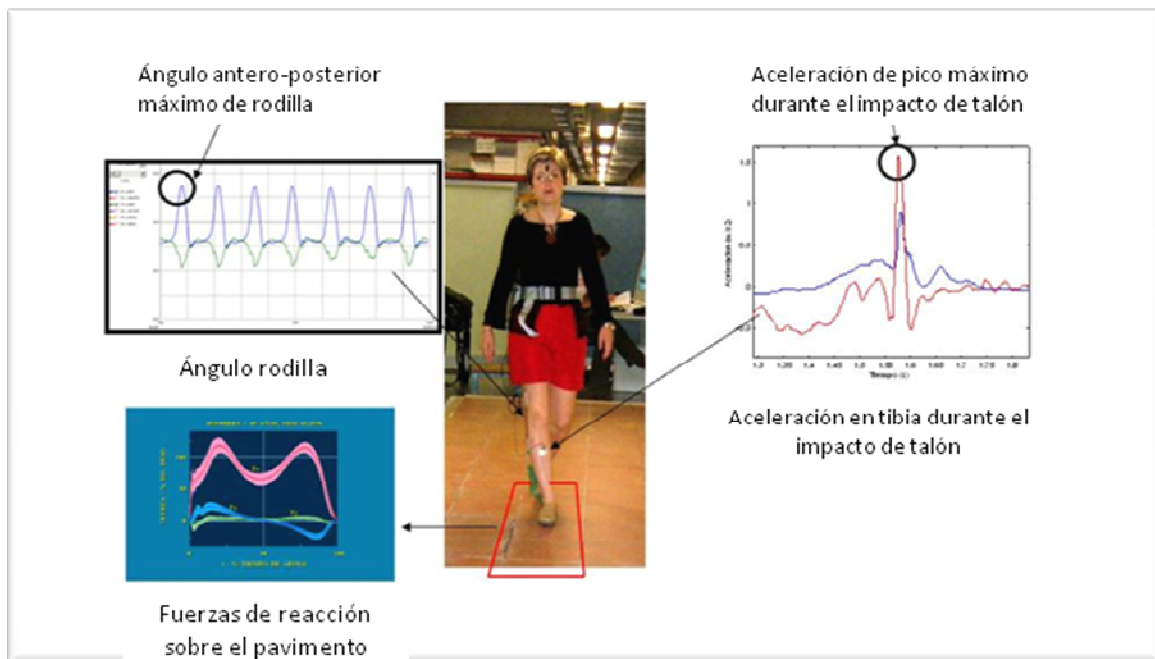


Figura 30. Los sujetos se instrumentaron con un acelerómetro unidireccional (IC sensors) situado en la tibia y un goniómetro biaxial (Penny & Giles SG150) para registrar los ángulos de rodilla complementando la toma de datos desde la plataforma de fuerzas.

Para observar el efecto del cambio de fricción, se escogieron 5 muestra de piezas cerámicas con diseños y tonos similares y distintos niveles de fricción (piezas desarrolladas por TAU CERÁMICA) con el objetivo de que el diseño gráfico de la pieza no afectara a la percepción del sujeto más allá de lo esencial (brillo, texturas etc,...) y a la vez se barriera un rango de fricción evitando niveles peligrosos de muy baja fricción o excesivamente alta para no tener que tomar medidas de seguridad que alteraran el patrón de marcha (arneses...etc.).

Con las piezas cerámicas se construyeron pasillos de marcha de 7x2 metros y se registraron 5 repeticiones de señales biomecánicas, percepción subjetiva de confort, fatiga y percepción de molestias a lo largo de 15 minutos de prueba.



Las señales de fuerza de reacción necesaria (CFN) registradas desde la plataforma de fuerzas permitieron observar el cambio de patrón cuyo punto de inflexión indicó el umbral a partir del cual un aumento de fricción origina una adaptación asociada a mayor fatiga y molestias en tan sólo 15 minutos de uso (Figura 31).

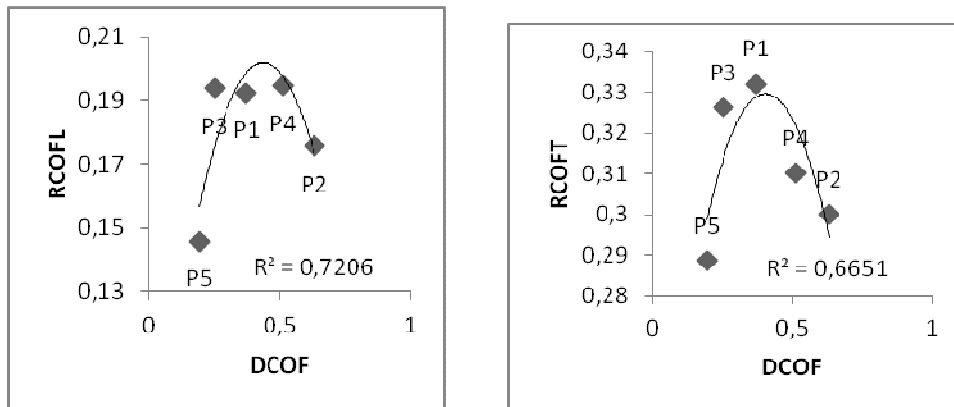


Figura 31. Izquierda: RCOFL comparado con DCOF; Derecha: RCOFT comparado con DCOF.

Por otro lado los análisis lineal y no lineal permitieron caracterizar con más precisión los patrones de marcha desarrollados por los sujetos (Tabla 14).

Tabla 14. Parámetros lineales y no lineales. Valores medios (Desviación Estándar).

Tibia	SD tibia (g)	COV tibia	Lyapunov tibia	ApEntropy tibia	CoD tibia
Fuera del intervalo óptimo de fricción	,59 (0.25)	,21(0.06)	,0845 (0.013)	,455 (0.084)*	3,80 (0.23)
En el intervalo óptimo de fricción	,55 (0.31)	,19 (0.07)	,083 (0.013)	,491(0.059)*	3,84 (0.26)
Rodilla	SD rodilla (°)	COV rodilla	Lyapunov rodilla	ApEntropy rodilla	CoD rodilla
Fuera del intervalo óptimo de fricción	2,40 (0.92)*	,033 (0.012)	,092(0.023)	,355 (0.055)*	3,37 (0.25)
En el intervalo óptimo de fricción	1,89 (0.40)*	,026 (0.005)	,091(0.020)	,396 (0.078)*	3,28 (0.16)

Diferencias significativas ($P < 0.05$) entre grupos están marcada con asterisco (*)



Como conclusión se establecieron tres patrones de marcha diferenciados que confirman la existencia de un nivel óptimo de fricción dinámica:

1. Bajo DCOF (< 0.25): Para evitar resbalar, el patrón de marcha se ajusta para que la fricción requerida sea menor que la disponible $RCOF < DCOF$. La adaptación implica mayor variabilidad en los ángulos máximos de rodilla (variabilidad lineal) pero provoca un movimiento general más restringido (variabilidad no lineal) que produce molestias a corto plazo a nivel de muslos.

2. Rango DCOF óptimo (0.25 a 0.55): Existe un equilibrio entre un aterrizaje suave y un despegue energético. Como consecuencia se observa mayor riqueza de movimientos y mayor complejidad en las señales correspondientes al umbral óptimo de fricción. Un despegue energético provoca un aumento de la sensibilidad bajo la cabeza de los pies y a nivel de los dedos.

3. Alto DCOF (> 0.55): La estrategia empleada modifica la marcha para mantener un aterrizaje suave a costa de reducir la energía del despegue. La adaptación produce de nuevo mayor variabilidad en los ángulos máximos de rodilla (variabilidad lineal) pero provoca un movimiento general más restringido (variabilidad no lineal). En este caso se aprecia un aumento de la sensibilidad bajo la cabeza de los pies y a nivel de los dedos pero también molestias en las rodillas.

Por tanto a partir de un nivel de fricción de 0.55 para el perfil de sujetos seleccionado, es posible fijar un límite superior entre un patrón de marcha cómodo y seguro y un patrón de marcha forzado y menos energético, demostrando así la existencia de un rango de fricción óptima para la marcha.



9. DISCUSIÓN

A pesar del importante esfuerzo investigador realizado, las caídas siguen constituyendo una de las problemáticas más importantes de la movilidad peatonal como reflejan las estadísticas publicadas periódicamente (Manning et al., 1988; Thomas, 1991; Grönqvist y Roine, 1993; Grard y Lundberg, 1994; Kemmlert y Lundholm, 1998; National Center for Injury Prevention and Control, CDC 2009), siendo la causa principal de ingresos en urgencias para todas las edades y géneros con resultados graves o muy graves en todos aquellos países en donde se registran estos datos.

Además, mientras la mayoría de estudios se han centrado en actividades laborales en población trabajadora, (National Safety Council, 1998; Blom, 2000; Council for Labor Affairs, 2002; Lockhart et al., 2003), los datos publicados reflejan una alarmante incidencia de caídas en grupos de población, que como las personas mayores y las personas con discapacidad, presentan una capacidad de deambulación alterada (Manning et al., 1988; Thomas, 1991; Grard y Lundberg, 1994; Kemmlert y Lundholm, 1998; CDC 2009). Hoy en día, es ampliamente aceptado que las caídas se producen por la combinación de factores de influencia intrínsecos y extrínsecos del peatón. En consecuencia, las vías actuales de trabajo para reducir la incidencia de las caídas plantean una aproximación holística que considera la interacción entre factores propios de la persona (capacidad motora, visión, etc.) y factores del entorno (pavimento, iluminación, etc.). En esta tesis se ha seguido esta aproximación considerado ambos factores de influencia. Como **factor extrínseco** se ha estudiado en profundidad el papel del pavimento, su diseño y sus propiedades de fricción mientras que como **factor intrínseco** se ha considerado la capacidad de deambulación y de percepción alteradas por diferentes razones, entre ellas la edad. Si bien es cierto, hay factores intrínsecos como el consumo de medicamentos, alcohol, drogas, estrés, ansiedad y otros, que se han obviado por ser factores aislados en la problemática del peatón. No obstante, estos factores podrían introducirse en futuros estudios ya que su influencia en el número de caídas está aumentando alarmantemente en espacios de interior como hospitales, residencias y domicilios (Lockhart et al., 2003).

Las caídas suelen catalogarse como caídas a nivel y caídas a diferentes niveles. En el caso de considerar la movilidad peatonal, se deben estudiar ambos tipos de caídas ya que los trayectos considerados pueden incluir cambios significativos de nivel debidos a escalones, rampas, zanjas, desniveles (puentes, cauces, terrazas sobreelevadas...), huecos y otras circunstancias habituales en las vías públicas. No obstante, los experimentos llevados a cabo se fundamentan directamente en las caídas a nivel por considerarse las más numerosas (Lockhart et al., 2003), no obstante los criterios son aplicables en muchos casos para escalones y rampas, aunque sigue siendo necesario avanzar en las caídas a distinto nivel.

A otro nivel de importancia aparecen problemáticas relacionadas con la movilidad peatonal que se han abordado en esta tesis como son el confort, la reducción de fatiga



y la transmisión de información sobre las cuales apenas existe literatura y se consideran prácticamente aportaciones inéditas.

En general, la metodología empleada durante el desarrollo de los criterios de seguridad y confort se considera acertada en la dirección de proponer soluciones desde la definición y concreción de la necesidad, sin embargo la viabilidad económica de desarrollar este método obliga a optimizar el número de sujetos de los que extraer dichas necesidades. Este escollo se ha tratado de solventar apoyándose en la literatura de trabajos existentes con el objetivo de escoger con claridad un perfil muy concreto de sujetos que, dadas las hipótesis, podrían considerarse como modelo de referencia o, con otras palabras, perfiles con exigencias más altas. En el futuro debería validarse la adaptación de los perfiles menos exigentes a los criterios derivados de éste modelo de trabajo.

Entre todas las propiedades de un pavimento, destaca la fricción como propiedad fundamental y con mayor necesidad de concreción dada su influencia en la deambulación humana y el poco consenso en cuanto a cuál es el rango considerado seguro y confortable para todos los peatones (Grönqvist et al., 2001). Los estudios presentados en esta tesis se centran básicamente en esta propiedad, aportando una perspectiva inclusiva (diseño para todos) y abordando dicha propiedad de forma integral: mínimo, máximo y valor percibido en seguridad y confort.

Hanson et al. (1999), proponen un coeficiente de fricción segura (SFC) que puede definirse como $SFC = DCOF - RCOF$, el cual permite establecer por intervalos la probabilidad de sufrir una caída (Figura 32). DCOF es el coeficiente dinámico de fricción medido con diferentes instrumentos (Chang et al., 2001 and Grönqvist et al., 1999). Mientras que RCOF es el coeficiente de fricción requerido, el cual se obtiene mediante plataformas de fuerzas durante ensayos de marcha.

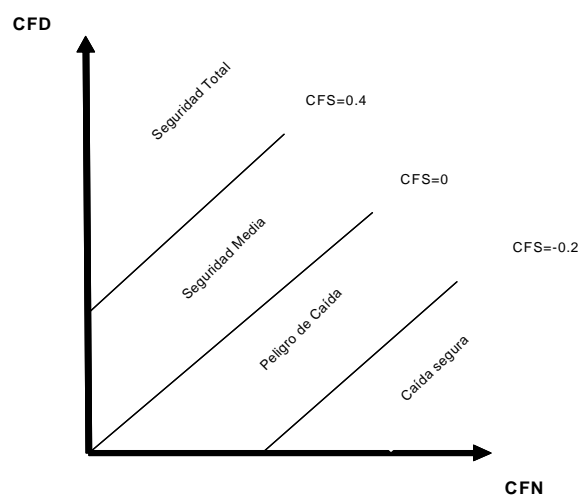


Figura 32. Coeficiente de fricción Segura y su distribución en función de DCOF y RCOF ($SCF = DCOF - RCOF$).



Este criterio se enfrenta a dos problemas principales: primero, no existe un único método aceptado por consenso para obtener el DCOF y segundo, no está claro cuál es el RCOF que debería considerarse para establecer el nivel de seguridad de un pavimento, siendo aun más preocupante la indefinición o poca claridad de cuál es el nivel de seguridad recomendado.

Por otro lado, existen muchos equipos de registro de coeficientes de fricción capaces de controlar la velocidad, la fuerza vertical y otros parámetros relevantes para medir el DCOF (Grönqvist et al., 1989; Wilson, 1990; Redfern y Bidanda, 1991) pero el efecto de cambiar los parámetros de control en la medida del DCOF no se ha establecido claramente e incluso la literatura registra resultados contradictorios (Redfern y Bidanda, 1994). En muchos casos, los niveles de fuerzas y velocidades empleados no simulan la realidad poniendo en duda los valores obtenidos en DCOF. Un ejemplo conocido muy empleado en la industria cerámica en el pasado es el método A de ISO pr10545-17 que considera una única condición de test la cual es aplicada por un equipo conocido como TORTUS. Este equipo mide el coeficiente dinámico de fricción deslizando una probeta de caucho con una velocidad constante de 0.017m/s y una fuerza vertical de 200gr, valores muy inferiores a las reacciones que suceden en la marcha humana.

En el artículo 1 de la presente tesis, el DCOF se ha obtenido utilizando un nuevo sistema de medida de la fricción dinámica desarrollado por el Instituto de Biomecánica (IBV) que permite simular condiciones reales de marcha humana programando la velocidad, longitud de deslizamiento y la fuerza vertical. Los resultados obtenidos no mostraron una correlación significativa entre el método del péndulo (en adelante BPST) y el sistema desarrollado por el IBV, aunque el método del IBV consiguió una correlación significativa entre la percepción subjetiva de los sujetos y el BPST no. Este último método, otro de los más conocidos internacionalmente, ha sido criticado y discutido ampliamente en la literatura por su imposibilidad de controlar la velocidad de aplicación, el tiempo de deslizamiento y las fuerzas aplicadas (Grönqvist et al., 1999 y Chang et al., 2001), aun así ha sido incorporado recientemente en el Código Técnico de la Edificación (CTE) como método de referencia en España pese a que no garantiza su fiabilidad sobre materiales con relieve, ni con superficies que vayan a ser usadas con pie descalzo.

Con respecto al RCOF y su utilización para establecer un nivel de fricción seguro, parece razonable que se considere el caso más restrictivo como límite de seguridad, es decir, habría que considerar la mayor fricción requerida entre todos los usuarios potenciales. En el caso de aplicación en espacios públicos, los potenciales usuarios incluyen gente con diferentes discapacidades y patologías que pudieran afectar a su patrón de marcha. Los estudios de Buczek et al. (1990) adelantaron que las personas con limitaciones de movilidad y marcha alterada requieren mayor fricción que las personas sin problemas de movilidad. Sin embargo no se aportaron más datos al respecto. Los resultados presentados en el artículo 1 demuestran que las personas con amputación de extremidad inferior son, por encima de sujetos con artritis de rodilla, artritis de cadera, párkinson, hemiplejía y mayores de 65 años, el grupo de población que requiere un coeficiente de fricción mayor. Por tanto, este grupo



patológico fue el seleccionado como grupo patrón para fijar el coeficiente de seguridad en el primero de los artículos del compendio.

Así mismo, tratar de fijar un coeficiente de seguridad de un pavimento basándose en una medida de fricción no es una cuestión evidente. La literatura ha demostrado que existen otros parámetros relevantes como la velocidad horizontal que describe el talón al impactar contra el pavimento (Lockhart et al., 2003) y la propia percepción subjetiva del material (Grönqvist et al., 2001 y Chang et al., 2004). En este sentido, la percepción de si el pavimento es resbaladizo o no destaca por ser discutida en multitud de ocasiones ya que las personas son capaces de alterar su patrón de marcha de forma voluntaria (Orendurff et al., 2008). Si la persona detecta riesgo de resbalar, reduce la longitud de zancada y aumenta el tiempo de contacto entre el apoyo y el suelo. Es por esta razón que la combinación entre una buena percepción de las propiedades reales del pavimento junto con un nivel de seguridad objetivo se considera una solución óptima (Grönqvist et al., 2001) siendo ésta, una hipótesis totalmente adoptada en los trabajos de la presente tesis.

Por otro lado, el resultado de la segunda fase del artículo 1 es totalmente coherente con lo observado por otros autores (Grönqvist et al., 1993; Myung et al., 1993; Swensen et al., 1992 y Chang et al., 2004) ya que se establece una correlación muy clara entre la fricción dinámica medida y la fricción percibida. El DCOF con una fuerza vertical de 200N, velocidad de deslizamiento de 0.5m/s y probeta de caucho alcanzó la mayor correlación ($r=0.85$) y repetibilidad con la fricción percibida (AHP mediante el método Saaty). Por tanto, esta condición de ensayo fue la seleccionada para establecer el nivel propuesto de seguridad. Otros estudios como Chang et al. (2004) no obtuvieron valores tan altos de correlación ($r<0.45$) entre la fricción medida y la percibida, probablemente debido a que se estudiaron demasiadas condiciones de ensayo de materiales frente a pocas valoraciones subjetivas comparadas con las realizadas en esta tesis.

Aun así, la variabilidad en la percepción subjetiva registrada en esta tesis puede resultar excesivamente alta, aunque se explica perfectamente ya que los sujetos patrón sufrían diferentes niveles de amputación y usaban diferentes prótesis. En este sentido, sería importante precisar en el futuro cuál es la influencia en la percepción subjetiva usando diferentes tipos de prótesis, y cuál de las prótesis transmite mejor las propiedades reales de fricción del pavimento por su importancia en la seguridad del usuario.

Por todo lo discutido anteriormente, para establecer el nivel de fricción de seguridad mínimo, se considera primordial superar la fricción requerida de la población de amputados utilizando un equipo de medida que correlacione adecuadamente con la percepción subjetiva de la fricción. En este sentido, el artículo 1 identifica 3 tipos de suelos: Grupo A con un nivel DCOF bajo (<0.4) que es percibido como inseguro. Grupo B considerado un grupo con DCOF medio (>0.4 y <0.6) percibido como seguro. Finalmente un tercer Grupo C con un DCOF alto aproximadamente >0.6 también percibido como seguro. Más adelante este Grupo C, será discutido y precisado (<0.55) como un nivel de fricción demasiado elevado para patrones de marcha sin problemas de movilidad y por tanto no recomendado por exceder la fricción necesaria.



Los resultados permiten recomendar que el nivel de fricción disponible (DCOF) en condiciones húmedas (todos los ensayos se realizaron sobre muestras mojadas) debe ser superior a 0.4. Por tanto los resultados desaconsejan pavimentos que no alcancen este nivel de fricción y a la vez no se perciban como seguros en espacios públicos.

Una vez propuesto un límite inferior de fricción aconsejable y la importancia de adoptar un equipo de medida coherente con la percepción subjetiva del grupo patrón, cabe profundizar en aquellos grupos de población que por su número y fragilidad sean más susceptibles de sufrir caídas con consecuencias graves.

De entre todos los posibles perfiles, destaca muy por encima el grupo de población mayor (Berg et al., 1997; Lockhart et al., 2003). La percepción que los mayores tiene del entorno que les rodea y en espacial del pavimento sobre el que deambulan está condicionado fundamentalmente por sus problemas de visión (en la población estudiada en el artículo llegaban al 80% las personas mayores con problemas de visión), y no tanto por una fricción requerida diferente a la de la gente joven (Kim et al., 2005). La percepción ha de ser tanto propioceptiva como visual. El artículo 2 presentado en esta tesis muestra que el diseño del pavimento y el propio entorno tiene una influencia significativa en la percepción de seguridad en los mayores. Este resultado es importante si se pretende incluir la capacidad natural de adaptación a diferentes niveles de fricción como un factor más de seguridad frente a las caídas.

En el caso de sufrir un resbalón o un tropiezo, la gente joven es capaz de reponerse en un alto porcentaje, algo que no sucede en el grupo de población mayor que ha demostrado tener baja o muy baja capacidad de adaptarse tanto a condiciones inesperadas como a lograr recuperarse de un resbalón o tropiezo (Thies et al., 2004). Por tanto, es importante disponer de una estimación adecuada de las condiciones del entorno con suficiente antelación como para adaptar el patrón de marcha lo más segura y confortablemente que se pueda. En este sentido no se conocían qué factores de diseño podrían transmitir correctamente seguridad y confort a los peatones mayores.

En el artículo 2 se demuestra que una buena combinación de elementos de diseño junto a una correcta iluminación mejora significativamente la percepción visual de seguridad y confort en los mayores. Además, el trabajo presentado caracteriza los resultados para diferentes grupos de población y diferentes ambientes como espacios deportivos, aceras y otros.

Es importante aclarar que un pavimento además de parecer seguro tiene que serlo objetivamente. En el caso de que un pavimento pareciera seguro y no lo fuera el resultado sería catastrófico, ya que la gente seguiría requiriendo una fricción alta (la habitual de cada patrón de marcha) y el suelo no la tendría. El caso contrario tampoco es deseable ya que si un suelo es seguro pero no lo parece, la gente no se atrevería a desarrollar un patrón cómodo por miedo a resbalar o tropezar, aumentando la fatiga, el discomfort e incluso el rechazo.

El estudio descrito en el artículo 2 ha incluido 3 tipologías de población mayor especialmente sensibles a las caídas: usuarios de residencia, usuarios de centro de día y mayores viviendo en sus casas pero con asistencia de los servicios sociales. En



línea con el artículo 1, se ha preferido generar criterios sobre los casos más desfavorables capaces de mantener movilidad autónoma.

Por otro lado los casos de estudio se dividieron en dos grupos de edad de acuerdo a estudios existentes que establecen un primer intervalo de riesgo de caídas por encima de los 60 años y un segundo intervalo de alto riesgo por encima de los 75 (Berg et al., 1997; Rubenstein, 1997). No obstante, los resultados muestran que la edad no arrojó diferencias significativas como factor discriminatorio de la percepción. Es probable que los aspectos individuales, tales como haber experimentado caídas anteriormente o la verdadera conciencia de las consecuencias de una caída sean más determinantes que el ser de un rango u otro de edad.

En cuanto a la influencia de los elementos de diseño, la textura del pavimento resultó ser el elemento de diseño más importante en la percepción de seguridad: un suelo brillante se percibía siempre como inseguro mientras que un suelo con textura, incluso ligeramente rugoso, transmitía percepciones positivas de seguridad. Otros elementos de diseño ofrecieron resultados diferentes en función del grupo de estudio. Por ejemplo, un suelo oscuro transmitía sensación de seguridad en el grupo de usuarios de centros de día, mientras que transmitía inseguridad en usuarios de residencia y hogar asistido. Del mismo modo, la importancia de cada elemento de diseño estaba influida por el grupo de estudio. El grupo de hogares asistidos dio mucha más importancia a la textura que los demás grupos, seguido de la presencia de juntas. Este último, fue un parámetro sorprendente ya que la presencia de juntas suele considerarse un inconveniente necesario para la correcta colocación de materiales como los cerámicos y sin embargo, a los mayores les transmiten sensación de seguridad y confort.

En cualquier caso, las diferencias identificadas entre grupos son de algún modo razonables, ya que el lugar y modo de residencia también lleva asociado un nivel de movilidad, independencia, actividad, historial médico y otros. Por ejemplo, el estudio llevado a cabo por Rubenstein (1997) mostraba que el ratio de caídas registrado por mayores institucionalizados en residencias era 3 veces mayor (1,5 caídas por cama al año) que el de mayores en hogares asistidos. También se observaba que los daños causados por las caídas eran considerablemente mayores que con un 10-25% de caídas en residencia con resultados de fractura, o problemas graves de ingreso en hospital.

El entorno que rodeaba al pavimento también resultó influir en la percepción de seguridad. En relación a este factor, algunos resultados se mostraron sorprendentes como por ejemplo el baño, que fue percibido como un entorno más seguro que la cocina para el grupo de hogares asistidos, aun siendo en el baño donde se registran la mayoría de las caídas en el hogar. Este dato podría indicar que los baños de los mayores son el entorno donde más se ha actuado, incorporando diferentes ayudas técnicas e influyendo en la sensación de seguridad que tiene los mayores encuestados.

En definitiva, los resultados del artículo 2 demuestran que la percepción puede ser controlada por ciertos elementos de diseño del propio pavimento, lo cual abre una nueva vía de investigación para la prevención de caídas en los mayores. Es evidente



que los criterios que se proponen son todavía generales como por ejemplo mala o buena iluminación, suelo claro u oscuro, etc. En este sentido futuros estudios deberían concretar en mayor detalle aquellos parámetros que han resultado ser más influyentes como la textura y las juntas.

Fijados en cierta medida criterios de seguridad de la fricción disponible y percibida, la literatura resalta la importancia de la reducción de fatiga y la mejora del confort como propiedades relevantes en la deambulación humana (Konz et al., 1990; Redfern and Chaffin, 1988; Zhang et al., 1991). En el artículo 3 se retoma la fricción dinámica como parámetro de estudio, esta vez abordando su influencia en el confort y en la fatiga desde la hipótesis de la existencia de un límite superior de fricción a partir del cual los peatones pueden comenzar a sufrir alteraciones del patrón natural. Una alteración del patrón natural de marcha desemboca en molestias, disconfort y aparición de problemas distintos y/o mayores a los propios de caminar durante un trayecto medio o largo (Zhang et al., 1991).

Los resultados presentados en el artículo 3 confirman esta hipótesis. Caminar durante 15 minutos causó molestias en diferentes partes del cuerpo, especialmente debajo de la cabeza de los metas. El análisis de correlaciones mostró relaciones significativas entre una baja fricción y la aparición de molestias en los muslos. Por otro lado, mayores molestias en los metas, los dedos y la rodilla se relacionaron con mayores niveles de fricción. Por tanto, la fricción juega un rol importante en la aparición de molestias durante la marcha precisamente en aquellas partes del cuerpo más relacionadas con sus fases: despegue (dedos y cabeza de los metas), giros y cambios de trayectoria (rodillas), y aterrizaje y equilibrio (muslos).

En cuanto al número de problemas detectado, puede parecer que la gente prefiere niveles de fricción baja. Sin embargo, la percepción de confort y la velocidad de marcha introducen un punto de discusión: pese a ser una decisión voluntaria, los sujetos seleccionados para el artículo 3 caminaron más rápido y más cómodamente en un nivel medio-alto de fricción. Por tanto la aparición de molestias en los rangos de fricción medio/medio-alto pueden ser consecuencia de desarrollar una marcha más energética (decidida voluntariamente) tras comprobar la seguridad y el confort del pavimento. Segal et al. (2004) explicaron en sus estudios que los dedos de los pies y las cabezas de los metas son espacialmente susceptibles de sufrir mayores molestias cuanto mayor era la velocidad de marcha.

Por tanto, parece que la aparición de molestias al caminar es un proceso natural influido por la fricción del pavimento entre otros factores no considerados en este estudio. Si el patrón de marcha, sea el que sea, se mantiene de forma prolongada las molestias aumentan. Algo similar se observa en otras actividades como estar sentado. Rasmussen et al., (2009) demostraron que incluso las posturas sentadas más confortables no previenen la aparición de dolores o sobrecargas en la espalda. En este punto de la discusión, si la aparición de molestias es inherente a caminar, parece claro que es necesario definir cuál es el nivel de fricción más saludable.

Los sujetos desarrollaron un patrón de marcha más energético con niveles medio-altos de fricción, y un patrón de marcha más lento con niveles bajos y altos de fricción. Cualquiera de estas adaptaciones provoca la aparición de molestias hasta un umbral a



partir del cual la persona vuelve a cambiar el patrón tratando de equilibrar la seguridad, el confort y la aparición de molestias. Aunque son necesarios estudios más profundos para confirmar esta última hipótesis, en el artículo 3 se muestran evidencias contundentes de un cambio de patrón debido a la fricción, cuyas consecuencias tan solo comienzan a percibirse en los 15 min que duraba la experimentación. Es de suponer que las molestias detectadas aunque leves, anticipaban molestias importantes con el tiempo.

El análisis de varianza no paramétrico de Kruskal-Wallis no encontró diferencias significativas en la percepción de confort entre los diferentes pavimentos estudiados. Este resultado puede explicarse por el hecho de que el experimento puede considerarse un test de confort de periodo corto. Según Mündermann et al. (2001) los experimentos de periodo corto son buenos estimadores de lesiones futuras, aunque no son suficientemente precisos para discriminar claramente entre productos. En cualquier caso, los resultados presentados en el artículo 3 permiten predecir zonas musculoesqueléticas potencialmente susceptibles de verse afectadas debido a cambios de fricción en el pavimento.

Del mismo modo que se observó en el artículo 1, los sujetos percibieron las diferencias existentes en la fricción dinámica de las muestras de pavimentos, lo que resultaba crítico pues se pretendía generar diferencias percibidas en la fricción para observar cambios de patrón.

Los resultados mostraban que existía una clara relación entre la aparición de molestias en diferentes partes del cuerpo y la fricción, en el sentido de que a mayor DCOF mayores molestias en las rodillas, cabezas de los metatarsos y en los dedos de los pies. Este resultado justifica de nuevo la necesidad de definir un límite superior de fricción dinámica.

En este sentido, los resultados del ANOVA ayudaron a establecer la existencia de dicho límite superior mostrando diferencias significativas en el RCOF para las distintas muestras tanto en el aterrizaje (RCOFL) como en el despegue (RCOFT). El análisis post-hoc (Tukey) mostró la existencia de 3 grupos homogéneos de muestras relacionados con patrones de marcha diferentes. El nivel de fricción entre 0.25 y 0.51 registró los mayores y muy parecidos RCOFL, mientras que P5 (DCOF=0.19) y P2 (DCOF=0.63) redujeron RCOFL como resultado de estrategias diferentes de adaptación: para prevenir un resbalón y para prevenir molestias respectivamente. El mismo resultado se observó para el RCOFT en el despegue con la excepción de P4 (DCOF=0.51), que registró un resultado entre los más altos, y P2 (DCOF=0.63), probablemente por la conveniencia de reducir la energía de despegue con el objetivo de generar un aterrizaje posterior más suave. De hecho, el RCOFL en P4 muestra un nivel similar a P3 y P1, indicando cierto éxito en la adaptación del aterrizaje. Por tanto, aunque P5 y P2 registraron las mayores diferencias en DCOF su fricción inducía en los sujetos patrones de marcha (a nivel de RCOF) muy similares.

En este sentido, la relación cuadrática extraída del análisis de regresión entre RCOFL y RCOFT con DCOF muestra una clara adaptación para bajas y altas fricciones. Este comportamiento parece indicar que por debajo del límite (0.19) se reduce RCOF tanto para el aterrizaje como en el despegue, con el objetivo de generar una marcha más



segura adaptada al pavimento (DCOF). Por encima de este límite, RCOF muestra muy poca variación con respecto a DCOF hasta alcanzar un límite superior (0.5 para RCOFL y 0.4 para RCOFT). A partir del límite superior RCOF vuelve a descender incluso aumentando considerablemente DCOF. Este comportamiento se entiende que reduce las molestias y previene la fatiga. Por tanto, el confort está relacionado con una velocidad de marcha voluntaria más rápida, mayor fricción requerida en el despegue y menor en el aterrizaje.

Los resultados se pueden interpretar desde otro punto de vista apoyando de nuevo las conclusiones. El coeficiente de fricción requerida es el cociente entre la reacción horizontal y la reacción vertical en el apoyo. Por tanto es también la tangente del ángulo entre la resultante de las fuerzas sobre el plano del pavimento y la vertical. Un menor RCOF significa un menor ángulo o, en otras palabras, un aterrizaje y un despegue con la pierna más vertical. Esta es la típica estrategia para reducir la velocidad de marcha sobre superficies inseguras y los resultados muestran que esto mismo sucede con niveles de fricción alta, sugiriendo una clara acomodación una vez se ha superado el límite superior.

Estos resultados permiten contrastar la hipótesis apuntada (H6), fijando la fricción óptima en el rango entre 0.25 y 0.55 para la marcha incluyendo seguridad, confort y reducción de molestias.

El análisis de variabilidad aporta luz en este sentido. La capacidad de acomodación a las condiciones del ambiente modificando el patrón de marcha está considerado normal en un sistema dinámico adaptativo. Estos sistemas muestran una variabilidad natural que suele reducirse frente a condiciones restrictivas. En este caso, una fricción fuera del rango óptimo se puede considerar una restricción.

Varios estudios han demostrado que la variabilidad en los movimientos humanos se altera debido a diferentes condiciones como la edad o alguna patología (Buzzi et al., 2003; Kurz and Stergiou, 2003). En línea con este argumento, percibir que las condiciones de marcha son muy bajas (peligrosas) o muy exigentes (molestas, desagradables, etc.) son restricciones de las que cabría esperar una consecuencia en la variabilidad de la marcha. Los resultados presentados en el artículo 3 muestran que la gente percibe claramente la fricción y reacciona alternando la forma de caminar.

La variabilidad lineal presenta una baja variabilidad para los picos máximos en ángulo de rodilla dentro del intervalo óptimo de fricción propuesto. Estos resultados parecen estar en línea con los observados con los efectos de la edad en el patrón de marcha, en el sentido de predecir mayores riesgos de caídas y disconfort cuando hay mayor variabilidad en los análisis lineales de los parámetros de marcha (Brach et al., 2007; Hausdorff et al., 2001; Maki, 1997, Owings and Grabiner, 2004). Sin embargo esto contradice la hipótesis propuesta que afirma que una mayor variabilidad es síntoma de un mayor número de alternativas.

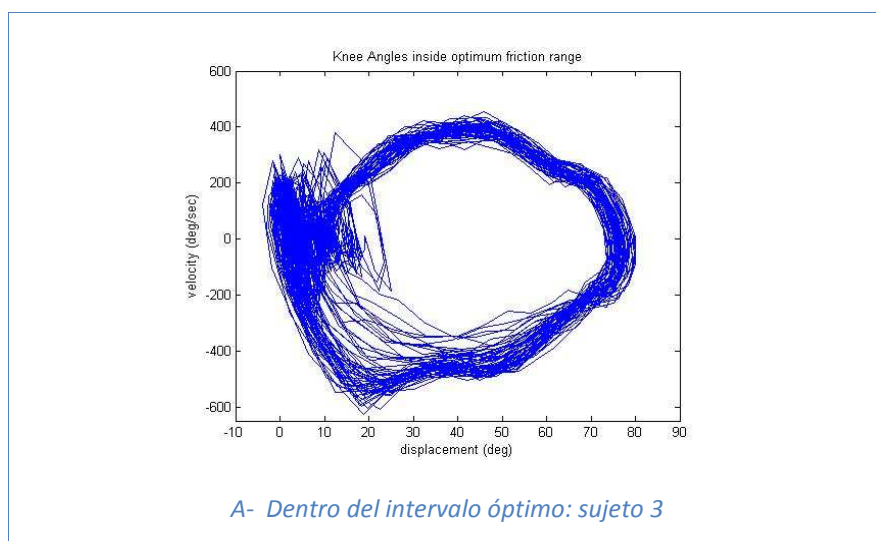
No obstante, ApEn para las señales de tibia y rodilla fue mayor dentro del intervalo óptimo de fricción. Esto significa mayor aleatoriedad, lo cual puede indicar un patrón de marcha más caótico dentro del intervalo óptimo de fricción, esta vez confirmando la hipótesis. La interpretación de variables complejas depende radicalmente del



fenómeno estudiado. Las mismas variables pueden mostrar resultados que a primera vista parecen contradictorios. Estudios sobre los efectos de la edad (Buzzi et al. 2003; Kurz and Stergiou, 2003) o situaciones de riesgo (Gielo-Perczak et al., 2009) concluyeron que una mayor ApEn en señales muy similares a las presentadas aquí, está relacionado con un mayor riesgo de caídas. Sin embargo, otras referencias confirman que la presencia de caos indica condiciones más saludables y adaptativas (Goldberger et al., 2002; Ho et al., 1997; Lipsitz and Goldberger, 1992; Peng et al., 2002).

Otros parámetros no lineales como CoD no mostraron diferencias significativas dentro y fuera del intervalo. Este resultado puede estar relacionado con una mayor precisión de la ApEn comparada con CoD, especialmente cuando la muestra de pavimentos seleccionada no incluye valores extremos que podrían afectar objetivamente a la seguridad de los sujetos seleccionados. Tampoco el LyE obtuvo diferencias en función de la fricción. Esto puede explicarse por el hecho de que el LyE está relacionado con la estabilidad-inestabilidad de un sistema dinámico, algo muy diferente a la información que aporta la ApEn (complejidad). Por tanto, para el rango de fricción y sujetos seleccionados, LyE indica una estabilidad similar dentro y fuera del rango óptimo de fricción.

En cuanto a las discrepancias entre los resultados mostrados por el análisis lineal (SD) y no lineal (ApEn), es importante destacar que el análisis lineal solo se refiere a los picos máximos de la señal mientras que ApEn incluye la información de la señal completa. La Figura 33 muestra gráficamente como dentro del intervalo óptimo de fricción (Figura 33A), la señal mantiene los desplazamientos máximos en un umbral más pequeño que los valores observados fuera del rango óptimo (Figuras 33B y 33C). Este resultado confirma lo observado en SD. Sin embargo cuando el ángulo de rodilla vuelve desde el máximo desplazamiento al instante antes de aterrizar, la señal se vuelve más compleja dentro del intervalo óptimo comparado con los observado fuera, induciendo una mayor ApEn en toda la señal. Como consecuencia, los sujetos describieron un patrón de despegue más preciso con un aterrizaje más complejo dentro del intervalo óptimo.



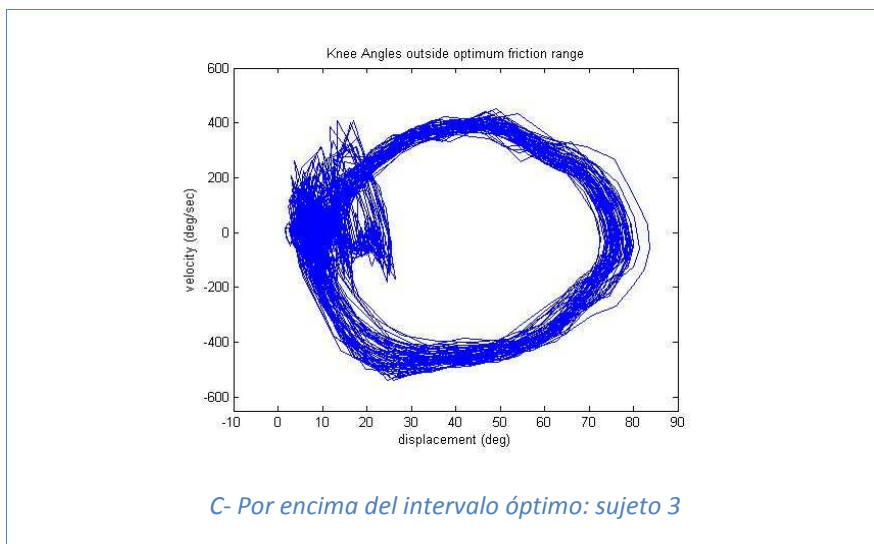
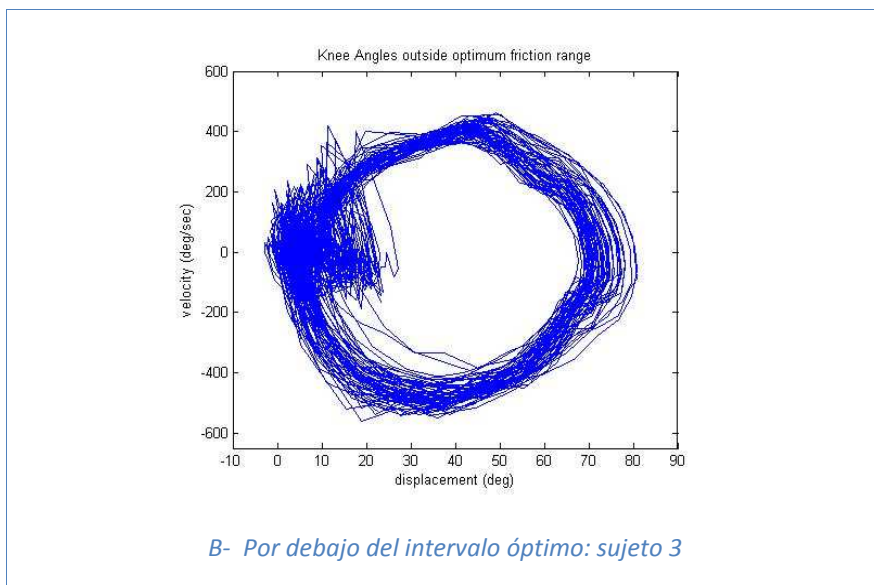


Figura 33. Diagrama de fases del ángulo de rodilla dentro y fuera del intervalo óptimo de fricción. La Figura 33A, muestra como la señal mantiene los desplazamientos máximos en un umbral más pequeño que los valores observados fuera del rango óptimo (Figuras 33B y 33C).

La decisión de seleccionar señales prolongadas en el tiempo usando la técnica de análisis de la variabilidad estuvo relacionada con obtener información difícilmente extraíble de los coeficientes habituales considerados en la fricción biomecánica. Coeficientes de fricción extremos hubieran podido ofrecer resultados más claros en relación a la variabilidad de los patrones. Futuros estudios deberían incluir valores extremos para confirmar definitivamente las hipótesis propuestas.

Los resultados ponen de manifiesto la importancia de identificar un intervalo de fricción introduciendo metodologías de análisis del rendimiento de la marcha junto con técnicas no lineales de análisis de la variabilidad con el objetivo de mejorar la seguridad, la salud y el confort en la movilidad peatonal.



El resultado del estudio para definir el intervalo óptimo es estrictamente aplicable a mujeres sanas. Comparando los resultados del primer artículo, el cual proponía que el límite inferior debería ser superior a 0.4 con el 0.2 propuesto en artículo 3, es posible que la fricción máxima deseable para patrones patológicos pueda alterar el valor propuesto de 0.55. Futuros estudios deberían reflexionar sobre el perfil más susceptible de marcar un máximo de fricción inclusivo.

Otro punto de discusión es el número de sujetos seleccionado en el tercer estudio pues se considera bajo en cuanto a diversidad de perfiles, sin embargo la selección cuidadosa de los sujetos: mujeres sanas, con un índice de masa corporal de 25 y una edad entre 35 y 40 se considera que justifica el uso de 6 sujetos con 5 repeticiones para identificar la existencia del intervalo óptimo de fricción. El género femenino se seleccionó porque aporta un número mayor de incidencias en molestias y fatiga para tareas dinámicas que el género masculino (Maikala et al., 2010).

Como era de esperar la velocidad de marcha influyó en las variables cualitativas y cuantitativas y fue clave por su relación con el confort, RCOF y la aparición de fatiga. Los resultados desaconsejan el uso de cintas con velocidad constante ya que eliminaría la riqueza de información que aporta la velocidad voluntaria de la marcha.

En general, los resultados sugieren que la gente percibe y se adapta a la DCOF siguiendo 3 estrategias:

1. DCOF bajo (<0.25): Se evita el deslizamiento, el patrón de marcha se ajusta para que $RCOF < DCOF$. La adaptación provoca mayor variabilidad en los picos máximos de la señal de rodilla, pero con unos movimientos generales más restringidos, lo que provoca rápidamente la aparición de molestias en el muslo.
2. DCOF intervalo óptimo (0.25 a 0.55): Existe un equilibrio entre un aterrizaje suave y un despegue energético. Como consecuencia dentro del intervalo óptimo se observa una mayor riqueza y complejidad de patrones. Un despegue energético aumenta rápidamente sensibilidad percibida en la cabeza de los metas y a nivel de los dedos.
3. DCOF alto (>0.55): La estrategia empleada modifica la marcha para mantener un aterrizaje suave reduciendo el ángulo de despegue. La adaptación de nuevo provoca mayor variabilidad en los picos máximos del ángulo antero-posterior de rodilla y un movimiento general más restringido. Las consecuencias son mayor sensibilidad en la cabeza de los metas y en los dedos, y también molestias en las rodillas.

En definitiva, la relevancia de las aportaciones afecta tanto a los sectores industriales de los pavimentos: pétreos, mármoles, madera, hormigón impreso, prefabricados, materiales sintéticos, cerámica de exterior y su cadena de valor (pinturas, esmaltados, acabados, etc.), como a los propios gestores y diseñadores de espacios de uso



público que han de contar con criterios de compra claros y objetivos. Por último y no menos importante, se ha dado un paso más en la adecuación del espacio público a las necesidades de todas las personas impulsando la seguridad y el confort de la movilidad peatonal en las ciudades de una sociedad inclusiva.



10. CONCLUSIONES

A modo de conclusión general, la combinación holística de métodos y técnicas que permitan correlacionar diferentes estadios o niveles de la interacción entre los productos y las personas ha demostrado ser una vía de gran utilidad para avanzar en el estado del arte científico-técnico del diseño de pavimentos para uso público.

En este sentido, la capacidad de concretar con información objetiva y subjetiva las necesidades de todo tipo de personas ha permitido que los criterios extraídos sean inclusivos y no se ajusten sólo a la realidad de gente considerada estándar. Este hecho permite aplicar el conocimiento desarrollado en mayor número de espacios que los establecidos en la literatura (fundamentalmente espacios de trabajo) aportando en este sentido un avance significativo al estado del arte.

Los espacios urbanos considerados exteriores (calles, plazas, estaciones,..) representan para las personas una combinación de interacciones naturales y artificiales extremadamente compleja y que en muchos casos presenta situaciones conflictivas, contradictorias y de grave riesgo para la seguridad y salud que deben ser estudiadas en toda su magnitud. Esta tesis representa un pequeño ejemplo de aproximación global y compleja que podría replicarse en la resolución de otras problemáticas como la seguridad vial, el uso de transporte sostenible, etc.

A continuación se describen las conclusiones específicas extraídas de cada uno de los artículos:

Artículo 1

Los resultados presentados en el artículo 1 demuestran que los amputados de miembro inferior requieren de mayor fricción que el resto de la población incluyendo a personas con movilidad reducida. El grupo de amputados es por tanto el grupo que definiría un coeficiente universal de fricción necesario para garantizar seguridad.

El equipo de fricción dinámica presentado en el artículo permite caracterizar las condiciones de fricción dinámica disponibles por el pavimento con fiabilidad y repetitividad.

La fricción dinámica medida con el equipo desarrollado en el IBV está significativamente correlacionada con la percepción de fricción después de caminar sobre el pavimento.

Considerando la resultados de fricción dinámica y las pruebas biomecánicas con sujetos amputados, se propone un coeficiente de fricción mínimo de 0.4 para evitar resbalones en pavimentos de uso público.



Artículo 2

En el trabajo presentado en el artículo 2 se demuestra que el diseño del pavimento influye significativamente en la percepción de seguridad de las personas mayores, siendo las personas mayores un perfil de elevado riesgo de caídas y por tanto un perfil relevante para generar criterios de diseño en pavimentos.

El nivel de iluminación de un espacio público afecta a la percepción de seguridad frente a caídas en las personas mayores.

La percepción de textura en el pavimento resulta ser el parámetro de diseño que más seguridad aporta a las personas mayores.

Se han definido criterios de diseño de pavimentos seguros y confortables específicos para ambientes de baño público, hogar, residencia de mayores y centro de día.

Artículo 3

Uno de los resultados más significativos del artículo 3 es la demostración objetiva de la existencia de un límite superior de fricción para desarrollar una marcha segura y confortable.

- La fricción recomendable está situada por tanto dentro de un intervalo óptimo entre 0.25 y 0.55 de fricción dinámica, siendo entre 0.4 y 0.55 si atendemos a las necesidades de personas con movilidad reducida.

El análisis no lineal de la variabilidad de las señales biomecánicas apunta a la existencia de un patrón de marcha con menor variabilidad (un patrón de marcha más restrictivo) fuera del intervalo óptimo de fricción.

Atendiendo a las hipótesis se puede concluir lo siguiente:

- Las propiedades de fricción efectivamente son capaces de afectar al patrón de marcha de las personas influyendo en su confort y seguridad.
- Existen diferentes patrones de deambulación asociados a personas con movilidad reducida que no están incluidos en las normas nacionales e internacionales y por tanto no están considerados para diseñar pavimentos.
- La fricción requerida por personas con deambulación reducida es significativamente mayor que la de las personas sin problemas de movilidad. Siendo las personas con amputación de extremidades inferiores las que requieren mayor fricción.
- La percepción subjetiva que experimentan las personas mayores cuando observan diferentes pavimentos es significativamente distinta y selectiva, afectando a la predisposición a adoptar un patrón de marcha más seguro o inseguro.



- La percepción subjetiva de seguridad y confort transmitida por los pavimentos se puede controlar en base a los elementos de diseño que conforman el sistema.
- Efectivamente, existe un umbral superior de fricción a partir del cual se altera el patrón de marcha.
- Puesto que efectivamente existe un límite superior y uno inferior, existe un intervalo óptimo de fricción.
- Dentro del intervalo óptimo de fricción, el patrón de marcha desarrolla mayor riqueza de patrones, presenta más entropía y por tanto el movimiento es más complejo.



11. TRABAJOS FUTUROS

Durante el periodo requerido para la elaboración de la presente tesis por compendio, el doctorando ha podido avanzar en diferentes aportaciones sobre movilidad peatonal que directa o indirectamente han quedado patentes como necesidad futura a lo largo del texto. En cualquier caso, los trabajos futuros que se desprenden de la problemática propuesta y que el alcance de los trabajos presentados no ha incluido, pueden clasificarse en los siguientes puntos:

- Profundización en las hipótesis planteadas.
- Avances en paralelo.

Con independencia de los trabajos futuros que se deducen del texto, aunque en línea con las necesidades no cubiertas en el campo de la fricción y la movilidad peatonal, se proponen los siguientes puntos:

- Estudio de fricción en la deambulaci3n con pie descalzo.
- Futuros desarrollos en Confort de pavimentos
 - Adecuaci3n t3rmica y la mejora de la calidad de vida del peat3n.
 - Pavimentos amortiguadores de caucho continuo.
- Evoluci3n en Accesibilidad y pavimentos se1alizadores.
 - Generaci3n de Criterios para pavimentos se1alizadores.
 - Pavimentos ligeros y removibles para permitir la accesibilidad en infraestructuras de Patrimonio hist3rico.
 - Pavimentos interactivos e inteligentes.

11.1 PROFUNDIZACI3N EN LAS HIP3TESIS PLANTEADAS

A lo largo de la discusi3n se han extra3do una serie de propuestas para trabajos futuros como son:

- Precisar cu1l es la influencia en la percepci3n subjetiva usando diferentes tipos de pr3tesis y cu1l de las pr3tesis transmite mejor las propiedades reales de fricci3n del pavimento.



- Confirmar si los baños de los mayores, que son el entorno en donde más se ha actuado incorporando diferentes ayudas técnicas, están influyendo a la hora de generar en los mayores una falsa sensación de seguridad.
- Es necesario confirmar qué molestias leves detectadas en los ensayos de fricción óptima de 15 min. de duración, anticipan molestias importantes con el tiempo.
- Coeficientes de fricción extremos en los pavimentos hubieran podido ofrecer resultados más claros en relación a la variabilidad de los patrones. Futuros estudios deberían incluir valores extremos para confirmar definitivamente las hipótesis propuestas.
- Es posible que la fricción máxima deseable para patrones patológicos pueda alterar el valor propuesto para el DCOF de 0.55. Futuros estudios deberían reflexionar sobre el perfil más susceptible de marcar un máximo de fricción inclusivo.
- Las técnicas de evaluación de la percepción y emoción basadas en respuestas fisiológicas y de actividad cerebral pueden mejorar la información recogida a través de las técnicas de verbalización.

11.2 AVANCES EN PARALELO

11.2.1 FRICCIÓN EN LA DEAMBULACIÓN CON PIE DESCALZO.

El deber social de todo responsable de una infraestructura, sea pública o privada, es preservar la salud y la seguridad de los usuarios. En el caso de las piscinas, debido a las condiciones de humedad en las que se lleva a cabo la actividad, y la presencia de usuarios descalzos, pueden producirse numerosas situaciones de riesgo por lo que la elección de los materiales y equipamientos adecuados adquiere una importancia crucial.

Actualmente, las piscinas públicas se han convertido en centros de ocio y ya no sólo vinculados al deporte. La repercusión en salud y sociabilidad de la población usuaria es evidente y el éxito de las instalaciones está aumentando la demanda exponencialmente. Esto ha ocasionado un rediseño de las instalaciones para adaptar las piscinas y parques acuáticos a los nuevos usos y demandas.

A través de un análisis realizado por la empresa Action Park sobre el sector acuático español mediante una encuesta enviada a 38 parques acuáticos en 2006 con un 58% de participación, se determinó entre otros aspectos que las mayores incidencias se producían en las zonas pavimentadas a causa de resbalones.

Hasta el momento, la experiencia de los instaladores es que existen pavimentos que superan los niveles definidos por el Código Técnico de la Edificación (CTE) y que por



contra, no evitan la problemática de los resbalones en situaciones muy comunes en este tipo de instalaciones, como es la situación de pie descalzo y velocidad de marcha elevada (por ejemplo niños corriendo), lo cual puede producir en los usuarios desde pequeñas contusiones hasta paraplejias en los casos más graves.

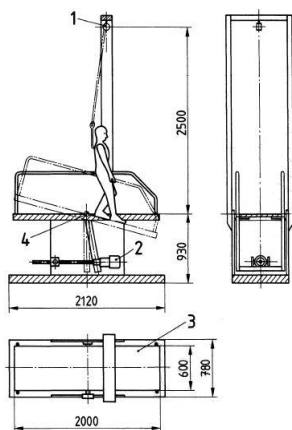


Figura 34. Rampa de inclinación variable con usuarios descalzos (EN 13451-1)

El Comité Europeo de Normalización, a través del Comité Técnico TC136/WG8, ha desarrollado un nuevo conjunto de normas para piscinas, las UNE-EN 15288, partes 1 y 2. En ellas se describen las características exigidas a los suelos en estos entornos mediante referencia a la norma UNE-EN 13451-1. *Equipamiento para piscinas. Requisitos generales y métodos de ensayo*, describiéndose en ella un ensayo de resbaladidad de pavimentos en condiciones de pie descalzo (Figura 34). Sin embargo, al contrario que el CTE, las normas UNE-EN no son de obligado cumplimiento.

Sería deseable estudiar las posibles correlaciones entre la metodología de ensayo definida por el CTE, que consiste en el método del péndulo de fricción (UNE-ENV 12633:2003), y la metodología basada en la rampa de inclinación variable con usuarios descalzos (EN 13451-1), y despejar las dudas de la adecuación de los diferentes criterios a los diferentes espacios públicos.



11.2.2 FUTUROS DESARROLLOS EN CONFORT DE PAVIMENTOS

11.2.2.1 CRITERIOS PARA LA ADECUACIÓN TÉRMICA Y LA MEJORA DE LA CALIDAD DE VIDA DEL PEATÓN

El objetivo de esta propuesta de trabajos futuros es la mejora en el confort y la calidad de vida de los ciudadanos usuarios del espacio público. Para ello, es necesario ayudar al proyectista a diseñar dicho espacio, ya sea de nueva construcción o existente, para usuarios concretos y partiendo de unas características climáticas concretas (Figura 35).

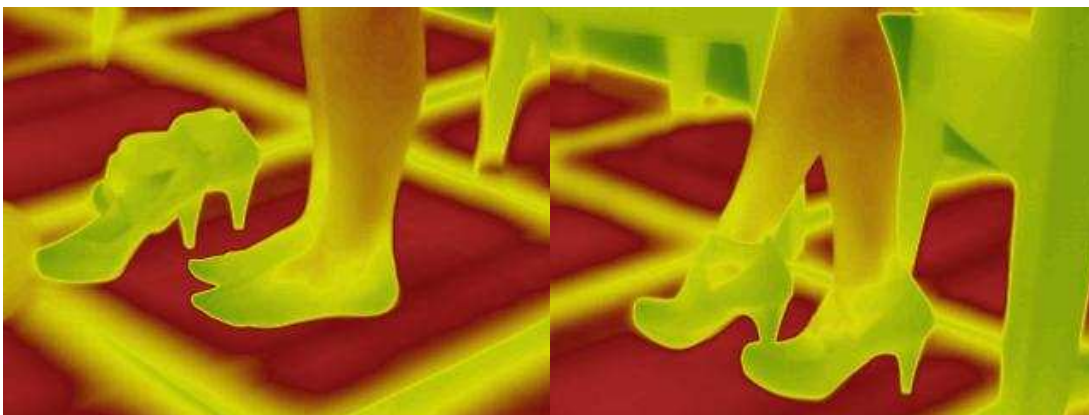
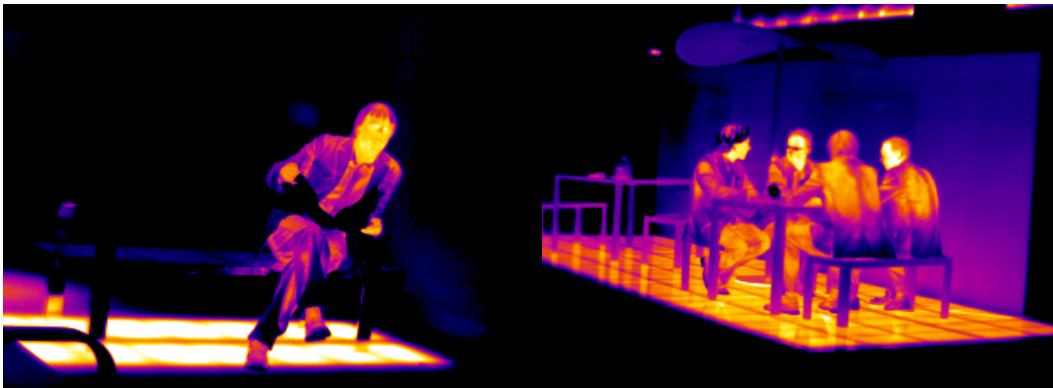


Figura 35. Imágenes con cámara termográfica en entorno urbano (fuente propia).

La idea se basa en establecer una caracterización de los espacios urbanos por factores geométricos, de uso, clima, etc. para finalizar esbozando las características concretas que deberá reunir el espacio en el que se lleve a cabo el diseño. El fin último de este concepto de confort radicaría en la consecución de una aceptable calidad de vida percibida en los espacios públicos urbanos, considerando a las personas como la



figura principal que utiliza el entorno. El entorno no es solo un escenario donde se inscribe la interacción social, sino que es considerado como un elemento más de la interacción. Es la relación persona-entorno la que da sentido concreto a una vida permanentemente contextualizada en el espacio y la que, a su vez, define ambas instancias: “con nuestros actos transformamos y dotamos de significado, de sentido, al entorno, mientras que éste contribuye de manera decisiva a definir quiénes somos, a ubicarnos no solo ambiental sino personal y socialmente y a establecer modalidades de relación con nuestro mundo perceptivo, funcional y simbólico” (equipo del proyecto Caviaru, 2010).

Una herramienta/aplicación debería contar con la capacidad de:

1. Diseño espacial. El programa debería permitir al técnico usuario diseñar el espacio urbano objeto de proyecto en 2 y en 3 dimensiones. El programa contendría una librería con los elementos que componen el espacio urbano.
2. Diseño ambiental. Dependiendo de las características del espacio a evaluar, como las características de los materiales que lo componen, del emplazamiento etc., se obtendría la evaluación del confort térmico de dicho espacio. También se plantearía la introducción de elementos bioclimáticos pasivos (aleros, toldos, etc.), y activos.
3. Cálculo de calidad de vida. Una vez introducidos los datos espaciales y de diseño ambiental, el programa debería proceder al cálculo de calidad de vida enviando los datos del proyecto a bases de datos existentes.

11.2.2.2 PAVIMENTOS AMORTIGUADORES DE CAUCHO CONTINUO.

Los pavimentos continuos de caucho reciclado son productos medioambientalmente sostenibles idóneos para pavimento multiuso urbano, en parques infantiles, etc., siendo especialmente interesantes para desarrollar sendas urbanas para el tránsito peatonal.

Se trata de pavimentos y aplicaciones relativamente nuevas donde existe la necesidad de mejorar el control sobre los mismos. De hecho, un control adecuado de sus propiedades incrementa la calidad y seguridad ofrecida por el pavimento, y garantiza el adecuado servicio, mejorando por tanto la competitividad del producto en el mercado.



Actualmente la única propiedad regulada mediante normativa es la capacidad de amortiguación de impactos que se aplica en parques infantiles. Por tanto, no existe normativa que regule de manera completa y global todas las propiedades que deberían cumplir los pavimentos continuos de caucho. Por esa razón, **sería deseable estudiar** dichas propiedades y establecer una serie de requisitos técnicos cuyo cumplimiento asegurara unos rangos óptimos de confort, resistencia, durabilidad, salubridad y seguridad del pavimento durante su vida útil.

11.2.3 EVOLUCIÓN EN ACCESIBILIDAD Y PAVIMENTOS SEÑALIZADORES.

11.2.3.1 GENERACIÓN DE CRITERIOS PARA PAVIMENTOS SEÑALIZADORES.

Un elemento tan común y necesario como son estos pavimentos señalizadores ha de reunir una serie de características que garanticen su función (señalización a todas las personas) y reduzca en lo posible los riesgos derivados de un mal diseño (Figura 36).

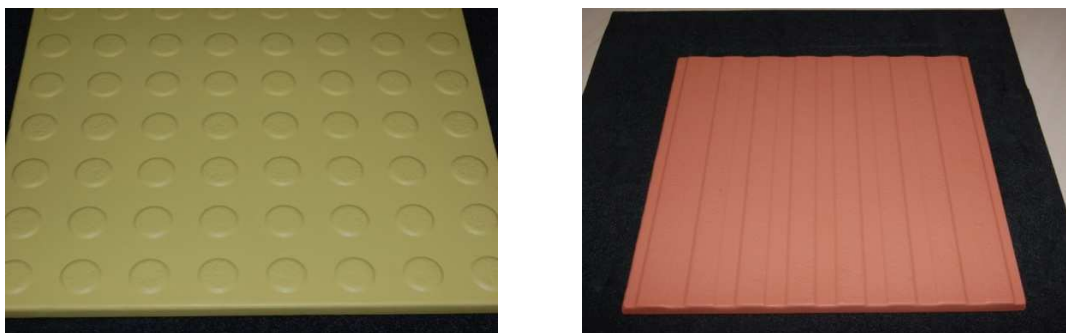


Figura 36. Imágenes de las baldosas táctiles. Colores variables.

La norma española UNE 127029:2002 y la norma referente en Europa CEN/TS 15209:2008 convertida en ley de obligado cumplimiento al estar incluida en el DECRETO 13/2007. REGLAMENTO TÉCNICO DE DESARROLLO EN MATERIA DE PROMOCIÓN DE LA ACCESIBILIDAD Y SUPRESIÓN DE BARRERAS ARQUITECTÓNICAS, describe la solución adoptada mediante una serie de dimensiones cuya experiencia suscita una seria reflexión. En este sentido es necesario avanzar en la definición de un pavimento háptico que siendo dimensionado según las normas internacionales mejore los puntos débiles del normativa en vigor. Los criterios generados para su diseño han de incluir:



- **Altura del botón o banda** Este riesgo se eleva considerablemente en las personas mayores por las características de su marcha (elevan menos la puntera al caminar). Este punto se agrava cuando los pavimentos se instalan sobre superficies inclinadas como los vados peatonales. Además esta altura hace que si se apoyan tacones, bastones, etc. en el borde del botón o banda la posible “caída” o deslizamiento por la pendiente de estos pueda provocar falta de estabilidad (Thies et al., 2011).

- **Superficie efectiva de apoyo**, El diseño ha de crearse con el objetivo de ser perceptible táctilmente (y cromáticamente si no es invidente total) por una persona incluso que padezca visibilidad reducida, sin embargo se ha de estimar las consecuencias en el resto de usuarios, ya que esta poca superficie de apoyo propicia la pérdida de equilibrio en personas mayores, la aparición de esguinces, el disconfort evidente cuando el calzado es de suela fina o se usan tacones, los tropiezos (en extremo peligrosos ya que son zonas que suelen señalar transiciones como cambios de nivel, andenes, vados peatonales etc...) y la dificultad de maniobrar con elementos rodantes tales como sillas de ruedas, carritos de bebés, bicicletas...etc.

- **Contraste visual:** como se ha señalado anteriormente el objetivo de estos sistemas no es únicamente provocar un feedback táctil sino combinarlo con un contraste visual importante incluyendo un cambio de textura en el plano superior que se estima positivo para mejorar el contraste visual. Actualmente no se ha definido con exactitud el contraste objetivo que se requiere.

- **Separación entre los botones/bandas** La separación entre los tetones y bandas de las soluciones existentes (25 mm) resulta excesiva ya que genera carriles de encaminamiento (para tacones, silla de ruedas, etc) que pueden resultar peligrosos para los usuarios. Este comentario lo apoya el hecho de que ninguna legislación autonómica en España relativa a accesibilidad admita huecos en los pavimentos urbanos superiores a los 20 mm en ninguna dirección.

- **Resbaladidad** Otra forma de encarrilamiento es la que puede provocar un deslizamiento, sobre todo en la solución táctil de bandas longitudinales, en donde como se ha señalado anteriormente la superficie de apoyo se reduce a la mitad y por tanto la fricción se ve alterada por esta circunstancia. Estas bandas colocadas en el sentido de la marcha pueden convertirse fácilmente en raíles deslizantes (Figura 36). Por tanto, debido a la forma de los bordes de los botones y las bandas (presentan un relieve importante), así como por su instalación ya que en muchos casos se instalan en pendientes que varían entre el 6% y el 10% en función de su ubicación, este tipo de baldosas precisan ensayos específicos de tipo rampa (Norma UN-EN 13451-1) ya que este se adecúa mejor a la disposición real que van a tener los pavimentos. Así mismo, la experiencia demuestra que la medida de fricción mediante la utilización del péndulo exigido en el código técnico de la edificación vigente en España para estimar superficies con relieve es difícil de estimar (Figura 37).



Figura 37. Instrumento de medida de la fricción conocido como péndulo TRRL.

11.2.3.2 PAVIMENTOS LIGEROS Y REMOVIBLES PARA PERMITIR LA ACCESIBILIDAD EN INFRAESTRUCTURAS DE PATRIMONIO HISTÓRICO.

España es el segundo país del mundo en número de monumentos y el primero en lugares declarados Patrimonio de la Humanidad por la UNESCO. La importancia del turismo cultural en nuestro país y el peso que representa en el sector de la construcción la rehabilitación del Patrimonio –con un volumen de negocio de unos 1.750 millones de euros anuales-, ha llevado a este sector a tener en cuenta cada vez más las necesidades y preferencias de los turistas.

Por tanto en España es especialmente necesario dar respuesta a las necesidades de accesibilidad que presentan los turistas mayores -cada vez más numerosos por el paulatino envejecimiento de la población-, pero también de las personas con algún tipo de discapacidad, los padres con carritos de bebés o las personas obesas con dificultades para desplazarse, entre otros.



La capacidad tecnológica de determinados pavimentos permitiría incluir señalética y cualquier tipo de imágenes dentro de la propia baldosa, con la posibilidad de reproducir el suelo original en caso de utilizarse para salvar un acceso irregular.

El objetivo del desarrollo de nuevos sistemas constructivos ligeros sería permitir el acceso seguro y confortable al patrimonio, de forma no discriminatoria, para todas las personas (Figura 38).



Figura 38. Ejemplo propuesto de estructura ligera de acceso horizontal accesible.

11.2.3.3 PAVIMENTO INTERACTIVO E INTELIGENTE

Como se ha comentado en la introducción, el fenómeno de concentración de la población en entornos urbanos es una tendencia que está desbordando las previsiones de las políticas europeas y mundiales. Es la primera vez en la Historia que el número de personas que viven en ciudades supera al número de los que viven fuera de ellas: en el año 2000 cerca de 2.900 millones de personas residían en entornos



urbanos y en 2030 se espera que sean casi el doble (4.900 millones). En este sentido, el concepto tradicional de ciudad se ha quedado obsoleto y requiere una profunda revisión.

La introducción de las nuevas tecnologías ha permitido el desarrollo de la idea de *ciudad inteligente*, como aquella donde se aplican conceptos de planeación urbana, distribución de espacios, telecomunicaciones digitales y automatización de una forma eficaz, coherente y sostenible, contribuyendo al ahorro energético y al correcto desarrollo de las distintas funciones de convivencia. Dentro de este contexto se abre una gran oportunidad para la Urbótica.

La Urbótica (Figura 39, 40, 41), del latín *urbs* (ciudad) y robótica, es el conjunto de sistemas automatizados de una población que aporta a sus habitantes diversos servicios de gestión energética, seguridad, bienestar y comunicación. De esta forma la ciudad pasa de ser una *ciudad pasiva* a una *ciudad activa* donde la tecnología se ha integrado en el diseño inteligente de la ciudad y ésta es capaz de responder a las necesidades de las personas que la habitan.

La introducción de la Urbótica en los pavimentos permitiría sensorizarlos y detectar por ejemplo, patrones de marcha con movilidad reducida que podrían alterar los tiempos en verde de la semafórica o, detectar situaciones de riesgo como por ejemplo niños corriendo y avisar a los conductores de los vehículos que se aproximan.



Figura 39. Esquema de funcionamiento, en 4 fases, del vado peatonal cerámico inteligente.



Figura 40. Paso de peatones con las baldosas hápticas de botones.



Figura 41. Detalle de la baldosa de botones sensorizada.



12. REFERENCIAS

Agnew, J. and Suruda, A.J., 1993. Age and fatal work-related falls, *Human Factors* 35, 731–736.

Alcántara, E., Artacho, M.A., Gonzalez, J.C., and Garcia, A.C., 2005(a). Application of product semantics to footwear design; part I identification of footwear semantic space applying differential semantics, *International Journal of Industrial Ergonomics* 35, 713–725.

Alcántara, E., Artacho, M.A., Gonzalez, J.C., and Garcia, A.C., 2005(b). Application of product semantics to footwear design; Application of product semantics to footwear design. Part II—comparison of two clog designs using individual and compared semantic profiles *International Journal of Industrial Ergonomics* 35, 727–735.

Amsler, Y., 1996. Mexico étouffe sa pollution. *Les Cahiers de l'IAURP*. Mai, 1996.

Arndt, A., Ekenman, I., Westblad, P. and Lundberg, A., 2002. Effects of fatigue and load variation on metatarsal deformation measured in vivo during barefoot walking, *Journal of Biomechanics*, 35,(5) 621-628.

Arostegui, I. 1998 Evaluación de la calidad de vida en personas adultas con retraso mental en la comunidad autónoma del País Vasco. Universidad de Deusto.

Artacho, M.A., 2006. Uso de la semántica diferencial para el análisis perceptivo: estudio de su fiabilidad como herramienta de ayuda para el diseño conceptual de productos industriales (Tesis de doctorado-Universidad Politécnica de Valencia, Departamento de Proyectos de Ingeniería).

Banco Mundial, 2008. Informe sobre el desarrollo mundial 2009, una nueva geografía económica, Banco Internacional de Reconstrucción y Fomento/Banco Mundial, Washington, D.C.

Berg, W.P., Alessio, H.M., Mills E.M., and Tong, C., 1997. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults, *Age and Aging* 26,261–268.

Blom, K., 2000. Personal communication in Courtney T.K., Sorock G.S. Manning D.P., Collins, J.W. and Holbein-Jenny M., 2001, occupational slip, trip, and fall-related injuries-can the contribution of slipperiness be isolated?, *Ergonomics* 44 (13), 1118–1137.

Borthwick-Duffy, S.A., 1992. Quality of life and quality of care in mental retardation. In L. Rowitz (Ed.), *Mental retardation in the year 2000* (pp.52-66). Berlin: Springer-Verlag.



Brach, J.S., Studenski, S.A., Perera, S., VanSwearingen, J.M. and Newman, A.B., 2007. Gait variability and the risk of incident mobility disability in community-dwelling older adults, *J. Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 62, 983-988.

Brown, R., Bryant, P. and Abarbanel, H. D. I., 1991. Computing the Lyapunov spectrum of a dynamical system from observed time series. *Physical Review*, 43 (A), 2787-2806.

Buczek, F. I., Cavanagh, P. R., Kulakowski, B.T. and Pradhan, P., 1990. Slip resistance needs of the mobility disabled during level and grade walking. In B. E. Gray (Eds), *Slips, stumbles and falls: pedestrian footwear and surfaces*. American Society for Testing and Materials, Philadelphia, 39-54.

Buzzi, U.H., Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman P.A. and Heidel, J., 2003. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait, *Clinical Biomechanics*, 18, 435-443.

Campbell, A.J., Reinken, J., Allan, B.C. and Martinez, G.S., 1981. Falls in old age: a study of frequency and related factors, *Age and Aging* 10, 264-270.

Certu, 1999. Liens entre forme urbaine et pratiques de mobilité: les resultats du project SÉSAME. Rapport 'étude.

Chang, W-R., Grönqvist, R., Leclercq, S., Myung, R., Makkonnen, L., Strandberg, L., Brungraber, R., Mattke U., and Thope, S., 2001. The role of friction in the measurement of slipperiness. Part 1: Friction mechanisms and definition of test conditions, *Ergonomics* 44 (13),1217–1232.

Chang, W.-R., Grönqvist, R., Leclercq, S., Brungraber, R.J., Mattke, U., Strandberg, L., Thorpe, S.C., Myung, R., Makkonen, L. and Courtney, T.K., 2001. The role of friction in the measurement of slipperiness. Part 2: Survey of friction measurement devices. *Ergonomics* 44 (13), 1233–1261.

Chang, W.-R., Li, K.W., Huang, Y.-H, Filiaggi A. and Courtney, T.K., 2004. Assessing floor slipperiness in fast food restaurants in Taiwan using objective and subjective measures, *Applied Ergonomics* 35, 401–408.

Chang, W.R., Chang Ch-Ch., Matz, S. and Lesch M. F., 2008. A methodology to quantify the stochastic distribution of friction coefficient required for level walking *Applied Ergonomics*, 39, 6, 766-771.

Cheng, Y. T. and Van de Ven, A. H., 1996. Learning the innovation journey: Order out chaos? *Organization Science*, 7(6), 593-614.

Chiu, J and Robinovitch S.N., 1998. Prediction of upper extremity impact forces during falls on the outstretched hand, *Journal of Biomechanics*, 31(12), 1169-1176.

Cho, R. Y., Yang, V., and Hallett, P. E., 2000. Reliability and dimensionality of judgments of visually textured materials. *Perception & Psychophysics*, 62(4), 735–752.

Christina K. A.. and Cavanagh, P. R., 2002. Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: effects of age and illumination. *Gait & Posture*, 15,153-158.



Courtney, T.K., Sorock, G.S., Manning, D.P., Collins, J.W. and Holbein- Jenny, M.A., 2001. Occupational slip, trip, and fall-related injuries-can the contribution of slipperiness be isolated?, *Ergonomics* 44 (13), 1118–1137.

Council for Labor Affairs, 2002 Council for Labor Affairs, 2002. Labor Inspection yearbook. Council for labor affairs, Taipei.

Crilly, N, Moultrie, J. and Clarkson, J., 2004. Seeing things: consumer response to the visual domain in product design, *Design Studies* 25(6), 547-577.

Damasio, A. ,1999. *The Feeling of What Happens*. London: Random House.

Williams, W.; Giangreco, M. and Cloninger, Ch. (1994). Calidad de vida como contexto para la planificación y evaluación de servicios para personas con discapacidad. *Siglo Cero*, 25, 155, 5-18.

Dennis, R. and Finch, C., 2008. Sports Injuries. *International Encyclopedia of Public Health*, 206-211.

DGT, 2011. Catálogo de experiencias de Seguridad Vial Urbana en España. Ed DGT.

Dingwell, J.B. and Cusumano, J.P., 2000. Non linear time series analysis of normal and pathological human walking, *Chaos* 10, 848-863.

Durá, J.V., Zamora, T., Rosa, D. and Balaguer, E., 2003. The development of a new portable friction testing device. *Communication for the Proceedings of IEA 2003*.

Durá, J. V., Alcántara, E., Zamora, T., Balaguer, E. and Rosa, D., 2005. Identification of floor friction safety level for public buildings considering mobility disabled people needs. *Safety science*, 43, 407-423.

Felce, D. and Perry, J. (1995). *Quality of life: It's Definition and Measurement*. *Research in Developmental Disabilities*, Vol. 16, N° 1, pp. 51-74.

Fraser, A. M. and Swinney, H. L., 1986. Independent coordinates for strange attractors from mutual information. *Physical Review*, 33(A), 1134.1140.

Georgoulis, A.D., Papadonikolakis, A., Papageorgiou, C.D., Mitsou, A. and Stergiou, N., 2003. Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament-deficient and reconstructed knee during walking. *American Journal of Sports Medicine* 31, 75–79.

Gielo-Perczak, K., Karwowski, W. and Rodrick, D., 2009. Nonlinear Behavior of the Center of Pressure in Simulated Standing on Elevated Construction Beams. *Work*, 34 (2), 195-203.

Gillespie, L.D., Robertson, M.C., Gillespie, W.J., Lamb, S.E., Gates, S., Cumming, R.G. and Rowe, B.H., 2009. Interventions for preventing falls in older people living in the community. *Cochrane Database Syst. Rev.* 15, CD007146..

Goldberger, A. L., Amaral, L.A., Hausdoff, J.M., Ivanov, P.C., Peng, C.K. and Stanley, H.E., 2002. Fractal dynamics inn physiology: Alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences U.S.A.*, 99 (Suppl. 1), 2446-2472.



Grard, G. and Lundberg, G., 1994. Pedestrian transportation problems on different slippery surfaces during winter and the functionality of different antiskid devices. In: Proceedings of International Conference on Developing and Commercial Utilization of technologies in Polar Regions (Polar-tech), Sweden.

Grassberger, P. and Procaccia, I., 1983. Characterization of strange attractors. *Physical Review Letters*, 50(3), 346-349.

Green, P. E., Krieger, A.M., and Carroll, J. D., 1987. Conjoint analysis and multidimensional scaling: A complementary approach, *Journal of Advertising Research*, Vol. 27, 21-27.

Green, P.E. and Srinivasan, V., 1990. Conjoint analysis in marketing: new developments with implications for research and practice, *Journal of Marketing* 54 (4), 3–19.

Green, P.E., Krieger A.M. and Wind, Y., 2001. Thirty years of conjoint analysis: reflections and prospects, *Interfaces* 31, 56–73.

Grönqvist, R. and Roine, J., 1993. Serious occupational accidents caused by slipping. In: R. Nielsen and R. Jorgensen, Editors, *Advances in Industrial Ergonomics and Safety V*, Taylor and Francis, London, 515–519.

Grönqvist, R., 1999. Slips and falls. In: S. Kumar, Editor, *Biomechanics in Ergonomics*, Taylor & Francis, London, 351–375.

Grönqvist, R., Roine, J., Jaèrvinen E., and Korhonen, E., 1989. An apparatus and a method for determining the slip resistance of shoes and floors by simulation of human foot motions, *Ergonomics* 32, 979–995.

Grönqvist, R., Hirvonen, M. and Tuusa, A., 1993. Slipperiness of the shoe floor interface: comparison of the subjective and objective assessments, *Applied Ergonomics* 24, 258–262.

Grönqvist, R., Hirvonen, M. and Toiv, A., 1999. Evaluation of three portable floor slipperiness testers. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25, 85-95.

Grönqvist, R., Chang, W-R., Courtney, T. K., Leamon, T. B., Redfern, M. S. and Strandberg, L., 2001. Measurement of slipperiness: fundamental concepts and definitions, *Ergonomics*, 44, 1102-1117.

Grönqvist, R., Hirvonen, M., Rajamäki and E., Matz, S., 2003. The validity and reliability of a portable slip meter for determining floor slipperiness during simulated heel strike. *Accident Analysis & Prevention*, 35, 2, 211-225.

Guastello, S. J., 1998. Creative problem solving groups at the edge of chaos. *Journal of Creative Behavior*, 32(1), 38-57.

Guastello, S. J., Hyde, T. and Odak, M., 1998. Symbolic dynamic patterns of verbal exchange in a creative problem solving group. *Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences*, 2(1), 35-58.



Guastello, S. J., Johnson, E. A. and Rieke, M. L., 1999. Nonlinear dynamics of motivational flow. *Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences*, 3(3), 259-273.

Heath, R. A. (2000). *Nonlinear dynamics. Techniques and applications in psychology*. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum.

Hanson, J., Redfern, M. and Mazumdar, M., 1999. Predicting slips and falls considering required and available friction, *Ergonomics*, 42, 1619-1633.

Harris, G.W. and Shaw, S.R., 1988. Slip-resistance of floors: Users'opinions. Tortus instrument readings and roughness measurements. *J Occup Accidents*, 9, 287-298.

Hausdorff, J.M., Rios, D.A. and Edelberg, H.K., 2001. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study, *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 1050-1056.

Hawk, C., Hyland, J.K., Rupert, R., Colonvega, M. and Hall, S., 2006. Assessment of balance and risk for falls in a sample of community-dwelling adults aged 65 and older. *Chiropr Osteopat*, 14.

Ho, K.K., Moody, G.B., Peng, C.K., Mietus, J.E., Larson, M.G., Levy, D and Goldberger, A. L., 1997. Predincting survival in heart failure case and control subjects by use of fully automated methods for deriving nonlinear and conventional indices of heart rate dynamics. *Circulation* 96: 842-848.

Hughes, J., Pratt, L., Linge, K., Clark, P. and Klenerman, L., 1991. Reliability of pressure measurements: the EMED F system. *Clin Biomech*, 6, 14–8.

James, D.I., 1983. Rubbers and plastics in shoes and flooring: the importance of kinetic friction, *Ergonomics*, 26, 83-99.

Jindo et al., 1995: Jindo, T., Hirasago, K. and Nagamachi, M., 1995. Development of a design support system for office chairs using 3-D graphics, *Int J Ind Ergonomics* 15(1),49-62.

Jindo, T. and Hirasago, K., 1997. Application studies to car interior of Kansei engineering, *International Journal of Industrial Ergonomics* 19, 105-114.

Kavanagh, J.J., Morrison, S., James, D.A. and Barrett, 2006. R. Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *J Biomech*, 39, 2863-72.

Kemmlert, K. and Lundholm L., 1998. Slips, trips, and falls in different work groups in reference to age, *Safety Science* 28, 59–75.

Kennel, M. B., Brown, R. and Abarbanel, H. D. I., 1992. Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using geometrical construction. *Physical Review*, 45(A), 3403-3411.

Kilbom, A. and Messing, K., 1998. *Work-related musculoskeletal disorders En: Women's health at work*. National Institute for Working Life. Stockholm.

Kim, S., Lockhart, Th. and Yoon, H., 2005. Relationship between age-related gait adaptations and required coefficient of friction, *Safety Science*, 43, 425-436.



Konz S., Bandla, V. Rys, M. and Sambasivan, J., 1990. Standing on concrete versus floor mats. *Advances in industrial ergonomics and safety I*, Taylor & Francis, 991-998.

Kurz, M.J. and Stergiou, N., 2003. The aging human neuromuscular system expresses less certainty for selecting joint kinematics during gait, *Neurosci Lett*, 348, 155-158.

Laconte, P., 1996. "Un espace urbain pour tous". *Les Cahiers de l'IAURP*. Mai, 1996.

Laprade, J. and Lee, R., 2005. Real-time measurement of patellofemoral kinematics in asymptomatic subjects. *Knee* 12, 63-72.

Leclercq S., 1999. The prevention of slipping accidents: a review and discussion of work related to the methodology of measuring slip resistance, *Safety Science* 31, 95-125.

Leamond T.B. and Murphy P.L., 1995. Occupational slips and falls: more than a trivial problem, *Ergonomics* 38 (1995), 487-498.

Lipsitz, L.A. and Goldberger, A. L., 1992. Loss of complexity and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA* 267: 1806-1809.

Llewellyn, M.G.A. and Nevola, V.R., 1992. Strategies for walking on low-friction surfaces. In: *Proceedings of the Fifth International Congress on Environmental Ergonomics*.

Lockhart, T.E., 1997. The ability of elderly people to traverse slippery walking surfaces. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 41st Annual Meeting of the HFES*. (Santa Monica, CA: Human Factors and Ergonomic Society); 5:83-86.

Lockhart, T.E., Woldstad J.C. and Smith J.L., 2003. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls, *Ergonomics* 12 (46), 1136-1160.

Lorenz E., N., 1963. "Deterministic Nonperiodic Flow", *J. Atmospheric Sci.* **20**, 130.

Louviere J.J., 1988. *Analysing Decision Making: Metric Conjoint Analysis*, Sage University Paper series on Quantitative Applications in the Social Sciences 67, Beverly Hills, CA (1988).

Maikala R.V., Ciriello V. M., Dempsey P.G. and O'Brien N.V., 2010. Comparison of psychophysiological responses in healthy men and women workers during cart pushing on two walkways of high and low coefficient of friction. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40, (2), 171-179.

Maki, B.E, 1997. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear?, *J Am Geriatric Soc*, 45, 313-320.

Manning, D.P., Ayers, I., Jones, C., Bruce M., and Cohen, K., 1988. The incidence of underfoot accidents during 1985 in a working population of 10,000 Mersey side people, *Journal of Occupational Accidents* 10, 121-130.

Matsubara, Y. and Nagamachi, M., 1997. Hybrid Kansei engineering system and design support, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 19, 81-92.



- McCaig, L.F. and Stussman, B.J., 1997. National Hospital Ambulatory Medical Care Survey: 1996 emergency department summary. *Adv Data*. 1997, 293.
- Molina, E. and Sanz, A., 1980. Transporte en modos no motorizados. En *Ciudad y Territorio*, 2, 1980.
- Munné, F., 2005. ¿Qué es la complejidad? *Encuentros de Psicología Social*, 3(2), 6-17.
- Mündermann A., Stefanyshyn D.J. and Nigg B.M., 2001. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Medicine & Science in Sport & Exercise* 33, 1939-1945.
- Myung, R., Smith, J.L. and Leamon, T.B., 1993. Subjective floor assessment of floor slipperiness, *International Journal of Industrial Ergonomics* 11, 313–319.
- Nagamachi, M., 1995. Kansei engineering: a new ergonomic customer-oriented technology for product development, *International Journal of Industrial Ergonomics* 15, 3-11.
- Nagasawa, S., 1997. Kansei evaluation using fuzzy structural modelling. In: Nagamachi, M. (Ed.), *Kansei engineering—I: Proceedings of the First Japan–Korea Symposium on Kansei Engineering—Consumer-Oriented product Development Technology*. Kaibundo, 119–125.
- National Safety Council (NSC) 1998. *Accident Facts*, NCS, Itasca, IL (1998).
- National Center for Injury Prevention and Control, CDC 2009. *State Injury Indicators Report, Fourth Edition–2005 Data*.
- Navarro, J., 2005. La psicología social de las organizaciones desde la perspectiva de la complejidad. Revisión y estado actual de una relación prometedora. *Encuentros en Psicología Social*, 3 (2), 78-87.
- Orendurff, M.S., Bernatz, G.C., Schoen, J.A. and Klute, G.K., 2008. Kinetic mechanisms to alter walking speed, *Gait & Posture, Volume 27*, 603-610.
- Osgood, C.E., Suci, G.J. and Tannrbaum, P.H., 1957. *The Measurement of Meaning*. University of Illinois Press.
- Owings, T.M. and Grabiner, M.D., 2004. Variability of step kinematics in young and older adults, *Gait Posture*, 20, 26-9.
- Peng, C.K., Mietus, J.E., Liu, Y., Lee C., Hausdoff, J.M., Stanley, H.E., Goldberger, A. L. and Lipsitz, L.A., 2002. Quantifying fractal dynamics of human respiration; age and gender effects. *Ann Biomed Eng* 30: 683-692.
- Perkins, F. J. and Wilson, M. P., 1983. Slip resistance testing of shoesnew developments. *Ergonomics*, 26.83-99.
- Plaza, A. and Cassinello, M., 1994. Conceptos arquitectónicos básicos de la asistencia geriátrica institucionalizada. *Rev. Esp. Geriatr. Gerontol*; 29 (S3): 29-37.



Rasmussen J., Torholm S. and de Zee M., 2009. Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39 (1),52-57.

Redfern, M.S. and Chaffin D.B., 1988. The effect of floor types on standing tolerance in industry in f. Aghazadeh (ed) *Trends in ergonomics/human factors V Elsevier science Publishers*, 901-905.

Redfern, M.S. and Bidanda, B., 1991. Programmable shoe/floor tester to evaluate floor slipperiness. In: W. Karwowski and J.W. Yates, Editors, *Advances in Industrial Ergonomics and Safety III*, Taylor and Francis, London, 387–390.

Redfern, M.S. and Chaffin, D.B., 1995. Influence of Flooring on Standing Fatigue, *Human Factors*, 37(3) 570-581;

Redfern M.S. and Bidanda B., 1994. Slip resistance of the shoe floor interface under biomechanically relevant conditions. *Ergonomics* 37 (3), 511–524.

Redfern M.S. and Bloswick D., 1997. Slips trips and falls. In: M. Nordin, G. Anderson and M. Pope, Editors, *Musculoskeletal Disorders in the Workplace*, Masby-Year Inc.,152–166.

Richards, D., 1990. Is strategic decision making chaotic? *Behavioral Science*, 35, 219-232.

Rosenstein, M. T., Collins, J. J. and De Luca, C. J., 1993. A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D*, 65, 117-134.

Rubenstein, L.Z, 1997. Preventing falls in the nursing home, *Journal of the American Medical Association* 278 (7), 595–596.

Rubenstein, L.Z., Robbins, A.S., Schulman, B.L., Rosado, J., Osterweil, D. and Josephson, K.R.,1988. Falls and instability in the elderly, *Journal of Americans Geriatrics Society* 36, 266–278.

Rubenstein, L.,Z. and Josephson, K.,R., 2006. Falls and their prevention in elderly people: what does the evidence show? *Med Clin North Am*, 90:807-24.

Sánchez, J.J., Prat, J.M. and Viosca, E., 1999. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Ed. IBV.

Saaty, 1980 T.L. Saaty, *The Analytic Hierarchy Process*, McGraw-Hill, New York, NY (1980).

Saremi K, Marehbian J, Yan X, Regnaud JP, Elashoff R and Bussel B, 2006. Reliability and validity of bilateral thigh and foot accelerometry measures of walking in healthy and hemiparetic subjects. *Neurorehabil Neural Repair*, 20, 297–305.

Seagal A., Rohr E., Orenduff M., Shofer J., O'Brien M. and Sageorzan B, 2004. The effect of walking speed in plantar pressure. *Foot & Ankle International* 25, 926-933.

Sher, S. and Winkelman, P., 2003. Emotion and Consciousness, *Encyclopedia of Consciousness*, 2009, Pages 231-24.



- Small, M., 2005. Applied nonlinear time series analysis. Applications in physics, physiology and finance. New Jersey: World Scientific.
- Smith, L. A., 1988. Intrinsic limits on dimension calculation. *Physical Letters*, 133(A), 283-288.
- Song, H. and Chung, K., 1994. A Study of Prediction of Design Trend Scene in Terms of Kansei Engineering. In Proc. Third Pan-Pacific Conf. Occupat. Ergonom., Ergonomics quality life, Seoul, Korea 13-17 nov.1994, 1157-161.
- Sørensen, J., 2008. Measuring Emotions in a Consumer decision-making Context – Approaching or Avoiding. Working Paper Series, Department of Business Studies Aalborg University, N° 20.
- Sprott, J. C. and Rowlands, G., 1995. Chaos Data Analyzer. The professional version. PC user's manual. New York: American Institute of Physics.
- Srinivasan, V., Jain, A.K. and Malhorta, N., 1983. Improving predictive power of conjoint analysis by constrained parameter estimation, *Journal of Marketing Research* 20, 433–438.
- Stergiou, N., Morati, C., Giakas, G., Ristains, S. and Georgoulis, A. D., 2004. The effect of the walking speed on the stability of the anterior cruciate ligament deficient knee. *Clin Biomech* 19, 957-963.
- Strandberg, L., 1985. The effects of conditions underfoot on falling and overexertion accidents, *Ergonomics* 28, 131–147.
- Swensen, E.E., Purswell, J.L., Schlegel, R.E. and Stanevich, R.L., 1992. Coefficient of friction and subjective assessment of slippery work surface, *Human Factors* 34, 67–77.
- Takens, F., 1981. Detecting strange attractors in turbulence. En D. Rand y L. Young (eds.). *Lecture notes in mathematics*. Berlin: Springer.
- Tideiksaar R. 1993. Falls in older persons. *Mt Sinai J Med.*, 60(6), 515-21.
- Tinetti, M.E., Speechley, M. and Ginter, S.F., 1988. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med.*, 319(26), 1701-1707.
- Thomas, P., 1991. Slipping tripping and falling accidents at work. Presented at the 4th Annual Conference on Slipping, Tripping and Falling, London.
- Thomson, I., 2004. La evaluación económica de planes y proyectos de transporte urbano, Primer curso de capacitación integral sobre transporte urbano Lima, agosto, en la red.
- Thies, S.B., Richardson J.K. and Ashton-Miller, J.A., 2004. Effects of surface irregularity and lighting on step variability during gait: a study on healthy young and older woman, *Gait and Posture* 22, 26–31.



Thies, S.B., Kenney, L.P., Howard, .D, Nester, C., Ormerod, M., Newton, R., Baker, R., Faruk, M. and MacLennan, H., 2011. Biomechanics for inclusive urban design: Effects of tactile paving on older adults' gait when crossing the street. *J Biomech.* 44(8),1599-1604.

Torg, J. S., Quedenfeld, T. C. and Landau, S., 1974. The Shoe-Surface Interface its Relationship to Football Knee Injuries. *Sports Medicine* Sept/Oct, 261-269.

Van Bogard, J., 2000. Motion analysis technologies. In: *IEEE International Conference on Pediatric Gait*, Chicago, IL, USA, 166–172.

Vergara, M., 1998. Evaluación ergonómica de sillas. Criterios de evaluación basados en el análisis de la postura (Tesis de doctorado-Universidad de Jaume I, Departamento de Tecnología).

Whittle MW, Orofino TA and Miller K., 1994. A technical approach to characterization of the perceived comfort of walking surfaces. *Gait and Posture.* 2, 129-133.

Wilson, M.P., 1990. Development of SATRA slip test and tread pattern design guidelines. In: B. Everett Gray, Editor, *ASTM-STP 1103. Slips, Stumbles, and Falls: Pedestrian Footwear and Surfaces*, ASTM, Philadelphia, 113–123.

Winkielman, P., Knutson, B., Paulus and M., Trujillo, J.L, 2007. Affective Influence on Judgments and Decisions: Moving Towards Core Mechanisms Review of General Psychology, 11, 179-192.

Winter, D.A., Patla, A.E., Frank, J.S. and Walt, S.E., 1990. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly, *Phys. Ther.* 70, 340-347.

Winter, D.A., 1991. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological.* 2nd ed. Waterloo (ON): Waterloo Biomechanics,143.

Wolf, A., Swift, J. B., Swinney, H. L. and Vastano, J. A., 1985. Determining Lyapunov exponents from a time series. *Physica D*, 16, 285-317.

Zhang,L., Drury, C.G. and Woollet, S.M., 1991. Constrained standing: evaluating the foot/floor interface. *Ergonomics* 34, 175-192.

Zhiguo, L., Pingping L. and Jizhan L., 2011. Physical and mechanical properties of tomato fruits as related to robot's harvesting. *Journal of Food Engineering* 103, 170–178.



13. ANEXOS

PAPER 1 SAFETY SCIENCE 43 (2005) 407-423.

IDENTIFICATION OF FLOOR FRICTION SAFETY LEVEL FOR PUBLIC BUILDINGS CONSIDERING MOBILITY DISABLED PEOPLE NEEDS .

Juan V. Durá, Enrique Alcántara, Tomás Zamora, Esther Balaguer and David Rosa.

Instituto de Biomecánica de Valencia, Universidad Politécnica de Valencia—Edificio 9C, Camino de Vera s/n, E-46022 Valencia (España), Spain

Available online 30 September 2005.

ABSTRACT

Friction properties of floors have been widely studied to prevent falling accidents. There are many different testing methods available to measure the dynamic coefficient of friction (DCOF). A safety level can be established for floors by comparing the DCOF with the required coefficient of friction (RCOF), which is obtained from walking tests. However, in practice this faces two main problems: there is not a single repeatable and widely accepted testing method to obtain DCOF and, although RCOF has been shown to be higher in mobility disabled people, there is not available information enough to select the proper RCOF.

This paper presents the work conducted to establish a safe level of coefficient of friction (COF) for floors in public buildings. Walking studies on people with different pathologies affecting walking ability were first conducted to identify the population group with the highest RCOF. This group took part in a second experiment in which the DCOF obtained for a sample of floors with a new testing device was compared to the RCOF and subjective safety perception to establish a safety level.

Results showed that amputees have the highest RCOF. The DCOF obtained with a new testing device showed a high correlation with average safety perception. The results suggested that the DCOF should be greater than 0.4 for safe walking. More research is needed to analyze the relationship between the DCOF measured with the new testing device and the RCOF to clearly establish the probability of falling.

Keywords: Friction; Disability; Perception; Floors



Identification of floor friction safety level for public buildings considering mobility disabled people needs

Juan V. Durá^{*}, Enrique Alcántara, Tomás Zamora,
Esther Balaguer, David Rosa

*Instituto de Biomecánica de Valencia, Universidad Politécnica de Valencia—Edificio 9C,
Camino de Vera s/n, E-46022 Valencia (España), Spain*

Abstract

Friction properties of floors have been widely studied to prevent falling accidents. There are many different testing methods available to measure the dynamic coefficient of friction (DCOF). A safety level can be established for floors by comparing the DCOF with the required coefficient of friction (RCOF), which is obtained from walking tests. However, in practice this faces two main problems: there is not a single repeatable and widely accepted testing method to obtain DCOF and, although RCOF has been shown to be higher in mobility disabled people, there is not available information enough to select the proper RCOF.

This paper presents the work conducted to establish a safe level of coefficient of friction (COF) for floors in public buildings. Walking studies on people with different pathologies affecting walking ability were first conducted to identify the population group with the highest RCOF. This group took part in a second experiment in which the DCOF obtained for a sample of floors with a new testing device was compared to the RCOF and subjective safety perception to establish a safety level.

Results showed that amputees have the highest RCOF. The DCOF obtained with a new testing device showed a high correlation with average safety perception. The results suggested that the DCOF should be greater than 0.4 for safe walking. More research is needed to analyze

^{*} Corresponding author. Tel.: +34 96 387 91 60; fax: +34 96 387 91 69.
E-mail address: jvdura@ibv.upv.es (J.V. Durá).

the relationship between the DCOF measured with the new testing device and the RCOF to clearly establish the probability of falling.

© 2005 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Friction; Disability; Perception; Floors

1. Introduction

Literature surveys show that falls are a major public health problem worldwide. Falls are the main mortality cause among people older than 75 years and the second source of accidents in people in the range of 45–75 years old. In 1997, 14,900 Americans died due to a fall, being 80% of them over 65 years of age (National Safety Council, 1998; Lockhart et al., 2003). In Europe Nordic countries, thousands of pedestrians are injured every year because of slippery pavements and roadways (Grönqvist and Roine, 1993; Grard and Lundberg, 1994; Kemmlert and Lundholm, 1998). The Swedish Information System for Occupational Injuries and diseases estimates a total of 77% of Slips and Trips into the total of 5470 (on the same level) and 28% of 2754 (lower level) of occupational falls each year in Sweden (Blom, 2000). In the UK, 20% (40,000) of all occupational injuries are reportedly due to slips and falls (Manning et al., 1988; Thomas, 1991). In Taiwan, falls accounted for 14.5% of all occupational injuries in 2001 (Council for Labor Affairs, 2002).

In this context, falls are mainly due to stumbles and slips. For this reason, a big effort has been devoted to study slipping biomechanics aiming at developing standard friction tests, which would allow assessing the role of floor's characteristics in slips. However, at present there exists no a single repeatable testing method. There is a great variety of devices and procedures for measuring slipping behaviour of surfaces and none of them is universally accepted (Tortus, BPST, PFT, Drag Sled Tester, Schuster, Model 80, HPS, Floor Slide Control 2000, Step Simulator developed at the Finish Institute of Occupational Health (Grönqvist et al., 1989), LABI-NRS, James Machine (ASTM D2047-99 2001), PSRT (Redfern and Bidanda, 1994) and many others as described by Grönqvist et al., 1999; Chang et al., 2001). Currently, ramp test for barefoot (DIN 51097) and shod (DIN 51130) conditions, and pendulum test (UNE 127020 to 127024, AS 3661.1) are the most commonly used methods to assess friction and safety of floors. However, people continue falling even in surfaces that fulfil these tests.

Many of the present testing methods use the dynamic coefficient of friction (DCOF) to measure slipping resistance of floors. Hanson et al. (1999) proposed to estimate the safety level of floors by relating the DCOF with the required coefficient of friction (RCOF), which measures the friction people need for safe gait. The RCOF is obtained as the ratio between the shear and normal ground reaction forces registered with force plates in walking tests with humans during normal locomotion over dry and safe surfaces (Buczek et al., 1990; Redfern et al., 2001).

Obtaining the safety level of a floor in this way faces two main problems. On one hand, the values of DCOF measured by different testing methods are contradictory

and in many cases, obtained applying testing conditions that do not simulate real walking forces and velocities (Redfern and Bidanda, 1994). Thus, a reliable and realistic testing method seems necessary to obtain the DCOF.

On the other hand, the RCOF has been measured by different authors for able-bodied individuals during normal walking showing peak values from 0.17 to 0.22 on level surfaces and up to 0.33 for inclined surfaces (Redfern et al., 2001). However, there are very few studies on the required friction coefficient for people with limited walking abilities. Most of the existing data refer to elderly people (Christina, 2000; Lockhart, 2000), who appear to have similar needs than the middle aged. But, a study by Buczek et al. (1990) showed that the slip resistance needs for mobility disabled people are greater than for able-bodied persons. Results indicated that the required coefficient of friction near touch-down for the unaffected side of the mobility disabled person was significantly higher than for the able-bodied (average 0.6 and 0.31 respectively) regardless of the speed of walking, whereas no difference was observed at the push-off phase.

These results suggest that the highest RCOF among different population groups should be identified and then used as the worst case possible for establishing the safety level for friction testing of floors for public buildings.

Nevertheless, falling is a complex phenomenon. Other factors than floor's slip resistance have been showed to have a significant influence. Humans have been described to modify walking pattern if a slipping risk is perceived. Literature results show a good correlation between measured and perceived friction (Grönqvist et al., 1993; Myung et al., 1993; Swensen et al., 1992; Chang et al., 2004) suggesting that combining subjective evaluation and objective measurements is the best approach to establish friction safety levels (Grönqvist et al., 2001).

This paper presents the work conducted to first identify the population group with the highest RCOF among people afflicted by different pathologies. Then, volunteers from that group participated in a walking experiment to establish a safe friction requirement for floors by comparing the RCOF, subjective safety perception and the DCOF obtained with a new testing device that simulates real walking conditions.

2. Methods

The experimental work was conducted into two phases. First, the highest RCOF among different pathologies was identified and second, comparison of results from machine and walking tests was done to obtain a safe friction testing criteria.

2.1. Assessment of the highest RCOF among different pathologies

Two hundred and five volunteers with five different pathologies (Table 1) took part in the experiments walking over two force plates DINASCAN-IBV® at three different velocities wearing their own shoes. Photocells barriers placed on each side of the force plate were used to measure and control walking speed (Fig. 1). To select the testing velocities, prior to recording ground reaction forces, subjects were asked to

Table 1
People that took part in the first phase trials

Description	N	Male	Female	Age mean	Age range
Amputated under the knee	8	8	0	34.63	19–49
Hip arthritis	46	23	23	55.39	21–69
Knee arthritis	53	13	40	56.57	39–67
Hemiplegia	50	32	18	59.92	21–94
Parkinson	48	30	18	62.42	35–77

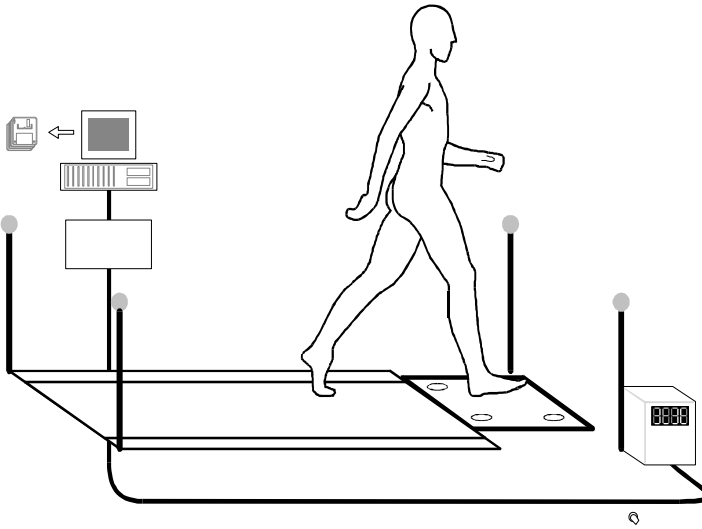


Fig. 1. Laboratory layout. All subjects performed the level trials as is shown in the figure.

walk at their own common velocity and then faster and slower for five trials. The mean velocity values were set as reference for experiments as normal, fast and slow velocities respectively. Only trials in the range of $\text{mean} \pm 10\%$ of previously selected velocity were accepted. Five valid trials were collected for each velocity.

The force plate layout was designed in order to measure one footstep on each platform. To participate in the complete testing session that lasted for around 45 min, subjects able to walk at least 1 km without help were selected. The force platform surface was dry. Force data were collected at 500 Hz.

Complete explanations of the test protocol were given to the volunteers and any questions were answered. Experiments started after subjects gave written consent. They wore a safety harness during the walking experiments.

The maximum value of the required friction coefficient (RCOF) was calculated as the ratio between shear and normal ground reaction forces both at heel contact and at the instant of toe-off (20 N of vertical force was used as threshold to identify contact with the force plate).

A statistical descriptive analysis of RCOF including the average, standard deviation and 75% was done for each group. It was not possible to design a balanced experiment with the same number of subjects in each pathology group, sex and age. Besides, some people were not able to walk at different velocities. Then an Analysis of Variance for non-balanced experiments (ANOVA) was used to assess the statistical influence of the velocity and pathology in the required coefficient of friction. SPSS 11.0 for Windows was used.

2.2. Establishment of safety testing criteria

A sample of floors was selected for further comparison of the DCOF with subjective safety perception and the RCOF obtained from walking experiments for the population group with the highest RCOF in phase 1.

A new testing device (Fig. 2) developed by the Institute of Biomechanics of Valencia was used to measure the dynamic coefficient of friction (DCOF) of floors. This device allows measuring the DCOF in different conditions of speed (from 0.05 m/s to 0.5 m/s), sole material and vertical forces (from 100 N to 600 N, with an application time of 0.4 ± 0.01 s) in order to simulate, as much as possible, real walking conditions. The device is composed of a portable structure which supports two pneumatic cylinders for horizontal and vertical displacement of a rounded iron element where a sole material was placed. This element is 45 mm long and 20 mm wide with a 50 mm rounded profile. The sole material slides along a linear trajectory with controlled speed and sliding distance being the material perpendicular to the tested surface. The sole materials chosen were synthetic rubber and leather. Rubber was the FOUR S type, made by Rubber And Plastics Research Association (RAPRA).

Two independent load cells measure the vertical and horizontal forces. A fifth order low pass digital Butterworth filter with normalized cut off frequency of 0.2 was applied to these signals. Vertical and shear forces were sampled at 500 Hz. All the system is controlled by a computer, which records the results.



Fig. 2. DCOF device. The set has retractable wheels for being portable. When the device is on the test surface it rests on four rubber supports to reduce vibrations (device dimensions: base: 711×980 mm; high: 813 mm; weight: 95 kg).

Table 2

Test conditions for DCOF measurements using the dynamic friction device developed in the IBV (all on wet conditions)

Floor	Force 1 = 200N	$v1 = \text{low (0.25 m/s)}$	Leather
		$v2 = \text{high (0.5 m/s)}$	Rubber
	Force 2 = 400N	$v1 = \text{low (0.25 m/s)}$	Leather
		$v2 = \text{high (0.5 m/s)}$	Rubber ^a
	Force 3 = 500N	$v1 = \text{low (0.25 m/s)}$	Leather
		$v2 = \text{high (0.5 m/s)}$	Rubber

^a Selected condition.

All floors were tested under 12 different conditions of vertical force, speed and sole material as described in Table 2. All trials were made in wet conditions (a noticeable film of water applied using a spray) and the speed level was selected into the range of 0.14–0.68 m/s, which corresponds to the sliding velocity of the heel without loss of balance (Strandberg and Lanshammar, 1981).

Trials were performed using a sliding length of 400 mm. The DCOF was obtained in each trial by dividing the average value of horizontal and vertical forces in the region of the signal where both remained nearly constant (Fig. 3).

To assess the reliability of this device, vertical and shear forces were simultaneously measured with a force plate DINASCAN-IBV[®] located underneath. Pearson’s correlation analysis between the results from both devices was performed.

Descriptive statistics were obtained for the DCOF. The coefficient of variation (COV = standard deviation/mean) was also computed to assess the variability of DCOF for different conditions as well as for assessing the repeatability of the measure for the testing conditions (repeatability = 1 – COV).

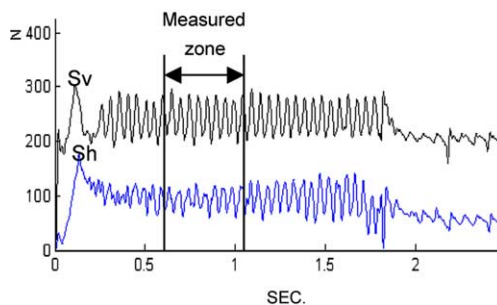


Fig. 3. Trial at initial vertical force 200 N , 0.2 m/s speed and rubber as sole material (vertical force upper curve and shear force lower one).

Table 3
Floor sample tested by the DCOF device

Floor type	Floors tested
Epoxy	2
Smooth tiles	3
Protruded tiles	3
Rough tiles	2
Synthetic	8

Eighteen different floors were first chosen as representative from the most commonly used in public buildings (Table 3). A smaller sample of surfaces was then selected to obtain a representative range of DCOF and COV values in order to compare the results obtained with the testing device and those from walking tests. That sample was also selected so to include floors from different chemical composition (ceramic, epoxy and synthetic). Floors were also tested using the British Portable Skid Tester because it is the test method that appears in the Spanish standard UNE 41510 for public buildings. These tests were performed following the prEN 13036-4: *Method for measurement of skid resistance of a surface: The pendulum test-1997*.

The selected sample was then tested by a group of seven volunteers (Table 4) from the population group with the highest RCOF in the previous phase. Walking tests were conducted using the same experimental setup with wet surface conditions to obtain the RCOF (Fig. 1). The Analytic Hierarchy Process (AHP) (Saaty, 1980) was used for collecting the subjective opinion of volunteers about friction. AHP enables a person to make a pair-wise comparison between surfaces obtaining a numerical ranking for each surface. All possible pairs of floors from the sample were presented to the volunteers who expressed which floor from the pair was perceived as safer. The consistency ratio (CR) (Saaty, 1980) was used to assess the consistency of each subject perception. A $CR < 0.1$ was considered acceptable.

Pearson's correlation analysis was performed between DCOF and AHP mean ranking for each floor to establish the machine test condition that best predicted

Table 4
People that took part in the second phase experiments

Subject	Amputation	Affected	Gender	Age
1	Hip	Right	M	17
2	Femoral	Left	M	56
3	Tibial	Left	M	28
4	Hip	Right	F	19
5	Femoral	Left	F	30
6	Hip	Left	F	40
7	Tibial	Left	M	30

average subjective perception of friction. Correlation with BPST results was also computed to assess the similarity with the proposed methodology. Finally, the safety test criterion (minimum value for the DCOF) was fixed by selecting a value that: (1) is higher than the highest RCOF, and (2) identifies surfaces perceived as unsafe by subjects in the experiments.

3. Results

3.1. Assessment of the highest RCOF among different pathologies

The results of the first phase showed statistically significant differences ($p < 0.05$) in the required coefficient of friction (RCOF) for different pathologies (Table 5) and walking velocity. The population group that showed the highest RCOF was amputees at the instant of prosthesis heel contact. The 75% of RCOF for the trials for this group was 0.64. On the other hand, as it could be expected results showed that the RCOF increased as velocity increased. Consequently the amputees were considered as the most demanding group and thus selected for establishing safety criteria in the second stage of the study.

Table 5
Results obtained during the first phase trials

		RCOF			
		Mean	SD	P75	SP75
Amputated	Prosthesis heel contact	0.44	0.06	0.64	0.13
	Prosthesis toe-off	0.31	0.03	0.36	0.04
	Leg heel contact	0.34	0.06	0.45	0.09
	Leg toe-off	0.45	0.13	0.52	0.16
Hip arthritis	Ill side heel contact	0.25	0.06	0.28	0.06
	Ill side toe-off	0.28	0.05	0.29	0.05
	Healthy side heel contact	0.22	0.05	0.24	0.05
	Healthy side toe-off	0.26	0.05	0.28	0.04
Knee arthritis	Ill side heel contact	0.22	0.05	0.24	0.05
	Ill side toe-off	0.29	0.07	0.32	0.15
	Healthy side heel contact	0.24	0.06	0.25	0.07
	Healthy side toe-off	0.28	0.06	0.29	0.06
Hemiplegia	Ill side heel contact	0.27	0.08	0.31	0.09
	Ill side toe-off	0.23	0.05	0.26	0.04
	Healthy side heel contact	0.28	0.09	0.32	0.11
	Healthy side toe-off	0.25	0.08	0.28	0.09
Parkinson	Heel contact	0.24	0.06	0.28	
	Toe-off	0.24	0.06	0.28	

3.2. Establishment of safety testing criteria

With respect to testing results with the new device, a high reliability was obtained as given by the very high significant correlation ($r=0.98$) (Fig. 4) found between the DCOF values obtained with the new device and those from the force plates placed underneath. The DCOF repeatability for all testing conditions was very high. The mean value of COV was of 0.03 showing a mean repeatability of 97% (minimum of 95.6%). Maximum (98%) was obtained for condition of force 200 N, slipping speed of 0.5 m/s and rubber sole.

Values of the DCOF obtained for the tested floors (Fig. 5) for this testing condition, ranged between 0.068 and 0.758 with an average value of 0.345 (SD = 0.137 and COV = 0.397). These results made possible to select a smaller sample of six materials with a wide range of values of DCOF. The selected sample (Table 6) includes floors from different chemical families. In that sample, the DCOF ranged between the same limits than the whole sample with an average value of 0.334, a SD of 0.178 and COV of 0.532.

According to the results from the first phase, a total of seven persons (Table 4) with different amputation level took part in the walking experiments. Results of the RCOF for amputees during the prosthesis heel contact phase in the different floors and velocities are shown in Table 7. Some volunteers were not able to walk at a velocity slower than their normal one, so results were obtained for normal and fast velocities only. Mean and SD values of RCOF were in the range of results obtained for this population group in the first phase.

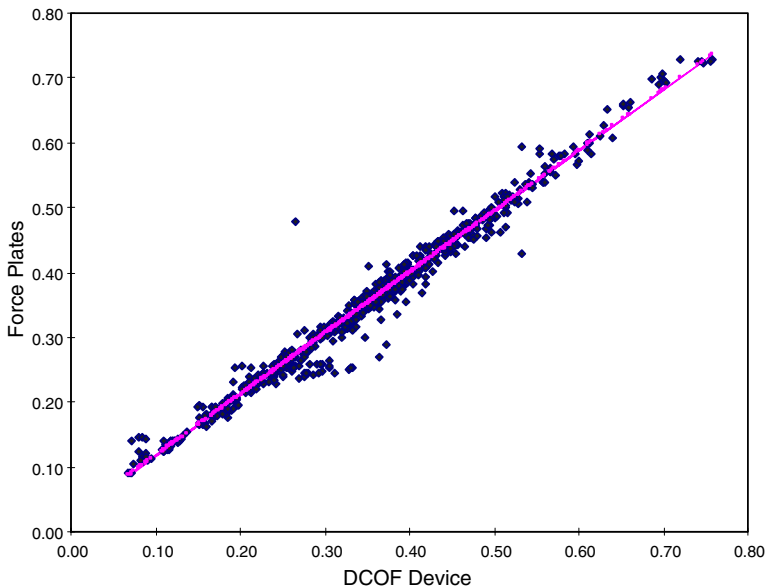


Fig. 4. Correlation curve obtained between DCOF device measurements and force plate acquisition.

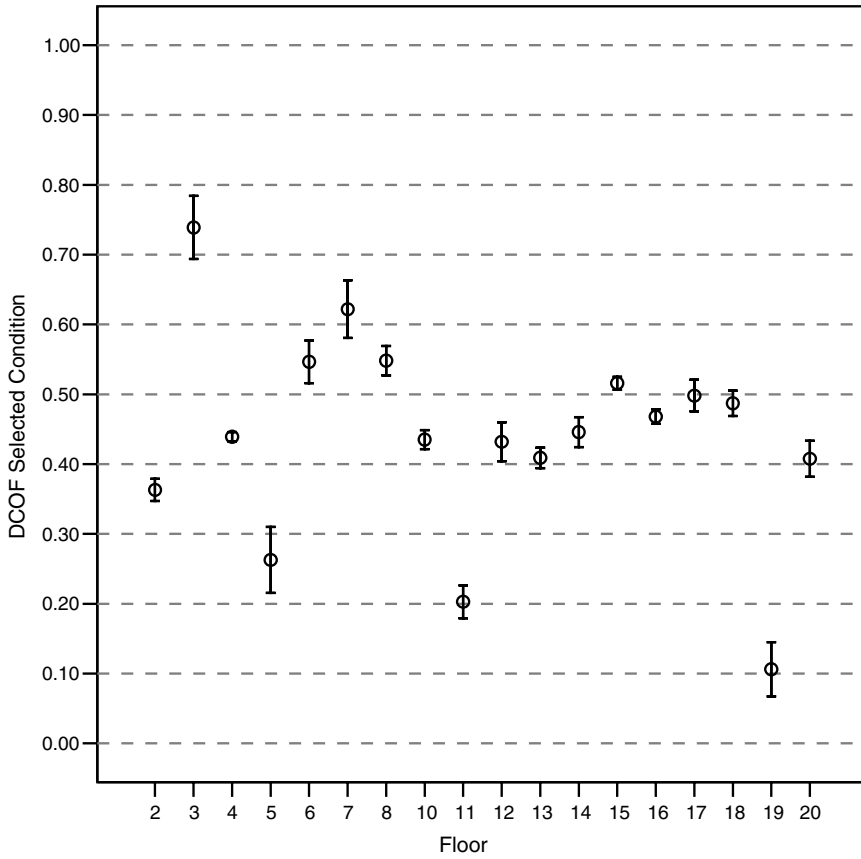


Fig. 5. DCOF obtained by the 18 samples using the selected testing condition (condition 4 in Table 3 which was the condition that showed the best repeatability (98%) and correlation ($r = 0.85$) with perceived friction during the trials).

Table 6
Reduced sample selected for the second phase trials

Floors					
19	11	12	8	18	3
Synthetic	Rough ceramic tile	Smooth ceramic tile	Rough ceramic tile	Synthetic	Epoxy
<i>CFD (selected condition)</i>					
COF = .106 ± 0.0156	COF = 0.202 ± 0.0094	COF = 0.432 ± 0.0111	COF = 0.548 ± 0.0084	COF = 0.487 ± 0.0073	COF = 0.738 ± 0.018

The AHP (Saaty, 1980) analysis of subjective safety perception resulted in a significant ranking of floors. Floor number three was perceived as the safest floor

Table 7

Average and standard deviation of the RCOF (heel contact phase) obtained by the seven amputee subjects on each floor during the second phase trials

Floor number	Walking speed	Average RCOF	SD
19	Normal	0.39	0.14
19	Fast	0.44	0.14
3	Normal	0.45	0.18
3	Fast	0.54	0.19
12	Normal	0.39	0.13
12	Fast	0.45	0.13
11	Normal	0.4	0.09
11	Fast	0.41	0.13
18	Normal	0.37	0.1
18	Fast	0.4	0.09
8	Normal	0.43	0.15
8	Fast	0.44	0.19

Table 8

Results obtained by each floor after analysing the perceived friction using the AHP (Saaty) methodology (pairs comparative)

Ranking perception	
Floor number	AHP
3	0.1971
12	0.1734
8	0.1726
18	0.1633
19	0.1578
11	0.1355

Highest ranking means safer perception.

whereas floor 11 was perceived as the most unsafe one. Mean ranking punctuation for each floor is shown in Table 8. The consistency ratio was acceptable for all subjects (<0.1) ensuring subject's answer consistency.

The testing condition that showed the highest correlation ($r=0.85$) between DCOF and mean subjective perception of safety was force of 200 N, slipping speed of 0.5 m/s and rubber sole material. Besides, it showed a very high repeatability (98%). Thus it was used to establish the safety criteria. The other conditions showed Pearson's correlation values around $r=0.8$.

On the other hand, no statistically significant correlation ($p>0.05$) was found between the BPST measures neither with subjective perception nor with the DCOF.

The safety level was selected by analysing the distribution of values for RCOF, DCOF for the selected condition and mean AHP ranking for the tested floors. As it can be seen in Figs. 6–8, there are different groups of floors according to the DCOF and perception whereas the RCOF remains around 0.45 for almost all floors. These values allow fixing a safety criterion as commented in the discussion section.

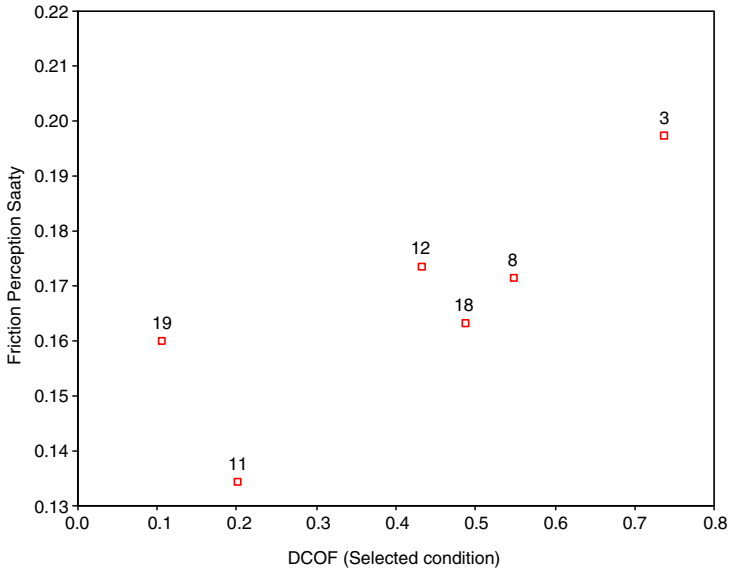


Fig. 6. Distribution obtained for the six floors: friction perception vs dynamic friction measures.

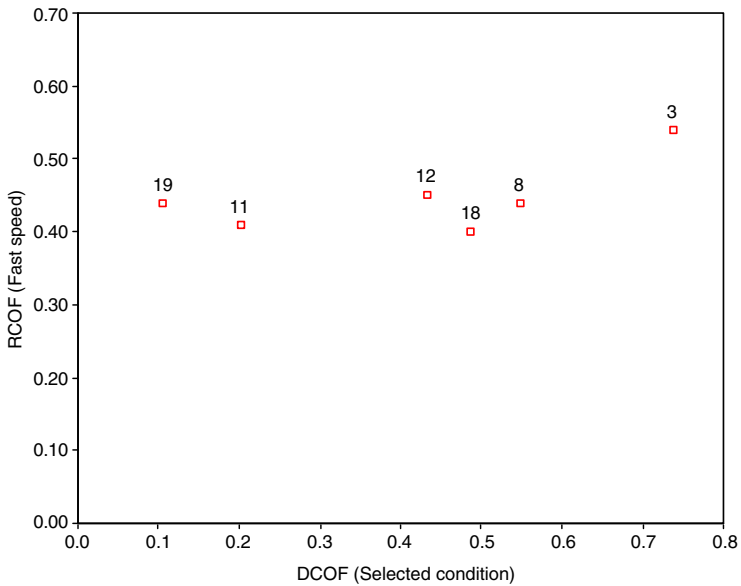


Fig. 7. RCOF during the second phase trials vs DCOF obtained by each floor. This graphic shows how RCOF is conserved during the trials almost with each floor, only floor three increases the RCOF value probably due to an excessive friction coefficient.

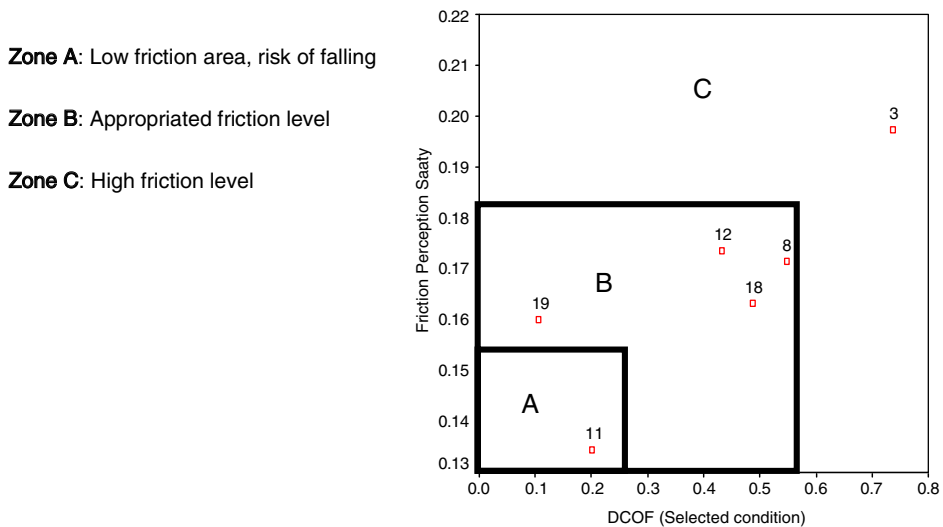


Fig. 8. Criteria. According to the relationship established between DCOF and the friction perception, a mixed criterion that would include both parameters allows to establish three different areas as is shown in the figure.

4. Discussion

According to current data on falling accidents (Manning et al., 1988; Thomas, 1991; Grönqvist and Roine, 1993; Gard and Lundberg, 1994; Kemmlert and Lundholm, 1998; National Safety Council, 1998; Blom, 2000; Council for Labor Affairs, 2002; Lockhart et al., 2003), establishing the safety level of floors is a problem that still remains to be clearly solved. Hanson et al. (1999) proposes a safety friction coefficient (SFC) that can be defined as $SFC = DCOF - RCOF$, which allows defining security intervals with certain probability of falling depending on SFC (Fig. 9). DCOF is the dynamic coefficient of friction measured by testing devices (Chang et al., 2001; Grönqvist et al., 1999) whereas RCOF is the required coefficient of friction, which is obtained from force plates measurements during walking tests with humans.

This procedure faces two main problems: First, it does not exist a single testing method accepted by consensus to obtain the DCOF and second, it is not clear which RCOF should be considered to establish the safety criterion for floor testing. Moreover, values of SFC to be considered safe have not clearly been fixed.

Many friction testing devices that are able to control speed, vertical force and other parameters have been developed to measure the DCOF (Grönqvist et al., 1989; Wilson, 1990; Redfern and Bidanda, 1991) but the effect of changing the control parameters on the DCOF has not been clearly established and contradictory results are presented (Redfern and Bidanda, 1994). In many cases, values of testing force and speed used do not simulate reality posing doubts on obtained values for the DCOF.

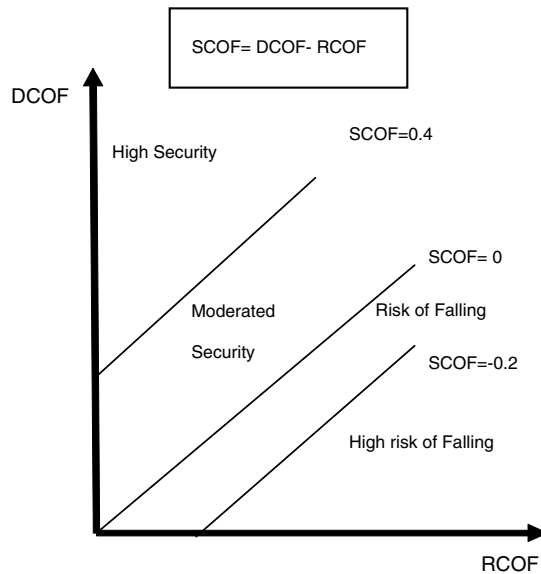


Fig. 9. Safety friction coefficient and how it is distributed considering DCOF and RCOF possibilities (SCF = DCOF – RCOF).

As an example, the method A of ISO pr10545-17 considers a unique test condition in which a device called TORTUS system is used. It measures the dynamic coefficient of friction by sliding a rounded rubber foot with a constant speed of 0.017 m/s and a vertical weight of 200 g which are lower than actual walking values.

In the present work, the DCOF was obtained using a new device developed by the Institute of Biomechanics of Valencia (IBV) that allows simulating real walking conditions by controlling sliding velocity and distance, as well as vertical force. Results on reliability and reproducibility tests of the device were very high. The results showed no correlation between BPST and the new device developed by the IBV, but whereas IBV's method showed significant correlation with subjective perception, BPST did not. This method has been discussed in literature (Grönqvist et al., 1999; Chang et al., 2001) as velocity and application time of normal force are not controlled. Besides, it does not allow testing raised profile floors.

With respect to the RCOF to be used for establishing a safety coefficient, it seems reasonable to consider the worst case hypothesis. That is the highest RCOF of those registered from all the potential users of a given floor. In the case of public buildings, that includes people with different pathologies affecting walking capability. Results from Buczek et al. (1990) suggest that people with limited walking abilities requires more friction for a safe walking than able people. However, more data were not available in literature. The results of the present work showed that amputees are, compared with hip arthritis, knee arthritis, Parkinson, Hemiplejia and elderly, the population group that requires the highest friction coefficient (75% = 0.64) and so they were selected to fix the safety coefficient.

Attempting to fix safety levels is not an easy task. Literature shows that other parameters like horizontal heel contact velocity (Lockhart et al., 2003) and perception (Grönqvist et al., 2001; Chang et al., 2004) should be considered. In this sense, perception of slipperiness has been showed to be very important; as humans can adapt walking strategies. If a risk is detected people slow down, reducing the step length and increasing the contact time between the foot and the surface. For this reason, combining subjective evaluation and objective measurements has been proposed as the best approach to fix safety levels (Grönqvist et al., 2001) and used in this work.

The results of the second phase of this study, in consonance with many authors (Grönqvist et al., 1993; Myung et al., 1993; Swensen et al., 1992; Chang et al., 2004) presented a good correlation between measured and perceived friction. The DCOF measured with a vertical force of 200 N, sliding velocity of 0.5 m/s and rubber sole yielded the highest Pearson correlation ($r = 0.85$) with mean AHP at the same time than a very high repeatability. Hence, this testing condition was used for establishing a safety level. Chang et al. (2004) found a lower Pearson's correlation ($r = 0.45$) between perceived and measured friction, but variability in this work was higher as different areas with different contaminants in 10 different restaurants were studied.

With this respect, subject's perception variability in this study can be very high as they have different level amputations and wear quite different prostheses. In this sense, the correlation results together with literature findings support that there exists a relationship between average perceived and measured friction, but wider studies in this topic with a greater number of volunteers are needed to clearly assess the influence of subjects' variability.

For establishing the safety level, the DCOF has to be higher than the amputees RCOF and it has to identify surfaces perceived as unsafe by people as given by then mean AHP. *In this sense, three groups of floors can be identified as follows (Fig. 8):* Group A that includes floors with a low DCOF (<0.4) and that are perceived as unsafe by people. These are clearly unsafe floors. Group B that considers floors with a medium DCOF (>0.4 and <0.6) and that are perceived as safe by people. Finally, a third Group (C) that comprises floors with a high DCOF (>0.6) and that are perceived as safe by people.

The results of this work allow recommending that the DCOF in wet conditions (all tests were done in these conditions) should be greater than 0.4. That will exclude floors with a low DCOF and that at the same time are perceived as unsafe by people. In fact, two subjects fell when walking on Floor 11. With this criteria and from results showed in Fig. 5, it can be seen that majority of floors are over this threshold.

However, the RCOF (wet conditions) showed a rather great variability between 0.37 and 0.45 for the floors studied (Table 7) ($COV = 0.397$). That makes difficult establishing a single safety level for DCOF that, when related to the RCOF as suggested by Hanson et al. (1999), gives a safety coefficient indicating the probability of falling. Thus, to consider risk areas (Fig. 9) as was done by Hanson et al. (1999), further research is required including more walking tests and considering the variability

of results to clearly establish the relationship between risk of falling and values of the safety factor coefficient, given by $SFC = DCOF - RCOF$.

5. Conclusions

The results of this work have indicated that amputees have the highest required coefficient of friction and so this population group was considered to establish safety criteria for friction testing.

A new testing device has been presented that allows simulating real conditions with a very high reliability and repeatability. A significant correlation was found between average perceived and measured friction.

Considering results of this testing device and from people's opinion, a DCOF greater than 0.4 in wet conditions is proposed as safety requirement of floors for public buildings.

Acknowledgements

This project was funded by IMSERSO—Instituto de Migraciones y Servicios Sociales (Institute of Migration and Social Services, Ministry of Labour and Social Affairs of Spain). The authors want also to thank to the National Centre for Personal Autonomy and Technical Aids—CEAPAT for his technical assistance during the project and to all the companies that issued floor samples (Metalúrgica SANTAGATESE, ROBEN-Tonfaustoffe, RINOL Española S.A., SUGRAÑÉS S.A., PORCELAN-ATTO S.A., PAMESA, KEOPS, TARKETT SOMMER, S.A. and GERFLOR).

References

- Blom, K., 2000. Personal communication in Courtney T.K., Sorock G.S. Manning D.P., Collins, J.W., Holbein-Jenny M., 2001, occupational slip, trip, and fall-related injuries-can the contribution of slipperiness be isolated? *Ergonomics* 44 (13), 1118–1137.
- Buczek, F.I., Cavanagh, P.R., Kulakowski, B.T., Pradhan, P., 1990. Slip resistance needs of the mobility disabled during level and grade walking. In: Gray, B.E. (Ed.), *Slips, Stumbles and Falls: Pedestrian Footwear and Surfaces*. American Society for Testing and Materials, Philadelphia, pp. 39–54.
- Chang, W., Gronqvist, R., Leclercq, S., Brungraber, R.J., Mattke, U., Stranberg, L., Thorpe, S.C., Myung, R., Makkonen, L., Courtney, T.K., 2001. The role of friction in the measurement of slipperiness, Part 2: survey of friction measurement devices. *Ergonomics* 44 (13), 1233–1261.
- Chang, W.-R., Li, K.W., Huang, Y.-H., Filiaggi, A., Courtney, T.K., 2004. Assessing floor slipperiness in fast food restaurants in Taiwan using objective and subjective measures. *Applied Ergonomics* 35, 401–408.
- Council for Labor Affairs, 2002. *Labor Inspection yearbook*. Council for labor affairs, Taipei.
- Gard, G., Lundberg, G., 1994. Pedestrian transportation problems on different slippery surfaces during winter and the functionality different antiskid devices. In: *Proceedings of International Conference on Developing and Commercial Utilization of technologies in Polar Regions (Polar-tech)*, Sweden.
- Grönqvist, R., Abeysekera, J., Gard, G., Hsiang, S.M., Leamon, T., Newman, D.J., Gielo-Perczak, K., Lockhart, T.E., Pai, C., 2001. Human-centered approaches in slipperiness measurement. *Ergonomics* 44 (13), 1167–1199.

- Grönqvist, R., Hiroven, M., Tuusa, A., 1993. Slipperiness of the shoe floor interface: comparison of the subjective and objective assessments. *Applied Ergonomics* 24, 258–262.
- Grönqvist, R., Hirvonen, M., Tohv, A., 1999. Evaluation of three portable floor slipperiness testers. *International Journal of Industrial Ergonomics* 25, 85–95.
- Grönqvist, R., Roine, J., 1993. Serious occupational accidents caused by slipping. In: Nielsen, R., Jorgensen, R. (Eds.), *Advances in Industrial Ergonomics and Safety V*. Taylor and Francis, London, pp. 515–519.
- Grönqvist, R., Roine, J., Jaèrvinen, E., Korhonen, E., 1989. An apparatus and a method for determining the slip resistance of shoes and floors by simulation of human foot motions. *Ergonomics* 32, 979–995.
- Hanson, J., Redfern, M., Mazumdar, M., 1999. Predicting slips and falls considering required and available friction. *Ergonomics* 42 (12), 1619–1633.
- Kemmlert, K., Lundholm, L., 1998. Slips, trips, and falls in different work groups in reference to age. *Safety Science* 28, 59–75.
- Lockhart, T.E., 2000. Effects of Musculoskeletal and sensory degradation due to ageing on the biomechanics of slips and falls, Ph.D. Dissertation, Texas Tech University.
- Lockhart, T.E., Woldstad, J.C., Smith, J.L., 2003. Effects of age-related gait changes on biomechanics of slips and falls. *Ergonomics* 46 (12), 113–1160.
- Manning, D.P., Ayers, I., Jones, C., Bruce, M., Cohen, K., 1988. The incidence of underfoot accidents during 1985 in a working population of 10,000 Mersey side people. *Journal of Occupational Accidents* 10, 121–130.
- Myung, R., Smith, J.L., Leamon, T.B., 1993. Subjective floor assessment of floor slipperiness. *International Journal of Industrial Ergonomics* 11, 313–319.
- National Safety Council, 1998. *Accidents Facts 1998 edition*, (Itasca, IL.: Author) .
- Redfern, M.S., Bidanda, B., 1991. Programmable shoe/floor tester to evaluate floor slipperiness. In: Karwowski, W., Yates, J.W. (Eds.), *Advances in Industrial Ergonomics and Safety III*. Taylor and Francis, London, pp. 387–390.
- Redfern, M.S., Bidanda, B., 1994. Slip resistance of the shoe floor interface under biomechanically relevant conditions. *Ergonomics* 37 (3), 511–524.
- Redfern, M.S., Cham, R., Gielo-Periczak, K., Grönqvist, R., Hirvonen, M., Lanshammar, H., Marpet, M., Pai, Y.-C., Powers, C., 2001. Biomechanics of slips. *Ergonomics* 44 (13), 1138–1166.
- Saaty, T.L., 1980. *The Analytic Hierarchy Process*. McGraw-Hill, New York, NY.
- Strandberg, L., Lanshammar, H., 1981. The dynamics of slipping accidents. *Journal of Occupational Accidents* 3, 153–162.
- Swensen, E.E., Purswell, J.L., Schlegel, R.E., Stanevich, R.L., 1992. Coefficient of friction and subjective assessment of slippery work surface. *Human Factors* 34, 67–77.
- Thomas, P., 1991. Slipping tripping and falling accidents at work. Presented at the 4th Annual Conference on Slipping, Tripping and Falling, London.
- Wilson, M.P., 1990. Development of SATRA slip test and tread pattern design guidelines. In: Everett Gray, B. (Ed.), *ASTM-STP 1103. Slips, Stumbles, and Falls: Pedestrian Footwear and Surfaces*. ASTM, Philadelphia, pp. 113–123.



INFLUENCE OF PAVEMENT DESIGN PARAMETERS IN SAFETY PERCEPTION IN THE
ELDERLY.

Tomás Zamora (a), Enrique Alcántara (a), Miguel Ángel Artacho (b) and Vicente Cloquell(b).

(a)Instituto de Biomecánica de Valencia, Universidad Politécnica de Valencia, edificio 9C, Camí de Vera s/n. E-46022 Valencia, Spain

(b)Departamento de Proyectos de Ingeniería, Universidad Politécnica de Valencia, edificio 9C, Camí de Vera s/n. E-46022 Valencia, Spain

Available online 3 June 2008.

ABSTRACT

Slipping related falls are still one of the major social problems, especially in the elderly. Although approaches focused on functional analysis of floor features have drawn valuable guidelines at this respect, the main problem remains unsolved. A new approach to this problem considers people's accommodation to friction conditions depending on their safety perception as a risk factor. In this sense, this paper analyses the influence of flooring design elements in safety perception in the elderly using Conjoint Analysis. Flooring and environmental parameters (texture, joints, colour, profile morphology and ambience) and its levels were used for the orthogonal fractional-factorial design to generate a representative subset of flooring scenarios. One hundred and eighty people older than 60 years took part in the experiments. They were selected in a balanced distribution of gender, age (into two age groups: 60–75 years and >75 years) and living environments (residence, day centres and assisted homes). For each living environment, the elderly according to their perception of safety ranked eight virtually modified pictures from the best to the worst. Results show that safety perception for each residence group depends on the flooring and ambient features. However, there were no differences between the two age groups. Regarding design features, texture was the most influent parameter, being the presence of noticeable joints an unexpected factor to transmit safety as well. Conjoint analysis allowed determining the safest and the most unsafe combinations of design elements for each of the groups and ambiences. This information helps flooring and ambient designers to convey the right safety perception for the elderly to reduce risk of falling by eliciting the proper accommodation.

Relevance to the industry

This paper offers information relevant to a growing economical sector formed by interior designers, building industry and manufacturers of floorings and lighting for the elderly. Results can help them in providing products and environments better adapted to the elderly needs.

Keywords: Elderly; Safety perception; Falls; Conjoint analysis; Floors



Contents lists available at ScienceDirect

International Journal of Industrial Ergonomics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/ergon

Influence of pavement design parameters in safety perception in the elderly

Tomás Zamora^{a,*}, Enrique Alcántara^a, Miguel Ángel Artacho^b, Vicente Cloquell^b^a Instituto de Biomecánica de Valencia, Universidad Politécnica de Valencia, edificio 9C, Camí de Vera s/n. E-46022 Valencia, Spain^b Departamento de Proyectos de Ingeniería, Universidad Politécnica de Valencia, edificio 9C, Camí de Vera s/n. E-46022 Valencia, Spain

ARTICLE INFO

Article history:

Received 2 April 2007

Received in revised form

26 March 2008

Accepted 27 March 2008

Available online 3 June 2008

Keywords:

Elderly

Safety perception

Falls

Conjoint analysis

Floors

ABSTRACT

Slipping related falls are still one of the major social problems, especially in the elderly. Although approaches focused on functional analysis of floor features have drawn valuable guidelines at this respect, the main problem remains unsolved. A new approach to this problem considers people's accommodation to friction conditions depending on their safety perception as a risk factor. In this sense, this paper analyses the influence of flooring design elements in safety perception in the elderly using Conjoint Analysis. Flooring and environmental parameters (texture, joints, colour, profile morphology and ambience) and its levels were used for the orthogonal fractional-factorial design to generate a representative subset of flooring scenarios. One hundred and eighty people older than 60 years took part in the experiments. They were selected in a balanced distribution of gender, age (into two age groups: 60–75 years and >75 years) and living environments (residence, day centres and assisted homes). For each living environment, the elderly according to their perception of safety ranked eight virtually modified pictures from the best to the worst. Results show that safety perception for each residence group depends on the flooring and ambient features. However, there were no differences between the two age groups. Regarding design features, texture was the most influential parameter, being the presence of noticeable joints an unexpected factor to transmit safety as well. Conjoint analysis allowed determining the safest and the most unsafe combinations of design elements for each of the groups and ambiances. This information helps flooring and ambient designers to convey the right safety perception for the elderly to reduce risk of falling by eliciting the proper accommodation.

Relevance to the industry: This paper offers information relevant to a growing economical sector formed by interior designers, building industry and manufacturers of floorings and lighting for the elderly. Results can help them in providing products and environments better adapted to the elderly needs.

© 2008 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

Fatal slips and falls are worryingly frequent in the elderly and constitute a major public health problem. By way of example, fall-related injuries recently accounted for 6% of all medical expenditures for people aged 65 and older in the United States (Agnew and Suruda, 1993; Berg et al., 1997; Campbell et al., 1981; Rubenstein et al., 1988). In fact, fall injuries are the main cause of death among people older than 75 years (Lockhart et al., 2003; National Safety Council, 1998). Both the incidence of falls and the severity of related complications rise steadily after the age of 60. In the age 65 and over population as a whole, approximately 35–40% of community-dwelling, generally healthy older people fall annually (Agnew and Suruda, 1993; Berg et al., 1997; Campbell

et al., 1981; Rubenstein et al., 1988). After age 75, the rates are even higher. With this respect, many research efforts have been devoted to understand and reduce the risk of falling in the elderly.

Up to now, it is admitted that there exist multitude of risk factors for slipping and falling. They are usually divided into extrinsic, intrinsic and mix risk factors (Grönqvist, 1999; Leamond and Murphy, 1995; Leclercq, 1999; Redfern and Blowski, 1997; Strandberg, 1985). Intrinsic factors refer to personal characteristics and conditions. Precisely, elderly people are likely to present important intrinsic falling risk factors such as limitations in motor control, balance, vision, lower extremity force and others (Brocklehurst et al., 1982; Clarkson, 1978; Cohn and Lasley, 1985; Gillis et al., 1986; Goldman, 1986; Gottsdanker, 1980; Imms and Edholm, 1979; Isaacs, 1985; Kroll and Clarkson, 1978; Loveless, 1980; Murray et al., 1969; Overstall et al., 1977; Redfern et al., 1997; Stelmach and Worringham, 1985; Teasdale et al., 1991; Tinetti and Speechley, 1989; Tobis et al., 1985; Winter et al., 1990; Woolacott, 1986). On the other hand, extrinsic factors include

* Corresponding author. Tel.: +34 963879160; fax: +34 963879169.

E-mail address: tomas.zamora@ivv.upv.es (T. Zamora).

those related to the environment. Fleming and Pendergast (1993) performed a study with 95 residents in an adult care facility and reported 294 falls over 3 years. A 50.3% of the fall descriptions were related to environmental features whereas the physical condition of the resident contributed to 24.3% of the falls, and specific physical activities were implicated in 7.9% of the falls. Among the extrinsic factors, flooring is widely recognised to have a clear influence in slipping and tripping. With this respect, many researchers have investigated the coefficient of friction as an indicator of flooring safety in terms of slipperiness (Chang et al., 2001). Most of them use the dynamic coefficient of friction (DCOF) to measure slipping resistance of floors. As a result, there are many different testing methods to measure this parameter (Durá et al., 2003), being the TRRL pendulum, DIN 51130, DIN 51097 and Tortus the most widely used today. The safety level of a flooring is estimated then by the relationship between the DCOF and the required coefficient of friction (RCOF), which is obtained from force plates measurements during walking tests with humans and measures the minimum friction that people need to walk without slipping (Hanson et al., 1999). These methods are being used to assess the suitability of floors. For example, in Spain, a new Edification Technical Code (Ministerio de Vivienda, 2006) has been recently approved that includes a mandatory measurement of floors COF in public buildings by using the TRRL pendulum (UNE-ENV 12633:2003 C scale).

However, in spite of all this effort and the battery of existing testing methods, the problem of slipping related falls in the elderly is far from being solved as recent surveys still show (Davison et al., 2005). Hence, the scientific community is now investigating other risk factors. In this sense, people's accommodation to friction conditions depending on their perception of safety is increasingly becoming a relevant line of work. It is based on people's ability to accommodate to friction conditions in a way that, whenever they perceive a surface as slippery, they adopt a gait strategy that mixes force and postural changes to reduce the risk by reducing the required friction coefficient till it is less than the dynamic friction coefficient of the floor. That includes reducing or augmenting the step length, the walking speed or the surface contact (Llewellyn and Nevola, 1992), in order to reduce the demanded friction by decreasing vertical acceleration and forward velocity of the body (Llewellyn and Nevola, 1992). Elderly have lower adaptation ability due to aging-related reduction of balance, strength and proprioception among others (Tinneti and Ginter, 1988), which in the end affect toe clearance, heel contact velocity, RCOF (Durá et al., 2003), and whole body centre of mass transition velocity (Lockhart et al., 2003). As a result, they are less able to react when friction conditions are different than expected increasing thus the risk of falling.

In this context, visual initial perception of flooring safety conditions is determinant on establishing a given walking pattern. Afterwards, if walking conditions are more slippery than expected, elderly will have less chance to modify their gait strategy to avoid slipping and falling.

The study of perception of products and environments has become a relevant field of research in the last years, specially related to emotional design and how design factors affect customer perception of products as footwear, car interior and façades (Acántara et al., 2005; Ishihara et al., 1997; Jindo and Hirasago, 1997; Nagamachi, 1995; Nakada, 1997).

However, though it is considered that the design of floors could help in reducing the risk of falling, its influence in safety perception has not been addressed before. Hence, this paper presents a study aimed at investigating the influence of several flooring and environmental design parameters as colour or brightness in elderly perception of walking safety or risk of falling.

2. Materials and methods

One hundred and eighty people older than 60 years took part in the experiments. They were selected for a balanced distribution of gender, age and living environments (Table 1). The frequency distribution of people age can be seen in Fig. 1 as well as the average age, standard deviation and quartiles (P75, P50, P25). People from three different living environments were considered for the study: residence, day centres and assisted homes. Despite that 78.2% of elderly had some sight impairments, they were rightly corrected by glasses so none of them had difficulties to see correctly and face all test requirements. Age was divided into two ranges, between 60 and 75 years old and older than 75 years. People were informed about the study and their written consent was collected.

To select the most relevant design parameters or attributes of floors, a focus group was performed. Five ceramic tiles designers, three healthcare professionals and five users (elderly) took part in a session lasting two hours. First, each panel member individually made a list of influent parameters, then all lists were put together and discussed among participants. Once design parameters were

Table 1
Subjects distribution

<i>Day centre</i>			
Female	Between 60 and 75 years old	15 subjects	
	Older than 75	15 subjects	
Male	Between 60 and 75 years old	15 subjects	
	Older than 75	15 subjects	
<i>Assisted homes</i>			
Female	Between 60 and 75 years old	15 subjects	
	Older than 75	15 subjects	
Male	Between 60 and 75 years old	15 subjects	
	Older than 75	15 subjects	
<i>Residence</i>			
Female	Between 60 and 75 years old	15 subjects	
	Older than 75	15 subjects	
Male	Between 60 and 75 years old	15 subjects	
	Older than 75	15 subjects	

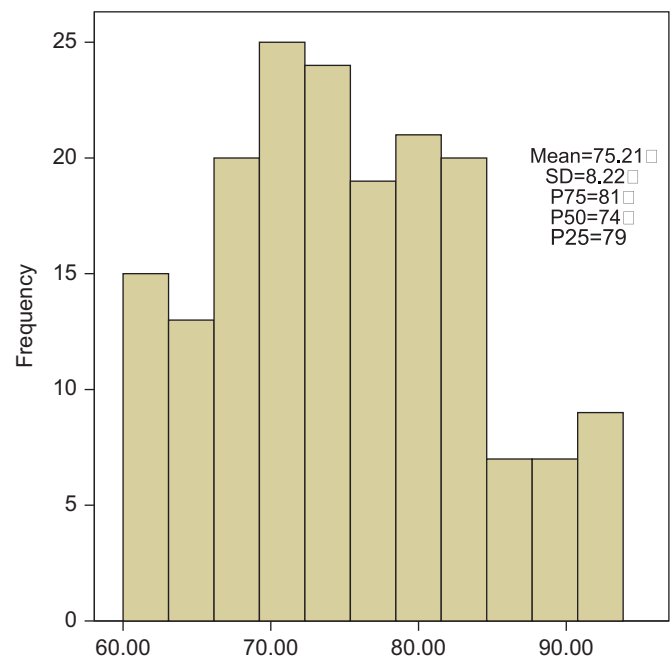


Fig. 1. Frequency distribution of people age (Mean, SD and quartiles values).

Table 2
Floor parameters and their levels considered for the study

Parameters	Texture	Joints presence	Colour tone	Luminosity	Surrounding ambient
Levels	Shiny–not shiny textured	Noticeable joints–not noticeable joints	Clear–dark	Good–poor	Bath–kitchen–pool–commercial centre stairs–sidewalk

chosen, every panellist thought about significant levels of them. Levels for each parameter were discussed as well. Finally, after reaching a consensus the design parameters included were: texture, joints, colour, profile morphology and the type of ambient where the floor sample was integrated. The ambiances included in the study depended on the type of living environment. In this way, sidewalk and stairs were considered for the residence group, swimming pool and commercial centre for day centre residents, and bath and kitchen for assisted homes. The final selection of parameters and levels is depicted in Table 2.

The Conjoint analysis technique (Srinivasan et al., 1983; Louviere, 1988) was used to quantify the influence of several design parameters in safety perception. Conjoint measurement has psychometric origins as a theory to decompose an ordinal scale of holistic judgment into interval scales for each component attributes. The theory details how the transformation depends on the satisfaction of various axioms such as additivity and independence (Green and Srinivasan, 1990).

The first step in a conjoint analysis is to create the combinations of factor levels that are presented as product profiles to the subjects. Since even a small number of factors and a few levels for each factor will lead to an unmanageable number of potential product profiles, is necessary to generate a representative subset known as an orthogonal array. The experimental design chosen was therefore the orthogonal fractional-factorial design (Green et al., 1987, 2001), which allowed to assess the relative importance of the different features of flooring through a reduced sampling of the profiles. The orthogonal array permits the measurement of all main effects of attributes on an uncorrelated basis. This design assumes that all interactions are negligible. In this way, eight samples of flooring for each habitual residence group (residence, day centres and assisted homes) combining the selected parameters and levels were generated (Table 3). The conjoint modulus included in the SPSS 11.5 for windows was used to this end.

Real pictures of all ambiances were taken including elderly volunteers on them to stimulate subject's identification with the situation. The pictures were processed using Photoshop 6.0 in a way that pavement in the pictures was virtually modified to include the eight combinations resulting from the design of experiments (Fig. 2). In this manner, each picture for every ambient only differed in the floor and the lightning. In this sense, in order to fit correctly each parameter level at pictures the criterion followed by the technicians was:

- Texture: *Shiny* was related with image reflection over the floor, *Not Shiny* with no image reflection over the floor, and *Textured* with a presence of profiled shapes at least 3 mm height.
- Joint presence: it was related with the joint width. The width of *Noticeable joints* was 5 mm, whereas the width of *Not Noticeable joints* was only 1 mm.
- Luminosity: it was considered *Good* when it was higher than 120 units in the mean global luminosity given in the histogram available as a tool in the adobe Photoshop software. It was *Poor* when it was lower than 70 units in such a luminosity parameter of mentioned software.

Table 3
Parameter combinations resulted from the design of experiments

Photography	Ambient	Texture	Joint size	Colour	Luminosity
As. Homes 1	Bath room	Shiny	Noti. joints	Dark	Poor
As. Homes 2	Bath room	Textured	Not noti. joints	Dark	Good
As. Homes 3	Bath room	Not shiny	Noti. joints	Clear	Good
As. Homes 4	Bath room	Not shiny	Not noti. joints	Clear	Poor
As. Homes 5	Kitchen	Not shiny	Not noti. joints	Dark	Poor
As. Homes 6	Kitchen	Textured	Noti. joints	Clear	Poor
As. Homes 7	Kitchen	Shiny	Not noti. joints	Clear	Good
As. Homes 8	Kitchen	Not shiny	Noti. joints	Dark	Good
Day centre 1	Pool	Not shiny	Not noti. joints	Clear	Poor
Day centre 2	Pool	Textured	Not noti. joints	Dark	Good
Day centre 3	Pool	Not shiny	Noti. joints	Clear	Good
Day centre 4	Commercial centre	Textured	Noti. joints	Clear	Poor
Day centre 5	Commercial centre	Not shiny	Not noti. joints	Dark	Poor
Day centre 6	Commercial centre	Not shiny	Noti. joints	Dark	Good
Day centre 7	Commercial centre	Shiny	Not noti. joints	Clear	Good
Day centre 8	Pool	Shiny	Noti. joints	Dark	Poor
Residence 1	Sidewalk	Not shiny	Not noti. joints	Clear	Good
Residence 2	Sidewalk	Textured	Not noti. joints	Dark	Poor
Residence 3	Stair	Not shiny	noti. Joints	Dark	Poor
Residence 4	Stair	Not shiny	Not noti. joints	Clear	Poor
Residence 5	Stair	Shiny	Not noti. joints	Dark	Good
Residence 6	Sidewalk	Not shiny	Noti. joints	Dark	Good
Residence 7	Sidewalk	Shiny	Noti. joints	Clear	Poor
Residence 8	Stair	Textured	Noti. joints	Clear	Good

- Colour: HSB (Huge, Saturation and Brightness) mode was chosen to deal with colour parameter. For fixed values of H and S, values of B above 85 units were stated as *Clear* colours and as *Dark* ones those with lower values of B.

Once pictures were generated and printed (A4 format), they were randomly shown to the subjects following the conjoint method, which asks subjects to necessarily order all the pictures from the best to the worst according to the sensation asked. In this case, subjects were asked to rank the images according to their perception of safety. Subjects were not informed about the differences between each picture even when they asked about. In this sense, answers were based on a global view of the parameters without realising that were combined in a controlled way.

To analyse the results, first a Kruskal–Wallis non-parametric analysis of variance was done for perception safety considering the picture as factor to assess whether the floor elicited statistically significant differences. This analysis was done separately for each residence group. In order to contrast the influence of the elderly age in safety perception another Kruskal–Wallis analysis was done considering group of age (between 60 and 75 years old and older than 75 years) as a factor for each residence group.

Then, Conjoint analysis was done using SPSS 11.5 for windows. This analysis issued first the importance of each design parameter in safety perception and second, the weight of each design alternative for each design element. The utility of a design alternative is computed as importance times weight.



Fig. 2. Group of four pictures related to swimming pool ambient presented to day centre residents.

Conjoint also computes the regression between perceived safety and design variables (level value). Thus, adding the contribution of each parameter (level \times importance) and a constant value given by the analysis, it allows estimating the perception for any possible combination of the studied design elements. The Conjoint procedure is then used to estimate utility scores for each individual respondent and for the whole sample. The results show such things as which combination of features is most preferred, which particular features most influence preference of the global ambient, and the relative importance of each design element. The method also allows predicting the effects of design elements combinations that were not actually presented in the experiment. Thus, it is possible to observe global but also independent results for each target group.

The safety perception of a given combination of design alternatives can be computed as the sum of all alternatives utility plus a constant.

3. Results

The results of the Kruskal–Wallis analysis showed statistically significant differences among floors in safety perception for all three residence groups. However, this analysis showed no differences in safety perception between the two groups of age.

Fig. 3 shows the results of conjoint analysis for the level of importance for each design parameter in the three groups. Texture was the most important for all the groups whereas colour was the less influent in day centres and assisted homes. In the case of the residence group, colour was among the least important parameters together with luminosity and joint presence.

The results show that the level of importance given to each design element differs for the study groups depending on the type of living environment. As it can be observed in Fig. 3, the assisted home residents gave much more importance to the texture than the other groups, whereas for the residence group, ambient and colour were relatively more important than for the other groups.

The value of the utility of each level of the different design parameters is depicted in Table 4. A positive value indicates that this design alternative increases the perception of safe whereas a

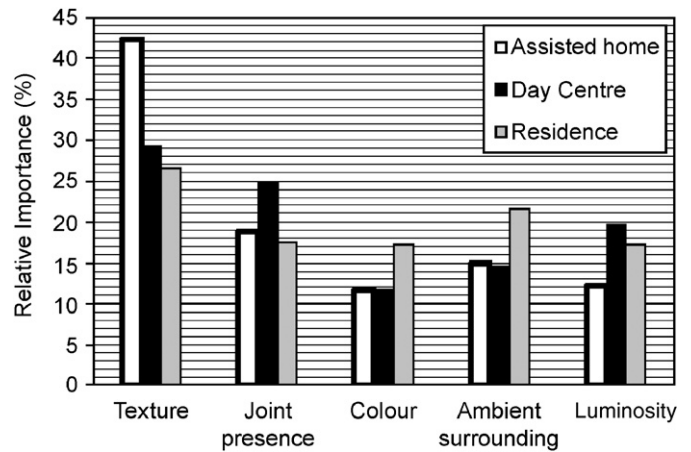


Fig. 3. Importance for each design parameter for the three study groups: assisted home, residence and day centre residents.

negative value means the contrary, reduces it. For example, for assisted homes, a textured floor will increase the safety perception whereas a shiny floor, even a not shiny will reduce it. As it can be observed, a level for a given parameter, as for example texture, can have opposite influence for the studied groups. In this case, a not shiny floor had a negative influence for assisted homes and residences whereas it was positive for day centres.

The design parameter called surrounding ambient revealed interesting results. The importance given to this parameter is higher for the residence residents than for the other groups. Observing the results, stairs are the ambient with a more negative utility in safety perception (the most unsafe) followed by the kitchen and the commercial centre. The perception of bathroom registered an unexpected positive utility probably because baths have been for long recognised as potentially dangerous and then, adapted for the elderly. The same results happened with sidewalk perception.

From the results in Table 4, a safety perception score can be computed for the different combinations of design elements for every group as the sum of design alternatives utilities. Table 5

shows the most and the least safe perceived combinations for each residence group.

4. Discussion

The results of this work show that design of flooring and environment has an influence in safety perception of elderly. Statistically significant differences were found in safety perception for the pictures showed to the different elderly groups. This result is very important in order to investigate people's adaptation as a factor in slipping related falls. As stated in the introduction section, this hypothesis is based in the ability that humans have to modify the walking pattern to adapt the required friction to the one perceived. This perception is thought to be the result of both, proprioceptive and visual evaluation of walking conditions. In the case of the elderly, vision problems are more frequent (78.2% in this study) and at the same time, they have been reported to have a lower capability to both adapt to unexpected walking conditions

and to recover from even small perturbations of balance (Thies et al., 2004). Thus, a proper initial visual perception of safety conditions is deemed necessary to choose the safest walking strategy. In this work, only the visual perception has been investigated. In this sense, some works have showed a high statistically significant correlation between the dynamic friction coefficient and the friction perceived by lower limb amputees for a sample of floors (Durá et al., 2005). But, the influence of floor design in safety perception had not been showed before.

Regarding this, the results here presented show that the design of floors combined with lighting can help in transmitting the right perception of safety to the elderly. Moreover, the results issue criteria to adapt this to different population groups and ambient as bathroom, sidewalks and others.

Nevertheless, it is important to remark that the floor has to be not only perceived as safe but also be it. In case a slippery floor were perceived as safe it could be catastrophic as people would not adapt their walking pattern to avoid slipping and falling. On the contrary, if a non-slippery floor were perceived as unsafe, the changes in the walking pattern could result in discomfort, tiredness and even in elderly people refusing to walk, limiting in the end their independence.

With regard to the population groups chosen for the study, the three types of living environment are commonly associated with high risk to suffer falls among the elderly today. The division into two age groups to balance the study sample was done according to the existing studies that establish a first onset in slipping related falls incidence around 60 and a further increase after 75 (Berg et al., 1997; Rubenstein, 1997). However, as shown in results section, no differences in visual safety perception appeared between those groups. In this sense, individual aspects as past experiences or fears are more likely to determine safety perception than aging-related effects. A more in depth analysis of these questions is beyond the scope of this paper.

Regarding the influence of the different design elements, (see Table 1) texture resulted to be the most important design element in safety perception: a shiny floor was always perceived as unsafe whereas an even smoothly profiled texture, elicited a positive perception of safety. However, the influence of the other design elements depended on the population group considered. As an example, regarding colour, dark produced a perception of safe for the day centre residents whilst for assisted homes and residence groups, dark resulted in perception of unsafe.

Similarly, the relative importance given to the design elements depended on the study groups. The assisted home residents gave much more importance to the texture than the other groups, followed by the presence of joints in the floor and finally they gave similar importance to colour, luminosity and ambient. However,

Table 4
Importance of each design parameter and the influence according to the levels considered

	Assisted homes		Day centres		Residence	
	Import.	Utility	Import.	Utility	Import.	Utility
<i>Texture</i>						
Not shiny	42.28	-0.184	29.31	0.159	26.57	-0.0778
Shiny		-1.4608		-0.9218		-0.5861
Textured		1.6448		0.7628		0.6639
<i>Joints</i>						
Not noti. Joints	18.91	-0.4654	24.81	-0.7538	17.52	-0.575
Noticeable joints		0.4654		0.7538		0.575
<i>Colour</i>						
Clear	11.65	0.0182	11.65	-0.0269	17.2	0.6667
Dark		-0.0182		0.0269		-0.6667
<i>Luminosity</i>						
Poor	12.18	-0.2843	19.6	-0.6808	17.16	-0.5875
Good		0.2843		0.6808		0.5875
<i>Surrounding ambient</i>						
Bath	14.97	0.3528	-	-	-	-
Kitchen		-0.3528		-		-
Pool	-	-	14.63	0.1923	-	-
Commercial centre		-		-0.1923		-
Stair	-	-	-	-	21.56	-0.7458
Sidewalk		-		-		0.7458
Constant	4.4749		4.4603		4.5144	

Also it is introduced the constant value necessary to extract the safety level perceived for whatever possible combination of parameters considered.

Table 5
Most and least safe perceived combinations for each residence group

Group	Safety rank	F1: Texture	F2: Joint	F3: Colour	F4: Luminosity	F5: Ambient	Cte.	Result F1+F2+F3+F4+F5+cte
Assisted homes	Most safe	1.6448 (textured level)	0.4654 (noticeable joint level)	0.0182 (clear level)	0.2843 (good level)	0.3528 (bath)	4.4749	7.24
	Least safe	-1.4608 (shiny level)	-0.4654 (not noticeable joint level)	-0.0182 (dark level)	-0.2843 (poor level)	-0.3528 (kitchen)	4.4749	1.89
Residence group	Most safe	0.6639 (textured level)	0.575 (noticeable joint level)	0.6667 (clear level)	0.5875 (good level)	0.7458 (sidewalk)	4.5144	7.75
	Least safe	-0.5861 (shiny level)	-0.575 (not noticeable joint level)	-0.6667 (dark level)	-0.5875 (poor level)	-0.7458 (stair)	4.5144	1.35
Day centre	Most safe	0.7628 (textured level)	0.7538 (noticeable joint level)	0.0269 (dark level)	0.6808 (good level)	0.1923 (swimming pool)	4.4603	6.87
	Least safe	-0.9218 (shiny level)	-0.7538 (not noticeable joint level)	-0.0269 (clear level)	-0.6808 (poor level)	-0.1923 (commercial centre)	4.4603	1.88

for the residence group, ambient and colour were relatively more important than for the other groups. Day centre residents gave more importance to texture closely followed by joints presence and luminosity, having colour and ambient similar low importance.

These differences are to some extent, reasonable since people residing in those habitats show significant differences in mobility, activities performed, medical record and others. For example, a study by Rubenstein (1997) showed that the incidence rate of falls in nursing homes and hospitals was almost three times the rates for community-dwelling people aged 65 (1.5 falls per bed annually). Injury rates happened also to be considerably higher with 10–25% of institutional falls resulting in fracture, laceration, or the need for hospital care.

Surrounding ambient also registered an important influence in safety perception. However, the results showed an unexpected positive safety perception related to bathroom compared to kitchen for assisted homes, whereas a high incidence of falls have been reported in the bathroom. This is known for long and thus, it is reasonable to expect that most of bathrooms have been already adapted for the elderly by incorporating different appliances as anti-slipping mats, to the extent that they are not longer perceived as more unsafe than kitchens.

In any case, these results highlight the need of, and issue information to, considering the specific characteristics of the user, the residence place and the ambient when choosing the floor design. In this sense, results in Table 5 show the safest and the most-unsafe combinations of design elements for each of the groups and ambiances studied.

Finally, these results show that initial perception can to some extent be controlled by flooring design, what opens a new direction for research in preventing falls in the elderly. The results of this research issue knowledge about the influence of floors design elements, which, due to limitations in the size of the experiment, are rather general as for example good vs. bad lighting, dark vs. clear colour and so forth. Obviously, further research is necessary to obtain more detailed information about the influence of these design elements. On the other hand, this research was done centred mainly on ceramic tiles, but as far as the design elements were that generic, it stands to reason that they can be extrapolated to other type of floors.

5. Conclusions

The results of this work show that design of floorings influences safety perception of elderly in a way that the design of floors combined with lighting can help in transmitting the right perception of safety to the elderly.

This paper issues criteria to adapt the flooring design to different population groups and ambients as bathroom, sidewalks and others.

Texture resulted to be the more important design element in safety perception: a shiny floor was always perceived as unsafe whereas an even smoothly profiled texture generated a positive perception of safety.

The influence of the other design elements depended on the population group considered. In any case, the safest and the most unsafe combinations of design elements for each of the groups and ambiances studied have been provided.

Acknowledgement

The authors would like to thank Instituto de Migraciones y Servicios Sociales (IMSERSO), Centro Estatal de Autonomía Personal

y Ayudas Técnicas (CEPAT) and TAU Cerámica for their collaboration.

References

- Acántara, E., Artacho, M.A., Gonzalez, J.C., Garcia, A.C., 2005. Application of product semantics to footwear design; part I identification of footwear semantic space applying differential semantics. *International Journal of Industrial Ergonomics* 35, 713–725.
- Agnew, J., Suruda, A.J., 1993. Age and fatal work-related falls. *Human Factors* 35, 731–736.
- Berg, W.P., Alessio, H.M., Mills, E.M., Tong, C., 1997. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and Aging* 26, 261–268.
- Brocklehurst, J.C., Robertson, D., James-Groom, P., 1982. Clinical correlates of sway in old age sensory modalities. *Age and Aging* 11, 1–10.
- Campbell, A.J., Reinken, J., Allan, B.C., Martinez, G.S., 1981. Falls in old age: a study of frequency and related factors. *Age and Aging* 10, 264–270.
- Chang, W-R., Grönqvist, R., Leclercq, S., Myung, R., Makkonnen, L., Strandberg, L., Brungraber, R., Mattke, U., Thope, S., 2001. The role of friction in the measurement of slipperiness, part 1: friction mechanisms and definition of test conditions. *Ergonomics* 44 (13), 1217–1232.
- Clarkson, P.M., 1978. The effect of age and activity level on simple and choice fractionated response time. *European Journal of Applied Physiology* 40, 17–25.
- Cohn, T.E., Lasley, D.J., 1985. Visual depth illusion and falls in the elderly. *Clinical Geriatrics Medicine* 1, 601–610.
- Davison, J., Bond, J., Dawson, P., Steen, N.I., Kenny, R.N., 2005. Patients with recurrent falls attending accident and emergency benefit from multifactorial intervention—a randomised controlled trial. *Age and Ageing* 34 (2), 162–168.
- Durá, J.V., Zamora, T., Rosa, D., Balaguer, E., 2003. The development of a new portable friction testing device. Communication for the Proceedings of IEA 2003.
- Durá, J.V., Alcántara, E., Zamora, T., Balaguer, E., Rosa, D., 2005. Identification of floor friction safety level for public buildings considering mobility disabled people needs. *Safety Science* 43, 407–423.
- Fleming, B.E., Pendergast, D.R., 1993. Physical condition, activity pattern, and environments factors in falls by adult care facility residents. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 74, 627–630.
- Gillis, B., Gilroy, K., Lawley, H., Mott, L., Wall, J.C., 1986. Slow walking speeds in healthy young and elderly females. *Physiotherapy Canada* 38, 350–352.
- Goldman, R., 1986. Decline in organ function with aging. In: Rossman, I. (Ed.), *Clinical Geriatrics*. Lippincott, Philadelphia, pp. 23–59.
- Gottsdanker, R., 1980. Aging and the maintenance of preparation. *Experimental Aging Research* 6, 13–27.
- Green, Paule, Srinivasan, V., 1990. Conjoint analysis in marketing: new developments with implications for research and practice. *Journal of Marketing* 54 (4), 3–19.
- Green, P.E., Carroll, J.D., Carmone, F.J., 1978. Some new types of fractional factorial designs for marketing experiments. In: Sheth, J.N. (Ed.), *Research in Marketing*, vol. 1, pp. 99–122.
- Green, P.E., Krieger, A.M., Wind, Y., 2001. Thirty years of conjoint analysis: reflections and prospects. *Interfaces* 31, 56–73.
- Grönqvist, R., 1999. Slips and falls. In: Kumar, S. (Ed.), *Biomechanics in Ergonomics*. Taylor & Francis, London, pp. 351–375.
- Hanson, J., Redfern, M., Mazumdar, M., 1999. Predicting slips and falls considering required and available friction. *Ergonomics* 42 (13), 1167–1199.
- Imms, F.J., Edholm, O.G., 1979. The assessment of gait and mobility in the elderly. *Age and Aging* 8, 261–267.
- Isaacs, B., 1985. Clinical and laboratory studies of falls in old people. *Clinical Geriatrics Medicine* 1, 513.
- Ishihara, S., Ishihara, K., Nagamachi, M., Matsubara, Y., 1997. An analysis of Kansei structure on shoes using self-organizing neural network. *International Journal of Industrial Ergonomics* 19, 93–104.
- Jindo, T., Hirasago, K., 1997. Application studies to car interior of Kansei engineering. *International Journal of Industrial Ergonomics* 19, 105–114.
- Kroll, W., Clarkson, P.M., 1978. Age, isometric knee extension strength, and fractionated resisted response time. *Experimental Aging Research* 4, 389–409.
- Leamond, T.B., Murphy, P.L., 1995. Occupational slips and falls: more than a trivial problem. *Ergonomics* 38, 487–498.
- Leclercq, S., 1999. The prevention of slipping accidents: a review and discussion of work related to the methodology of measuring slip resistance. *Safety Science* 31, 95–125.
- Llewellyn, M.G.A., Nevola, V.R., 1992. Strategies for walking on low-friction surfaces. In: *Proceedings of the Fifth International Congress on Environmental Ergonomics*.
- Lockhart, T.E., Woldstad, J.C., Smith, J.L., 2003. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. *Ergonomics* 12 (46), 1136–1160.
- Louviere, J.J., 1988. *Analysing Decision Making: Metric Conjoint Analysis*. Sage University Paper series on Quantitative Applications in the Social Sciences 67, Beverly Hills, CA.
- Loveless, N.E., 1980. Aging effects in simple RT and voluntary movement paradigms. *Progress in Brain Research* 54, 547–551.
- Ministerio de Vivienda, 2006. Edification Technical Code. Spain.

- Murray, M.P., Kory, R.C., Clarkson, B.H., 1969. Walking patterns in healthy old men. *Journal of Gerontology* 24, 169–178.
- Nagamachi, M., 1995. Kansei engineering: a new ergonomic customer-oriented technology for product development. *International Journal of Industrial Ergonomics* 15, 3–11.
- Nakada, K., 1997. Kansei engineering research on the design of construction machinery. *International Journal of Industrial Ergonomics* 19, 129–146.
- National Safety Council (NSC), 1998. Accident Facts. NCS, Itasca, IL.
- Overstall, P.W., Exton-Smith, A.N., Imms, F.J., Johnson, A.L., 1977. Falls in the elderly related to postural imbalance. *British Medical Journal* 1, 261–264.
- Redfern, M.S., Bloswick, D., 1997. Slips trips and falls. In: Nordin, M., Anderson, G., Pope, M. (Eds.), *Musculoskeletal Disorders in the Workplace*. Masby-Year Inc., pp. 152–166.
- Redfern, M.S., Moore, P.L., Yarsky, C.M., 1997. The influence of flooring on standing balance among older persons. *Human Factors* 39 (3), 445–455.
- Rubenstein, L.Z., 1997. Preventing falls in the nursing home. *Journal of the American Medical Association* 278 (7), 595–596.
- Rubenstein, L.Z., Robbins, A.S., Schulman, B.L., Rosado, J., Osterweil, D., Josephson, K.R., 1988. Falls and instability in the elderly. *Journal of American Geriatrics Society* 36, 266–278.
- Srinivasan, V., Jain, A.K., Malhorta, N., 1983. Improving predictive power of conjoint analysis by constrained parameter estimation. *Journal of Marketing Research* 20, 433–438.
- Stelmach, G.E., Worringham, G.J., 1985. Sensorimotor deficits related to postural stability: Implication for falling in elderly. *Clinical Geriatrics Medicine* 1, 1679.
- Strandberg, L., 1985. The effects of conditions underfoot on falling and overexertion accidents. *Ergonomics* 28, 131–147.
- Teasdale, N., Stelmach, G.E., Breunig, A., 1991. Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. *Journal of Gerontology: Biological Sciences* 46, B238–B244.
- Thies, S.B., Richardson, J.K., Ashton-Miller, J.A., 2004. Effects of surface irregularity and lighting on step variability during gait: a study on healthy young and older woman. *Gait and Posture* 22, 26–31.
- Tinetti, M.E., Ginter, S.F., 1988. Identifying mobility dysfunctions in elderly patients: standard neuromuscular examination or direct assessment? *Journal of the American Medical Association* 259, 1190–1193.
- Tinetti, M.E., Speechley, M., 1989. Prevention of falls among the elderly. *Medical Intelligence* 320 (16), 1055–1059.
- Tobis, J.S., Reinsch, S., Swanson, J.M., Byrd, M., Scharf, T., 1985. Visual perception dominance of fallers among community-dwelling adults. *Journal of American Geriatrics Society* 33, 330–333.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Frank, J.S., Walt, S.E., 1990. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy* 70, 340–347.
- Woolacott, M.H., 1986. Aging and postural control: changes in sensory organization and muscular coordination. *International Journal of Aging and Human Development* 23, 97–101.



EXISTENCE OF AN OPTIMUM DYNAMIC COEFFICIENT OF FRICTION AND THE
INFLUENCE ON HUMAN GAIT VARIABILITY

Tomás Zamora^{a*}, Enrique Alcántara^a, Miguel Ángel Artacho^b, Marta Valero^a.

^a*Instituto de Biomecánica de Valencia, Universitat Politècnica de València,*

Camino de Vera s/n 46022 Valencia, Spain

^b*Departamento de Proyectos de Ingeniería, Universitat Politècnica de València,*

Camino de Vera s/n 46022 Valencia, Spain

ABSTRACT

The existence of a range of optimal coefficient of friction that encompasses safety and comfort has not been addressed before. This paper assesses the existence of such a range and its relationship with the variability of human gait. Six women walked for 15 minutes over five ceramic tile floorings with friction coefficients (DCOF) ranging from 0.19 to 0.63. Subjective opinions (pain, comfort, etc.) and biomechanical parameters including sagittal plane knee angle, tibia acceleration, and ground reaction forces were gathered. The required coefficient of friction (RCOF) was calculated from ground reaction forces. The results show that as DCOF increases so do reports of pain in the knees and under the metatarsal heads and toes; whereas a low DCOF relates to pain in the thighs and perception of low friction. RCOF showed a quadratic relationship with DCOF indicating the existence of a range of optimal coefficient of friction outside of which walking strategy is modified either to avoid slipping (DCOF < 0.25) or reduce pain (DCOF > 0.55). This result is supported by the results of the analysis of gait variability using nonlinear methods. Floors inside the optimal range of friction yielded statistically significant higher entropy for tibia acceleration and knee angle, confirming the hypothesis that gait is more constrained outside that range (i.e. natural variability is reduced).

Relevance to the industry: Floor friction is one of the main concerns for the floor industry and for decision makers when choosing public space paving (indoor and outdoor). The false concept 'the more friction the better' can induce manufacturers and technicians to make wrong decisions. This paper can assist the industry produce and select solutions encompassing safety and comfort.

Keywords: *Chaos, Friction, Floor, Entropy, Ceramics, Gait, Falls, Comfort.*



Existence of an optimum dynamic coefficient of friction and the influence on human gait variability

Tomás Zamora^{a,*}, Enrique Alcántara^a, Miguel Ángel Artacho^b, Marta Valero^a

^aInstituto de Biomecánica de Valencia, Universitat Politècnica de València, Camino de Vera s/n, 46022 Valencia, Spain

^bDepartamento de Proyectos de Ingeniería, Universitat Politècnica de València, Camino de Vera s/n, 46022 Valencia, Spain

ARTICLE INFO

Article history:

Received 2 June 2009

Received in revised form

6 April 2011

Accepted 27 May 2011

Available online 16 June 2011

Keywords:

Chaos

Friction

Floor

Entropy

Ceramics

Gait

Falls

Comfort

ABSTRACT

The existence of a range of optimal coefficient of friction that encompasses safety and comfort has not been addressed before. This paper assesses the existence of such a range and its relationship with the variability of human gait. Six women walked for 15 min over five ceramic tile floorings with friction coefficients (DCOF) ranging from 0.19 to 0.63. Subjective opinions (pain, comfort, etc.) and biomechanical parameters including sagittal plane knee angle, tibia acceleration, and ground reaction forces were gathered. The required coefficient of friction (RCOF) was calculated from ground reaction forces. The results show that as DCOF increases so do reports of pain in the knees and under the metatarsal heads and toes; whereas a low DCOF relates to pain in the thighs and perception of low friction. RCOF showed a quadratic relationship with DCOF indicating the existence of a range of optimal coefficient of friction outside of which walking strategy is modified either to avoid slipping (DCOF < 0.25) or reduce pain (DCOF > 0.55). This result is supported by the results of the analysis of gait variability using non-linear methods. Floors inside the optimal range of friction yielded statistically significant higher entropy for tibia acceleration and knee angle, confirming the hypothesis that gait is more constrained outside that range (i.e. natural variability is reduced).

Relevance to the industry: Floor friction is one of the main concerns for the floor industry and for decision makers when choosing public space paving (indoor and outdoor). The false concept 'the more friction the better' can induce manufacturers and technicians to make wrong decisions. This paper can assist the industry produce and select solutions encompassing safety and comfort.

© 2011 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

Several reports describe slips, trips, and falls as one of the most important causes of fatal injuries (Grönqvist et al., 2001a; Haslam et al., 2002). Many factors combine in a complex way to provoke a fall (Grönqvist et al., 1999; Leamond and Murphy, 1995; Leclercq, 1999; Redfern and Blowick, 1997; Strandberg and Lanshammar, 1981). Floor friction is one of these factors and it has been profusely studied in an attempt to prevent and reduce the incidence of slipping and falling.

The traditional approach is to establish the minimum level of floor friction necessary to avoid accidents (Grönqvist et al., 2001b; Redfern et al., 2001; Redfern and Bidanda, 1994). It is normally assessed by the dynamic coefficient of friction (DCOF) measured using various testing methods (Ricotti et al., 2009).

The required coefficient of friction (RCOF) is a different parameter that measures the friction demanded by people for a safe and comfortable gait (Buczek et al., 1990; Redfern et al., 2001). RCOF is calculated as the ratio between shear and normal ground reaction forces during normal locomotion over dry and clean surfaces. RCOF depends on individual characteristics and terrain inclination. Different studies establish RCOF for able people at around 0.25 for horizontal surfaces, and around 0.33 for inclined surfaces (Lockhart and Pai, 2001; Redfern et al., 2001). Some studies show that mobility-disabled people require more friction (greater RCOF) than able-bodied people (Buczek et al., 1990; Durá et al., 2005).

In this way, the difference between the floor friction (DCOF) and the friction that people need (RCOF) for a safe and comfortable gait can be used to estimate the probability of suffering a slip and/or a fall (Hanson et al., 1999).

Following this rationale, it would seem appropriate that, once that minimum is achieved, the more friction, the better. However, there is evidence that too much friction can give rise to a variety of problems. Fatigue, discomfort, trips, and even serious injuries have been

* Corresponding author.

E-mail address: tomas.zamora@ibv.upv.es (T. Zamora).

documented for ankles and knees in sports due to excessive floor friction (Torg et al., 1974). Ciriello et al. (2001) advanced the need for an optimum friction range for pushing a cart and described the relation between DCOF and the maximum psychophysical pushing capabilities of industrial workers. This suggests the existence of an upper threshold for DCOF, and therefore friction should be within an optimum range to encompass safety, comfort and performance. However, this possibility has not been addressed before for walking.

In this respect, cognitive issues are also relevant. Human beings have a natural ability to adapt their gait pattern to perceived walking conditions (Zamora et al., 2008) in a way that required friction (RCOF) is adapted to floor friction to avoid accidents, pain, discomfort, etc. The walking pattern is changed whenever unsafe friction is perceived and so the pattern should change whenever there is the perception that friction is too high. Recent works study the variability of walking patterns as a good indicator of the influence of different people's profiles when adapting movements to various risky situations or perturbations (Brach et al., 2007; Buzzi et al., 2003; Hausdorff et al., 2001; Kurz and Stergiou, 2003; Maki, 1997; Owings and Grabiner, 2004).

Until recently, variability was usually considered as noise or as a signal but, today, it is considered to indicate relevant phenomena taking place in the human body. Several researchers (Brach et al., 2007; Hausdorff et al., 2001; Maki, 1997; Owings and Grabiner, 2004) use the standard deviation, or the coefficient of variation of gait biomechanical data, to study the effects of aging. Their results show that elderly fallers have a higher variability when compared to non-fallers or to younger subjects, and conclude that there is some relationship between higher variability and the risk of falling. These studies use linear tools, (maximums, average, SD, etc) that reduce the gait pattern to a few representative points, or to average curves in the best cases, and so disregard the temporal variability of a system as dynamic as the human body.

Nonlinear methods are an alternative for studying how dynamic systems change over time. These methods are being increasingly used to study human movements. They have been applied in the study of apparently static postures and movements such as: maintaining equilibrium on construction beams (Gielo-Perczak et al., 2009); during current work postures (Rodrick and Karwowski, 2004); maintaining a maximum voluntary contraction of the biceps muscles (Rodrick and Karwowski, 2006); or walking (Buzzi et al., 2003; Kurz and Stergiou, 2003).

These techniques analyse continuous signals (centre of pressure, joint angles, heart rate, or acceleration) and obtain several non-linear parameters. Stergiou et al. (2004) found higher values of entropy, Lyapunov exponent, and correlation dimension in elderly fallers when compared with non-fallers. The authors suggest higher random instability and noise (i.e. higher unpredictability) as falling risk factors to be considered in any study. However, there are unpublished works showing the influence of floor DCOF on non-linear gait pattern parameters.

In this context, the aim of the present work is to determine the existence of an upper threshold for DCOF. The starting hypothesis is that there is an interval of friction that encompasses safety and comfort. In this sense, once a range of optimal friction is established, the objective is to test the second hypothesis that gait patterns are constrained (variability reduced) outside the range of optimal friction.

Measurements of DCOF, RCOF, and perceptions by individuals are used to test the first hypothesis. To test the second hypothesis, linear and non-linear variability analysis tools are used.

2. Materials and methods

Six healthy women without mobility or equilibrium impairments, aged from 35 to 45 and with a body mass index (BMI) of 25

walked in a random order over a sample of five floorings in dry conditions. Subjects wore their own shoes during all the experiments. They were instructed to choose casual, flat (low heel) shoes that they had used for at least ten times before. Subjects were instrumented with a unidirectional accelerometer (IC Sensors) placed midway between the medial malleolus and the tibial plateau to register tibia acceleration and with a biaxial goniometer (Penny & Giles SG150) to register knee angle. Both signals were registered using a wireless telemetry device that enabled the acquisition of a long period of signals without interfering with the subject's natural gait pattern. A 50Hz acquisition frequency was used. Subjects were asked if they were suffering pain or problems in any part of the body before starting the test to avoid bias in later registrations.

Five different floorings (Table 1) from the same manufacturer (Tau Ceramica) were selected from a large sample of materials to obtain a wide range of DCOF. The DCOF was measured using the IBV dynamic friction testing device (Durá et al., 2005).

Each flooring was installed on a surface measuring 7 × 2 metres and simulating a corridor. A force plate (dinscan[®]) was embedded in the walking corridor to acquire ground reactions forces. Gait speed was obtained by measuring the time between two photocell barriers situated at a known distance. Subjects walked for 15 min over the corridor at a self-selected walking speed. They walked tracing a rectangular trajectory without leaving the corridor in any moment and stepping over the force plate once per lap. Before starting the walking experiment, and without stepping on the floor, subjects were asked to estimate floor friction and comfort (visual perception). Likewise, after 15 min, perceptions of friction, comfort, and pain were collected while the women were still walking. All perceptions were gathered on a five-point Likert scale.

The study was conducted in five different sessions (on separate days) lasting approximately 20 min for each trial on each floor (one floor per session).

Collected data were analyzed to contrast study hypotheses, assessing the optimum range of floor friction and its effect in walking variability as explained in the following sections.

2.1. Assessment of the optimum range of floor friction

This study analyzes the existence of an optimum range for floor friction. To this end, the RCOF was obtained as the division between shear and normal ground reaction forces (Hanson et al., 1999). The peaks at landing (RCOFL) and at take-off (RCOFT) were computed as study parameters. Biomechanical measurements consisted of the acquisition of ground reaction forces. Five repetitions were acquired per woman over each flooring sample (30 ground reaction forces acquisitions per floor).

A descriptive statistical analysis of perception variables was conducted to assess whether pain and discomfort appeared. Then a Spearman correlation analysis was made to assess the relationship between perceptions and DCOF, RCOFL, and RCOFT. Walking speed was also correlated with perception variables and biomechanical parameters.

Table 1

Floors chosen for the experiment and their coefficient of friction.

Floor sample	DCOF
P1	[0.37]
P2	[0.63]
P3	[0.25]
P4	[0.51]
P5	[0.19]

A Kruskal–Wallis non-parametric analysis of variance was then made to assess whether the flooring had a significant effect on friction perception, pain, and comfort (including perceptions gathered before starting the test).

An analysis of variance using the linear general model was made to assess differences in required friction due to floorings. RCOFL and ROCFT were the study variables, the floor was considered as a fixed factor, and subject as a random factor. Walking speed was included as a covariate in the model. A Tukey post-hoc analysis was made to test the existence of homogenous groups. Statistical significance was fixed for $p < 0.05$.

Finally, simple regression analysis was carried out to analyse the influence of floor friction on gait. RCOFL and ROCFT were chosen as dependent variables and DCOF as independent variable. SPSS 11.5 for Windows was used for the statistical analysis.

2.2. Effect of floor friction on gait variability

This study analyses walking variability and assesses the occurrence of modifications in the walking pattern in relation to the optimal range of floor friction assessed in section 2.1. To this end, 2 min signals of acceleration and knee angle were collected after 15 min walking during the last part of the test. Then, linear and non-linear parameters measuring the variability of tibia acceleration and knee angle were obtained as follows (see Fig. 1):

2.2.1. Linear parameters

2.2.1.1. *Standard deviation (SD)*. Average of SD (6 subjects \times 5 floor \times 2 min signal) for:

- Peak of tibia acceleration corresponding to landing heel impact.
- Peak knee flexion-angle at landing and take-off.

2.2.1.2. *Coefficient of variation (COV)*. SD divided by the average of the maximum peaks of aforementioned variables.

2.2.2. Non-linear parameters

2.2.2.1. *Lyapunov exponent (LyE)*. It gives a measure of the divergence (instability) of the data trajectories in phase state as an

indicator of chaotic behaviour in a system. LyE ranges between 0 (corresponding to periodic signals) and 0.5 (corresponding to random signals). Chaos is expected when LyE gives values between 0 and 0.5 (Stergiou et al., 2004).

2.2.2.2. *Approximate entropy (ApEn)*. It is a specific method to determine complexity that can quantify the regularity and predictability of a time series (Pincus et al., 1991). A more predictable and regular time series is less complex than a less predictable and regular series.

2.2.2.3. *Correlation dimension (CoD)*. It approximates the fractal dimension of the region occupied by the dynamic system in state space (Grassberger and Procaccia, 1983a, 1983b; Theiler, 1986). CoD is a measure of the dimensionality of a dynamic system.

Firstly, the embedded dimension was calculated for each continuous signal. The dimension was computed using global false nearest neighbour analysis (Abarbanel, 1996). LyE, ApEn, and CoD were then calculated following guidelines in previous works (Stergiou et al., 2004) and using Chaos Data Analyzer software (Sprott and Rowlands, 1995).

To avoid reaching wrong conclusions about the presence of chaos and determinism, a surrogation analysis was performed. Surrogation is a technique that can determine if a source of a given time series is deterministic in nature or random (Dingwell and Cusumano, 2000). Significant differences between the LyE of a time series and LyE of the surrogated signal indicate that the original data may be deterministic.

An analysis of variance for linear and non-linear variables was performed to determine the influence of floor friction on gait variability parameters. Floor samples were divided into those inside and those outside of the optimal range previously defined in section 2.1. This was introduced as a fixed factor, whereas subjects were included as random factors. SPSS 11.5 for Windows was used for result description and analysis.

3. Results

The results of the descriptive statistical analysis of perception data (described in section 2.1), showed that after 15 min walking, pain appeared in different parts of the body with a fairly high

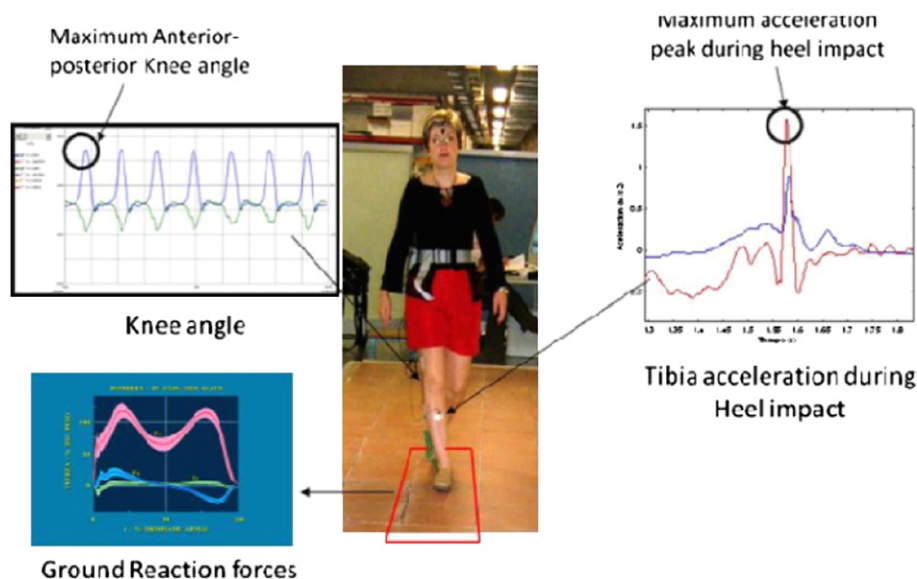


Fig. 1. Tested corridor and biomechanical signals acquired during the test.

frequency: low back (26%), thighs (29%), knees (13%), legs (23%), the heel pad (20%), metatarsal heads (46%), and toes (13%). However, perception of discomfort occurred in less than 10% of cases.

As could be expected, there was a moderate statistically significant correlation between the dynamic coefficient of friction (DCOF) and the friction perception ($r^2 = 0.64$) in such a way that the greater the DCOF, then the more friction that was perceived. DCOF also correlated high and negative with pain in thighs ($r^2 = -0.97$) and high positive with pain under the metatarsal heads and toes, as well as in the knees ($r^2 = 0.97$) (see Fig. 2). In this way, greater floor friction produces fewer reports of pain in the thighs and more complaints of pain in the knees and under the metatarsal heads and toes. The correlation analysis between required friction (RCOFL and RCOFT), gait speed, and perception variables showed that perceived comfort had a highly significant relationship with gait speed and RCOF. Comfort was positively correlated with gait speed ($r^2 = 0.87$), with RCOFT ($r^2 = 0.97$), and high negatively with RCOFL ($r^2 = -0.9$). Greater comfort relates to a faster gait, lower required friction at landing, and to a greater required friction at take-off.

The results of the Kruskal–Wallis non-parametric analysis of variance showed that there were statistically significant differences among the floorings only in friction perception. Those differences appeared both for friction predictions and experimented friction, ranging the floorings in the same way before and after walking. Thus, floors caused no differences in either comfort or pain after 15 min of walking.

The ANOVA (section 2.1) results showed statistically significant differences for RCOFL and RCOFT among floorings. Speed was a significant covariate.

Tables 2 and 3 show the results of the post-hoc analysis for RCOFL and RCOFT respectively. There appear to be three homogeneous groups of flooring for RCOFL. Group 1 includes flooring that produces a low RCOFL (P5). Group 2 refers to medium RCOFL (P2), whereas Group 3 is formed by floorings associated with a high RCOFL (P1, P3, and P4). Three homogeneous groups appeared also for RCOFT: Group 1 with floors producing a low RCOFT (P5 and P2); Group 2 with medium values of RCOFT (P2 and P4); and Group 3 including floors with high RCOFT (P3 and P1).

The regression analysis produced a quadratic relationship for RCOFL, and RCOFT with DCOF. Both parameters increase as DCOF increases, stabilizes for a DCOF of 0.25 (RCOFL of 0.19 and RCOFT of 0.33), and remains steady with small decreasing variations when DCOF reaches a certain value (0.5 for RCOFL and 0.4 for RCOFT) (Figs. 3 and 4).

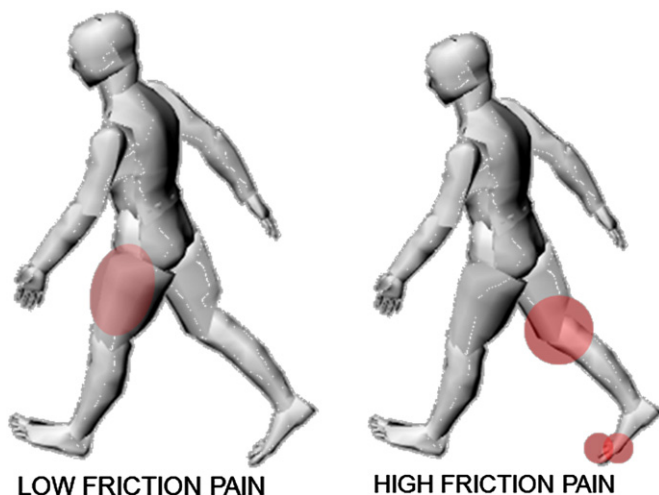


Fig. 2. Left: lower friction is related with higher thighs pain appearance. Right: higher friction is related with higher knee, toes and metatarsal heads pain appearance.

Table 2
Post-hoc analysis results for the RCOFL.

	Floor	N	Group		
			1	2	3
Tukey B(a,b,c)	P5	27	1459		
	P2	28		1757	
	P1	29			1924
	P3	29			1938
	P4	29			1945

The results so far suggest that there must be an upper threshold for floor friction as greater friction is associated with more pain in the knees and under the metatarsal heads and toes. The resulting quadratic relationship between floor friction (DCOF) and required friction, both at landing (RCOFL) and take-off (RCOFT) enables us to fix this upper value at around 0.55. The regression analysis also shows the existence of a lower threshold of floor friction, the value of which is already known and has been set at 0.25 in previous works (e.g. Lockhart and Pai, 2001). Thus an optimum interval for floor friction can be defined as ranging from 0.25 to 0.55.

The results of the ANOVA (section 2.2) showed no statistically significant differences for linear parameters of variability (Table 4) among floors inside and outside the optimal friction range for tibia acceleration. However, in the case of knee signals, standard deviation (SD) of knee angle (sagittal plane) is lower inside the optimal range when compared to values outside the range.

Regarding the results for non-linear variability parameters, all surrogate signals (for groups inside and outside the range) produced statistically significant differences with respect to original data on non-linear parameters indicating a certain presence of determinism (values of LyE between [0–0.5]) for the phenomenon.

In the ANOVA (section 2.2) analysis, both LyE and CoD did not produce statistically significant differences for tibia and knee signals inside and outside the range of optimal friction. However, ApEn for both tibia and knee signals was higher inside the range of optimal friction.

4. Discussion

The results of this study with respect to comfort and pain perception while walking over floorings with different friction properties are in line with previous works (Konz et al., 1990; Redfern and Chaffin, 1988; Zhang et al., 1991). Walking for 15 min caused pain in different parts of the body, especially under the metatarsal heads. The analysis of correlations showed interesting relationships between higher thigh pain and low friction. Higher metatarsal head, toe, and knee pain correlated with upper friction levels. In this way, friction relates to problems for body parts playing relevant roles during walking: take-off (toes and metatarsal heads), turning movements (knee), as well as in landing and balance stability (thighs).

The number of pain problems detected could indicate that people feel better with lower friction levels. However, comfort

Table 3
Post-hoc analysis results for the RCOFT.

	Floor	N	Group		
			1	2	3
Tukey B(a,b,c)	P5	30	2887		
	P2	28	3000	3000	
	P4	30		3103	
	P3	28			3264
	P1	28			3321

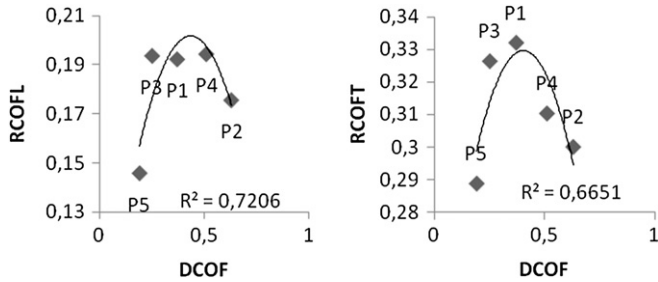


Fig. 3. Left: RCOFL compared with the DCOF; Right: RCOFT compared with the DCOF.

perception and walking speed introduced a discussion point: despite being a voluntary decision, subjects walked faster and more comfortably on a particular friction range (a medium-high friction level) as can be seen in the correlation analysis. Thus, the observed pain appearance on medium and medium-high friction floors could be a consequence of a more energetic walking pattern voluntarily developed over safer floors. In fact, Seagal et al. (2004) explained in their work how toes and metatarsal heads areas are specially affected by walking speed.

It seems that the appearance of pain when walking is a natural process influenced by floor friction among many other factors not considered in the present study. If a walking pattern is maintained, then pain increases. Something similar was observed for sitting design studies – where comfortable postures do not prevent pain or spinal loads (Rasmussen et al., 2009). At this point, if pain is inherent in walking, then it seems necessary to know which level of friction is healthiest.

Subjects developed a more energetic walking pattern with medium-high friction levels and a slower pattern with lower and higher friction levels. These decisions probably produce various pains until a certain pain level is reached that produces a medium term change in walking speed – and other strategies that attempt to balance safety and comfort with pain. While longer tests should be made in the future to confirm this hypothesis, our results produce evidence of pattern changes that anticipate further relevant consequences in comfort and pain tolerance.

The Kruskal–Wallis non-parametric analysis of variance did not show significant differences for comfort for various floor surfaces. This result may be explained by the fact that the test in this work can be seen as a short-term comfort test. According to Mündermann et al. (2001) short-term comfort tests are good predictors of future injury problems, but not precise enough for comfort discrimination. In any case, these results enable the prediction of potential musculoskeletal areas where injury or pain may develop due to friction levels. They should be added to the known consequences of falling as undesired outcomes of inadequate floor friction.

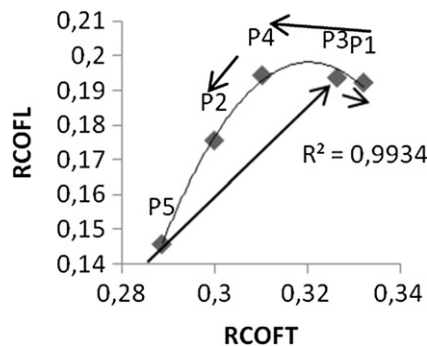


Fig. 4. RCOFL versus RCOFT.

Table 4
Linear and non-linear parameters. Average values (Standard deviation).

Tibia	SD tibia (g)	COV tibia	Lyapunov tibia	ApEntropy tibia	CoD tibia
Outside optimal friction range	59 (0.25)	21(0.06)	0845 (0.013)	455 (0.084)*	3,80 (0.23)
Optimal Friction range	55 (0.31)	19 (0.07)	083 (0.013)	491(0.059)*	3,84 (0.26)
Knee	SD knee (°)	COV knee	Lyapunov knee	ApEntropy knee	CoD knee
Outside optimal friction range	2,40 (0.92)*	033 (0.012)	092(0.023)	355 (0.055)*	3,37 (0.25)
Optimal friction range	1,89 (0.40)*	026 (0.005)	091(0.020)	396 (0.078)*	3,28 (0.16)

Significant differences ($P < 0.05$) between groups are marked with asterisk (*).

Conversely, significant differences among floors for friction perception were revealed, showing that people are able to evaluate friction accurately as stated by Durá et al. (2005) and that the selected sample of floorings had enough variability to properly stimulate these predictions. This is a necessary condition for walking adaptation to occur.

The results obviously show that there is a relationship between floor friction and pain in different parts of the body in a way that as DCOF increases so does pain in the knees and under the metatarsal heads and toes. This supports the need for identifying an upper limit for floor friction. Anova and regression results help us set an upper threshold for friction value.

The ANOVA (section 2.1) results showed differences in RCOF among floorings, both for landing and take-off. Tukey post-hoc analysis showed three homogenous groups that could be related to different walking strategies. Friction between 0.25 and 0.51 registered the highest and very similar RCOFL levels, while P5 (DCOF = 0.19) and P2 (DCOF = 0.63) reduced RCOFL as a result of different adaptation strategies: slip and pain prevention respectively. The same behaviour was registered for RCOF with the exception of P4 (DCOF = 0.51) – whose value was set between the highest registrations – and P2 (DCOF = 0.63) probably for the convenience of reducing energy at take-off in order to avoid a posterior hard landing. Indeed, P4 RCOFL stays at the same level as P3 and P1 – thereby indicating a successful adaptation of the take-off phase. Thus, despite P5 and P2 showing extreme differences with respect to DCOF, they nevertheless induce very similar adaptation strategies in terms of RCOF reactions.

In this sense, the quadratic relationship of RCOFL and RCOFT with DCOF resulting from regression analysis indicates a clear adaptation for low and high friction levels (Figs. 3 and 4). This relationship indicates that below the lower threshold (0.19), RCOF at both landing and take-off is reduced for a safe walking style that adapts to floor friction (DCOF). Above this limit, RCOF shows little variation with DCOF since an upper threshold (0.5 for RCOFL and 0.4 for RCOFT) is reached. RCOF again decreases even though DCOF increases, in what is interpreted as a modification of gait pattern to avoid fatigue or pain. Indeed, comfort is related to a faster gait, higher required friction at take-off, and lower required friction at landing.

Results can be interpreted from another point of view supporting our conclusions. The required coefficient of friction is the quotient between horizontal and vertical ground reaction forces. Hence, it is also the tangent of the angle of the resultant ground reaction force with respect to the vertical. Therefore, a lower RCOF also means a lower angle, in other words landing and take-off with the leg in a more vertical position. This is a typical accommodation for slow walking in unsafe conditions and the results show that it also happens for high friction levels, suggesting a further accommodation once the upper threshold is surpassed.

These results enable us to contrast the starting hypothesis, fixing the optimal friction range between 0.25 and 0.55 for walking – and including safety, comfort, and pain reduction.

Analysis of variability sheds light on this proposal. Accommodation to walking conditions by modifying the gait pattern is a typical ability in adaptive dynamic systems. These systems show a natural variability that reduces in the face of any restriction. In this case, friction outside the optimal range is considered as a restriction.

Several studies have shown that variability of human movements changes due to different conditions such as aging or illness (Buzzi et al., 2003; Kurz and Stergiou, 2003). In this line of argument, perceiving that walking conditions are too low (unsafe) or too high (tiring, painful, etc.) is a restriction that would be expected to change walking variability. The results presented show that people perceive friction conditions and react by altering their way of walking.

Linear variability parameters present a low variability for anterior-posterior maximum peaks of knee angle inside the proposed optimum range of friction. These results seem to be in line with the observation of age effects on gait pattern in terms of predicting greater risk of falling and discomfort when there is greater variability in linear gait parameter analysis (Brach et al., 2007; Hausdorff et al., 2001; Maki, 1997; Owings and Grabiner, 2004).

However, this contradicts the stated hypothesis. ApEn for both tibia and knee signals was higher inside the optimum range of friction. This means a higher randomness – which may indicate a more chaotic pattern inside the optimum range of friction and so supports the second hypothesis. The interpretation of complex variables depends greatly on the phenomenon under study. Variables can offer results that at face value could be contradictory. Studies of the age effect (Buzzi et al., 2003; Kurz and Stergiou, 2003) or risk situations (Gielo-Perczak et al., 2009) conclude that higher ApEn in similar signals as presented here may relate with a higher risk of falling. However, other references indicate a presence of healthier and wealthier conditions when observing evidence of chaos (Goldberger et al., 2002; Ho et al., 1997; Lipsitz and Goldberger, 1992; Peng et al., 2002).

Other non-linear parameters such as CoD did not produce statistically significant differences. This result could be associated with a more precise observation in ApEn compared with CoD, especially when the selected sample of floorings does not include extreme values of friction that could radically affect the safety of the selected subjects. LyE was not influenced by friction either. This could be explained by the fact that LyE is related with the stability-instability of the dynamic system that indicates information other than ApEn (complexity). Therefore, for friction range and subject profile selections, the LyE results indicate similar stability inside and outside the optimal range.

Regarding discrepancies between results for linear (SD) and non-linear variability (ApEn) parameters, the linear (SD) refers only to the maximum peaks of the variable – while ApEn includes the whole signal. Fig. 5 graphically shows how inside the optimum friction range (Fig. 5A), the signal maintains maximum displacement values in a shorter range than values observed outside the maximum friction range (Fig. 5B and C). This evidence confirms SD results. However, when the knee angle comes back from the maximum displacement to the instant before landing, the signal becomes more complex inside than outside the optimum friction range – inducing higher ApEn for the whole signal. As a consequence, subjects described a more precise take-off pattern; but more complex landings inside the optimum range.

The selection of long period signal analysis using variability analysis was a decision made in order to point out information that was difficult to extract when considering current friction

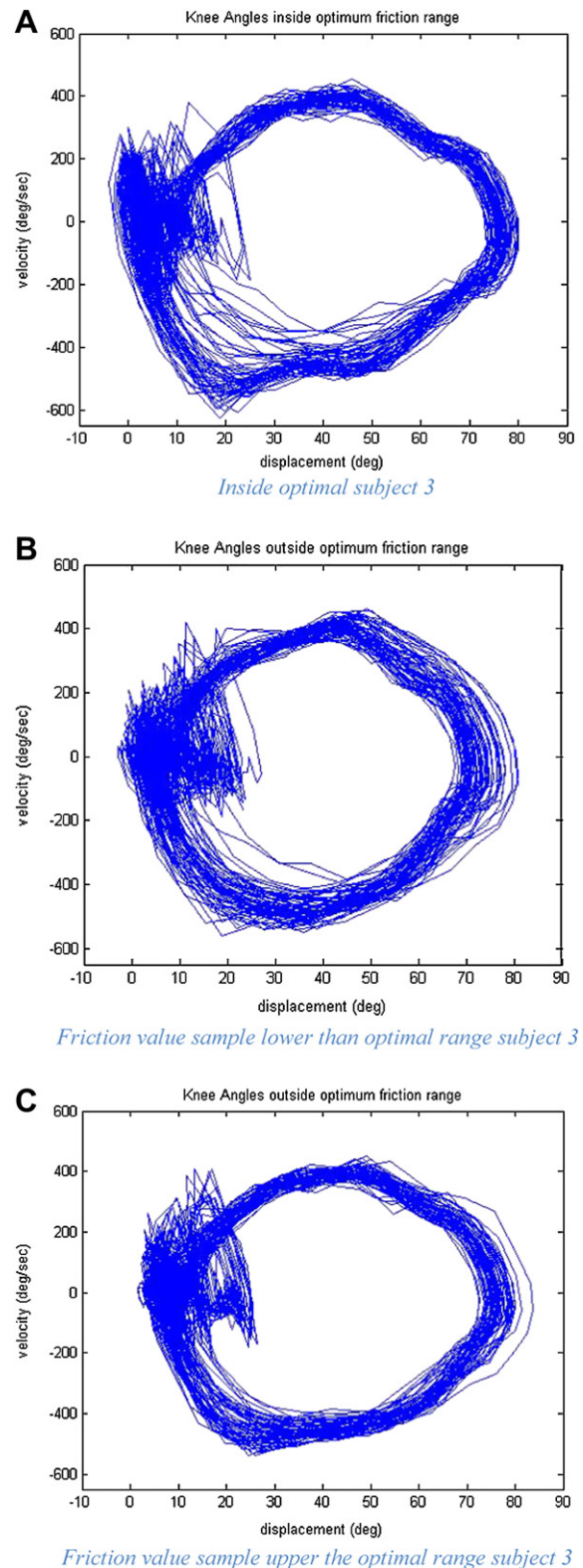


Fig. 5. Example of Phase-state diagrams for knee angle which give a visual result for linear and non-linear variability comparative. Fig. 4 (A) belongs to subject 3 inside the optimal friction range while (B) belongs to subject 3 with lower friction values and (C) belongs to subject 3 higher friction values. Right extreme of the figure represent the Maximums Peaks and thus, it represents SD differences visually (higher SD outside the optimal range). Ap Entropy is more difficult to appreciate through phase-state diagrams however Fig. 4(A) is shortly more complex and unpredictable than B and C (higher Ap Entropy inside the optimal range).

coefficients. Friction coefficients considered as extremes would probably give clearer results in terms of variability differences. Further work should be made using those extreme values to confirm evidence observed in this study.

In short, this study gives sense to the importance of identifying a proper friction range by introducing methodologies of walking performance measurement and non-linear analysis to define a particular safe, healthy, and comfortable friction range – while considering both the minimum and maximum values.

The thresholds established in this study for DCOF depend on the selected tiles. A more precise establishment could be made by a regression analysis between variability (ApEn) and DCOF. The testing power for such an analysis in the present study was low. Further studies with more flooring samples are deemed necessary.

In any case, this result has been obtained for healthy women. However, according to evidence found by Durá et al. (2005), who proposed increasing the lower threshold to 0.4 to accommodate the needs of disabled people, further research is needed to assess the upper limit in other population groups.

The number of subjects selected was low in terms of profile diversity; however, selection was set carefully in order to focus on a particular profile: healthy woman with a body mass index (BMI) 25 and aged 35–40 for clarifying the existence of the range. Women were selected because they normally report more fatigue and pain when performing dynamic tasks (Maikala et al., 2010).

As expected, walking speed is an influential variable – both in qualitative and quantitative analysis. Walking speed affected perception and biomechanical parameters; and emerged as a good predictor of comfort, RCOF, and the appearance of pain. Given that walking speed is a valuable and a voluntary consequence of DCOF changes, the study highlights the disadvantage of using treadmills to limit this natural human pattern response to flooring conditions.

These findings suggest that in general it can be said that people perceive and adapt to available DCOF with three strategies:

1. Low DCOF (<0.25): To avoid slipping, gait pattern is adjusted so that RCOF < DCOF. Adaptation involves higher variability in anterior-posterior maximum peaks in knee angle signal but a more constrained movement that produces thigh pain in the short term.
2. Optimum DCOF range (0.25–0.55): There is equilibrium between a smooth landing and an energetic take-off. As a consequence inside the optimum range, a richness of patterns and complexity is observed in the signals. An energetic take-off involves increasing sensitivity under the metatarsal heads and toes in the short term.
3. High DCOF (>0.55): The strategy employed modifies the gait to maintain a smooth landing by reducing the take-off angle. Adaptation again involves higher variability in anterior-posterior maximum peaks in knee angle signal and a more constrained movement. An adaptation pattern is observable with higher sensitivity under the metatarsal heads and toes in the short-term and knee pain.

5. Conclusion

One of the more significant findings to emerge from this study is that an upper threshold for DCOF exists. Thus, it is possible to define an interval of friction for walking that encompasses safety, comfort, and pain reduction between 0.25 and 0.55. The results from non-linear analysis of variability show a lower variability of gait patterns (i.e. a more constrained walking) outside the optimal friction range. From these results, three walking strategies have been drawn for low, optimum, and high DCOF values.

Acknowledgments

The authors wish to thank employees from Tau Ceramica, a Spanish tile manufacturer, for their support in this study. Special mention to Javier Portolés and Kike Algora from the TAU innovation department for their personal involvement.

References

- Abarbanel, H.D.I., 1996. Analysis of Observed Chaotic Data. Springer-Verlag, New York, NY.
- Brach, J.S., Studenski, S.A., Perera, S., VanSwearingen, J.M., Newman, A.B., 2007. Gait variability and the risk of incident mobility disability in community-dwelling older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 62, 983–988.
- Buczek, F.I., Cavanagh, P.R., Kulakowski, B.T., Pradhan, P., 1990. Slip resistance needs of the mobility disabled during level and grade walking. In: Gray, B.E. (Ed.), *Slips, Stumbles and Falls: Pedestrian Footwear and Surfaces*. American Society for Testing and Materials, Philadelphia, pp. 39–54.
- Buzzi, U.H., Stergiou, N., Kurz, M.J., Hageman, P.A., Heidel, J., 2003. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics* 18, 435–443.
- Ciriello, V.M., McGorry, R.W., Martin, S.E., 2001. Maximum acceptable horizontal and vertical forces of dynamic pushing on high and low coefficient of friction floors. *International Journal of Industrial Ergonomics* 27 (1), 1–8.
- Dingwell, J.B., Cusumano, J.P., 2000. Non linear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos* 10, 848–863.
- Durá, J.V., Alcántara, E., Zamora, T., Balaguer, E., Rosa, D., 2005. Identification of floor friction safety level for public buildings considering mobility disabled people needs. *Safety Science* 43, 407–423.
- Gielo-Perczak, K., Karwowski, W., Rodrick, D., 2009. Nonlinear Behavior of the Center of pressure in Simulated standing on Elevated construction beams. *Work* 34 (2), 195–203.
- Goldberger, A.L., Amaral, L.A., Hausdorff, J.M., Ivanov, P.C., Peng, C.K., Stanley, H.E., 2002. Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging. *Proceedings of the National Academy of Sciences U.S.A* 99 (Suppl. 1), 2446–2472.
- Grassberger, P., Procaccia, I., 1983a. Characterization of strange attractors. *Physical Review Letters* 50, 346–349.
- Grassberger, P., Procaccia, I., 1983b. Measuring the strangeness of strange attractors. *Physica D* 9, 189–208.
- Grönqvist, R., Hirvonen, M., Tohv, A., 1999. Evaluation of three portable floor slipperiness testers. *International Journal of Industrial Ergonomics* 25, 85–95.
- Grönqvist, R., Chang, W.R., Courtney, T.K., Leamon, T.B., Redfern, M.S., Strandberg, L., 2001a. Measurement of slipperiness: fundamental concepts and definitions. *Ergonomics* 44, 1102–1117.
- Grönqvist, R., Abeysekera, J., Gard, G., Hsiang, S.M., Leamon, T., Newman, D.J., Gielo-Perczak, K., Lockhart, T.E., Pai, C., 2001b. Human-centred approaches in slipperiness measurement. *Ergonomics* 44 (13), 1167–1199.
- Hanson, J., Redfern, M., Mazumdar, M., 1999. Predicting slips and falls considering required and available friction. *Ergonomics* 42, 1619–1633.
- Haslam, R.A., Boocock, M., Lemon, P., Thorpe, S., 2002. Maximum acceptable loads for pushing and pulling on floor surfaces with good and reduced resistance to slipping. *Safety Science* 40, 625–637.
- Hausdorff, J.M., Rios, D.A., Edelberg, H.K., 2001. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of Physics Medicine and Rehabilitation* 82, 1050–1056.
- Ho, K.K., Moody, G.B., Peng, C.K., Mietus, J.E., Larson, M.G., Levy, D., Goldberger, A.L., 1997. Predicting survival in heart failure case and control subjects by use of fully automated methods for deriving nonlinear and conventional indices of heart rate dynamics. *Circulation* 96, 842–848.
- Konz, S., Bandla, V., Rys, M., Sambasivan, J., 1990. Standing on Concrete versus Floor Mats. *Advances in Industrial Ergonomics and Safety I*. Taylor & Francis, pp 991–998.
- Kurz, M.J., Stergiou, N., 2003. The aging human neuromuscular system expresses less certainty for selecting joint kinematics during gait. *Neuroscience Letters* 348, 155–158.
- Leamond, T.B., Murphy, P.L., 1995. Occupational slips and falls: more than a trivial problem. *Ergonomics* 38, 487–498.
- Leclercq, S., 1999. The prevention of slipping accidents: a review and discussion of work related to the methodology of measuring slip resistance. *Safety Science* 31, 95–125.
- Lipsitz, L.A., Goldberger, A.L., 1992. Loss of complexity and aging. Potential applications of fractals and chaos theory to senescence. *JAMA* 267, 1806–1809.
- Lockhart, T.E., Pai, C., 2001. Human-centred approaches in slipperiness measurement. *Ergonomics* 44 (13), 1167–1199.
- Maikala, R.V., Ciriello, V.M., Dempsey, P.G., O'Brien, N.V., 2010. Comparison of psychophysiological responses in healthy men and women workers during cart pushing on two walkways of high and low coefficient of friction. *International Journal of Industrial Ergonomics* 40 (2), 171–179.
- Maki, B.E., 1997. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *The Journal Of The American Medical Association* 278, 313–320.

- Mündermann, A., Stefanyshyn, D.J., Nigg, B.M., 2001. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Medicine & Science in Sport & Exercise* 33, 1939–1945.
- Owings, T.M., Grabiner, M.D., 2004. Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait Posture* 20, 26–29.
- Peng, C.K., Mietus, J.E., Liu, Y., Lee, C., Hausdoff, J.M., Stanley, H.E., Goldberger, A.L., Lipsitz, L.A., 2002. Quantifying fractal dynamics of human respiration; age and gender effects. *Annals of Biomedical Engineering* 30, 683–692.
- Pincus, S.M., Gladstone, I.M., Ehrenkrantz, R.A., 1991. A regularity statistic for medical data analysis. *Journal of Clinical Monitoring* 7, 335–345.
- Redfern, M.S., Chaffin, D.B., 1988. The effect of floor types on standing tolerance in industry. In: Aghazadeh, f. (Ed.), *Trends in Ergonomics/human Factors*. V Elsevier science Publishers, pp. 901–905.
- Redfern, M.S., Bidanda, B., 1994. Slip resistance of the shoe floor interface under biomechanically relevant conditions. *Ergonomics* 37 (3), 511–524.
- Redfern, M.S., Bloswick, D., 1997. Slipstrips and falls. In: Nordin, M., Anderson, G., Pope, M. (Eds.), *Musculoskeletal Disorders in the Workplace*. Masby-Year Inc, pp. 152–166.
- Redfern, M.S., Cham, R., Gielo-Perczak, K., Grönqvist, R., Hirvonen, M., Lanshammar, H., Marpet, M., Pai, Y.C., Powers, C., 2001. Biomechanics of slips. *Ergonomics* 44, 1138–1166.
- Rasmussen, J., Torholm, S., de Zee, M., 2009. Computational analysis of the influence of seat pan inclination and friction on muscle activity and spinal joint forces. *International Journal of Industrial Ergonomics* 39 (1), 52–57.
- Ricotti, R., Delucchi, M., Cerisola, G., 2009. A comparison of results from portable and laboratory floor slipperiness testers. *International Journal of Industrial Ergonomics* 39 (2), 353–357.
- Rodrick, D., Karwowski, W., 2004. Nonlinear Behavior Of Muscle Responses For Four Static Postures Observed At Work. Proceedings of the 48th Annual Meeting of the Human Factors Society, New Orleans, Louisiana. Human Factors Society, Santa Monica, California.
- Rodrick, D., Karwowski, W., 2006. Nonlinear Dynamical Behavior of surface Electromyographical signals of biceps muscle under two Simulated static work postures. *Nonlinear Dynamics, Psychology, and Life Sciences* 10 (1), 21–35.
- Seagal, A., Rohr, E., Orenduff, M., Shofer, J., O'Brien, M., Sageorzan, B., 2004. The effect of walking speed in plantar pressure. *Foot & Ankle International* 25, 926–933.
- Sprott, J., Rowlands, G., 1995. *Chaos data Analyser: The Profesional version*. American Institute of Physics, New York.
- Stergiou, N., Morati, C., Giakas, G., Ristains, S., Georgoulis, A.D., 2004. The effect of the walking speed on the stability of the anterior cruciate ligament deficient knee. *Clinical Biomechanics* 19, 957–963.
- Strandberg, L., Lanshammar, H., 1981. The dynamics of slipping accidents. *Journal of Occupational Accidents* 3, 153–162.
- Theiler, J., 1986. Spurious dimensions from correlation algorithms applied to limited time series data. *Physical Review* 34, 2427–2433.
- Torg, J.S., Quedenfeld, T.C., Landau, S., 1974. The shoe-surface interface its relationship to Football knee injuries. *Sports Medicine*, 261–269. Sept/Oct.
- Zamora, T., Alcántara, E., Artacho, M.A., Cloquell, V., 2008. Influence of pavement design parameters in safety perception in the elderly. *International Journal of Industrial Ergonomics* 38, 992–998.
- Zhang, L., Drury, C.G., Woollet, S.M., 1991. Constrained standing: evaluating the foot/floor interface. *Ergonomics* 34, 175–192.

