



Universidad Autónoma de San Luis Potosí
Facultad de Ingeniería
Centro de Investigación y Estudios de Posgrado

Diseño y análisis de un piso que atenúa el impacto en una caída para evitar fracturas en personas de la tercera edad

T E S I S

Que para obtener el grado de:

Maestro en Ingeniería Mecánica

Presenta:

Francisco Javier Cadenas Delgado

Asesor:

Dr. Gilberto Mejía Rodríguez

San Luis Potosí, S. L. P.

Febrero de 2017



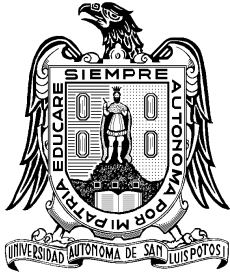
Universidad Autónoma de San Luis Potosí

Facultad de Ingeniería

Centro de Investigación y Estudios de Posgrado

Maestría en Ingeniería Mecánica

Opción: Mecatrónica y Sistemas Mecánicos



DISEÑO Y ANÁLISIS DE UN PISO QUE ATENÚA EL IMPACTO EN UNA CAÍDA PARA EVITAR FRACTURAS EN PERSONAS DE LA TERCERA EDAD

Presenta:

Ing. Francisco Javier Cadenas Delgado

Sinodales:

Dr. Gilberto Mejía Rodríguez
Asesor

Dr. Emilio Jorge González Galván
Revisor

Dr. Hugo Iván Medellín Castillo
Revisor

Dra. Geydy Luz Gutiérrez Urueta
Suplente

San Luis Potosí, S.L.P., Febrero de 2017



Universidad Autónoma
de San Luis Potosí

15 de diciembre de 2016

**AL ING. FRANCISCO JAVIER CADENAS DELGADO
P R E S E N T E.**

En atención a su solicitud de Temario, presentada por el **Dr. Gilberto Mejía Rodríguez, Asesor** de la Tesis que desarrollará Usted, con el objeto de obtener el Grado de **Maestro en Ingeniería Mecánica**, me es grato comunicarle que en la Sesión del H. Consejo Técnico Consultivo celebrada el día 15 de diciembre del presente, fue aprobado el Temario propuesto:

TEMARIO:

"Diseño y análisis de un piso que atenúa el impacto en una caída para evitar fracturas en personas de la tercera edad"

Introducción.

1. Estudios sobre caídas y formas de atenuarlas.
 2. Determinación del tipo de fractura a estudiarse y de los parámetros que determinan su existencia.
 3. Modelado del impacto sobre la cadera durante una caída de lado mediante el MEF.
 4. Diseño del piso de atenuación.
- Conclusiones.
Referencias.
Apéndices.

"MODOS ET CUNCTARUM RERUM MENSURAS AUDEBO"

A T E N T A M E N T E

**M. I. JORGE ALBERTO PÉREZ GONZÁLEZ
DIRECTOR.**



**FACULTAD DE
INGENIERÍA**

Av. Manuel Nava 8
Zona Universitaria • CP 78290
San Luis Potosí, S.L.P.
tel. (444) 826 2330 al39
fax (444) 826 2336
www.uaslp.mx

Copia. Archivo.
*etn.

Agradecimientos

Primeramente me gustaría dar gracias a Dios por haber hecho posible la realización de este proyecto, por permitirme llegar hasta donde estoy y sobre todo, poner en mi camino a grandes personas que me enseñaran y apoyaran.

A mi padre y madre por todo el apoyo proporcionado, más que nada por siempre estar ahí para levantarme.

Le agradezco enormemente a mi asesor de tesis el Dr. Gilberto Mejía Rodríguez por haberme apoyado en todo el trayecto de la misma, en él encontré una gran persona de la cual aprendí tantas cosas, admiro y estimo. Gracias por soportarme.

Me agrada mencionar a los mejores profesores que he tenido en la maestría, el Dr. Emilio Jorge González Galván y al Dr. Ricardo Romero Méndez. Pero en especial al Dr. Juan Antonio Cárdenas Galindo.

Gracias a Alfredo Jacobo Puerta, mi asesor de servicio social en la licenciatura; por su gran apoyo para que esto se haga posible.

Al Maestro José Antonio Álvarez Salas, el cual considero el mejor profesor que he tenido en mi vida de estudiante.

Gracias a mis compañeros de posgrado José Guillermo López Lara, Esmeralda Ibarra Silva y Pedro Almendarez Rangel por su apoyo y compañía. Lo mismo para mis compañeros de licenciatura Guillermo Grimaldo Gutierrez, Miriam Carolina Jacobo Mata y Oswaldo Gallardo Guerrero .

Agradezco a mis respectivos coordinadores de posgrado, el Dr. Francisco Gerardo Pérez Gutiérrez y a la Dra. Geydy Luz Gutiérrez Urueta, y al personal administrativo del Posgrado. Así como a la Lic. Elizabeth Ramírez Rubio por su apoyo en la obtención de recursos bibliográficos.

Para finalizar agradezco al CONACYT por la ayuda financiera proporcionada.

*Dedicado a Dios, a mis Padres
y a todos los que me apoyaron.*

De Todo Corazón Gracias

Índice

Agradecimientos	II
Dedicatoria	III
Índice	V
Figuras	VII
Tablas	VIII
Introducción	1
1. Estudios sobre caídas y formas de atenuarlas	3
1.1. Consecuencias de una caída	4
1.2. Características de una caída y consideraciones para atenuarla	5
1.2.1. Atenuación de las fuerzas generadas en el impacto	6
1.3. Pisos de protección en el mercado	8
1.4. Pisos con validación por medio de Elemento Finito	10
1.5. Conclusiones	12
2. Determinación del tipo de fractura a estudiarse y de los parámetros que determinan su existencia	13
2.1. Datos antropométricos	13
2.2. Fuerza máxima permisible para una fractura	14
2.2.1. Fuerza de impacto	14
2.2.2. Resistencia ósea	23
2.3. Conclusiones	29
3. Modelado del impacto sobre la cadera durante una caída de lado mediante el MEF	30
3.1. Modelo CAD	31
3.2. Propiedades asignadas a los materiales	33
3.3. Condiciones de frontera	34
3.4. Propiedades de la malla	37
3.4.1. Escalamiento de masa	41

3.5. Resultados de las simulaciones y masa efectiva propuesta	43
3.6. Conclusiones	45
4. Diseño del piso de atenuación	46
4.1. Estructura propuesta y adecuaciones al modelo de impacto	46
4.1.1. Adecuaciones al modelo de impacto	48
4.1.2. Resultados de impacto del piso de atenuación	50
4.2. Análisis de impacto por medio de un modelo Masa-Resorte	53
4.3. Análisis de cantidad de deformación en caminado	55
4.3.1. Modelo de elemento finito	55
4.3.2. Resultados de deformación del piso de atenuación	57
4.4. Comparación con estructuras de patentes	59
4.4.1. Modelo de elemento finito de los pisos de las patentes	62
4.4.2. Resultados y comparación de estructuras	62
4.5. Mejora a la estructura propuesta	66
4.6. Conclusiones	68
Conclusiones	69
Bibliografía	77
Apéndices	78
A. Relación entre Fuerzas: Piso-Tejido blando y Tejido blando-Fémur	79
A.1. Relación entre Fuerzas: Piso-Tejido blando y Tejido blando-Fémur	79
A.2. Efecto del segundo contacto en las Fuerzas: Piso-Tejido blando y Tejido blando-Fémur	81

Figuras

1.1.	Incidencia de fracturas	4
1.2.	Protector de cadera	6
1.3.	Esquema de un piso de doble rigidez	7
1.4.	Piso de protección usado en áreas deportivas	8
1.5.	Ejemplo de los primeros pisos de doble rigidez	8
1.6.	Pisos desarrollados por SmartCells	9
1.7.	Pisos desarrollados por SorbaSHOCK	9
1.8.	Variantes de columnas de soporte	10
1.9.	Estructura del piso y modelo de la cadera	10
1.10.	Piso desarrollado por Dahlgren	11
1.11.	Modelo del cuerpo humano	11
2.1.	Modelos mecánicos en la fase de descenso	16
2.2.	Obtención de la masa por absorciometría con rayos X de doble energía (DXA)	16
2.3.	Imagen de una caída controlada	17
2.4.	Sistema masa-resorte	17
2.5.	Pruebas de liberación de pelvis	18
2.6.	Gráfica fuerza de reacción-tiempo	18
2.7.	Otros modelos de impacto en la cadera	19
2.8.	Pruebas de caídas con impacto en las manos a una altura reducida	22
2.9.	Pruebas de caídas con impacto en las manos a una altura cercana a la real	22
2.10.	Modelo de impacto sobre las manos	22
2.11.	Configuración para la prueba simulando una caída en el trocánter mayor	25
2.12.	Configuraciones de la prueba simulando una fractura de muñeca	28
3.1.	Modelo CAD del fémur	31
3.2.	Orientación del fémur	31
3.3.	Fémur incluyendo tejidos blandos	32
3.4.	Fémur y superficie rígida	32
3.5.	Empotramiento de la superficie inferior del suelo.	34
3.6.	Ilustración de una prueba de resistencia	34
3.7.	Geometría para restringir desplazamiento (articulación de la rodilla)	35
3.8.	Fuerza distribuida sobre cabeza femoral	36
3.9.	Posición de las masas puntuales	37

3.10. Tipos de elementos	38
3.11. División del tejido blando	39
3.12. Malla usada para delimitar el valor de masa efectiva	39
3.13. Malla refinada	40
3.14. Malla final.	41
3.15. Digramas F_{imp} correspondiente a la malla fina y propuesta	45
4.1. Piso de atenuación propuesto	47
4.2. Parámetros de diseño del piso de atenuación	48
4.3. Modelo CAD con piso de atenuación	49
4.4. Diagrama de F_{imp} del piso con la máxima atenuación	51
4.5. Deformación del piso bajo impacto	52
4.6. Esfuerzos presentes en el piso de atenuación	52
4.7. Concentraciones de esfuerzos en las columnas	52
4.8. Sistema masa-resorte	53
4.9. Sistema masa-resorte considerando el piso de atenuación	54
4.10. Distribución de la presión en kPa durante el caminado	55
4.11. Modelo CAD de la simulación de deformación	56
4.12. Áreas para asignar las presiones de caminado en el Modelo CAD	57
4.13. Malla usada para simulaciones de deformación	58
4.14. Resultados de deformación obtenidos	58
4.15. Primera estructura de la literatura analizada	59
4.16. Variables de diseño de la primera patente	60
4.17. Segunda estructura de la literatura analizada	60
4.18. Ejemplo de un piso con la segunda estructura analizada	61
4.19. Parámetros de diseño de la segunda estructura analizada	61
4.20. Modelos CAD para la prueba de deformación	62
4.21. Diagrama de F_{imp} del piso con la máxima atenuación de la primera patente	63
4.22. Resultados de deformación de la primera patente	63
4.23. Diagrama de F_{imp} del piso de la segunda patente	64
4.24. Resultados de deformación de la segunda patente	65
4.25. Rangos de atenuación de SorbaSHOCK	66
4.26. Mejora al piso de atenuación propuesto	66
4.27. Diagrama de F_{imp} con la mejora propuesta	67
4.28. Resultados de deformación de la mejora propuesta	68
A.1. Variación del espesor de tejido blando.	80
A.2. Primera confiuración para la obtención de las fuerzas de contacto	82
A.3. Segunda confiuración para la obtención de las fuerzas de contacto	83
A.4. Tercera confiuración para la obtención de las fuerzas de contacto	84

Tablas

1.1.	Costos por tipo de fractura	4
1.2.	Consideraciones en el diseño de un piso de seguridad	12
2.1.	Modelos mecánicos en la fase de descenso	15
2.2.	Aproximaciones a la F_{imp} en la cadera	19
2.3.	Aproximación a la F_{imp} mediante fórmulas	21
2.4.	Parámetros de referencia para la evaluación del Puntaje T	24
2.5.	Puntaje T en relación a la densidad ósea	24
2.6.	Aproximaciones a la F_{frac} en la cadera	25
2.7.	Fórmulas de aproximación a la F_{frac} en la cadera	26
2.8.	Validez de las fórmulas de la F_{frac} en la cadera	27
2.9.	Aproximaciones a la F_{frac} en la muñeca	28
2.10.	Fuerza de atenuación requeridas para evitar la fractura dependiendo del tipo de fractura	29
3.1.	Propiedades de los materiales usados en el modelo	33
3.2.	Resultados de la primera etapa de simulaciones.	43
3.3.	Resultados de la segunda etapa de simulaciones.	44
3.4.	Resultados de la tercera etapa de simulaciones	44
4.1.	Valores iniciales para los parámetros del piso de atenuación.	48
4.2.	Propiedades para el material del piso de atenuación	50
4.3.	Resultados de impacto del piso de atenuación	50
4.4.	Propiedades de diseño para material del piso de atenuación	51
4.5.	Presiones escaladas a la masa usada	56
4.6.	Resultados de deformación del piso de atenuación	57
4.7.	Resultados de impacto de la primera patente	62
4.8.	Resultados de impacto de la segunda patente	64
4.9.	Comparación entre pisos: patentes vs propuesto	65
A.1.	Resultados para el análisis del efecto de espesor de tejido blando	81

Introducción

Las caídas en las personas de la tercera edad son muy recurrentes debido a la degradación de las funciones cognitivas y de las facultades físicas que impiden que estas personas se puedan desarrollar en circunstancias y ambientes habituales. Una de las consecuencias más severas de una caída son las fracturas, entre las que destacan por su incidencia las fracturas de muñeca y de cadera, siendo esta última la que genera mas degradación de la salud.

Para evitar que una caída resulte en una fractura se han implementado diversos métodos, tal es el caso de tratamientos para aumentar la densidad ósea para fortalecer los huesos. Entre las medidas más empleadas están las que atenúan el impacto durante la caída, tales como son los protectores de cadera y pisos de atenuación.

Los pisos de atenuación han sido considerados como la mejor opción debido a que atenúan el impacto no importando la zona del cuerpo donde este ocurra, a diferencia de los protectores de cadera. A lo anterior se suma que los pisos de atenuación no requieren del cumplimiento de la persona, dado que son de uso pasivo. En el mercado existen pisos de atenuación que logran disminuir la cantidad de fracturas, pero estos deben ser mejorados en busca de lograr una reducción aun mayor de la fuerza de impacto para ampliar la protección proporcionada por estos.

Es importante comentar que para poder evaluar la eficacia de cada piso o estructura propuesta es necesario primeramente el obtener los parámetros o requisitos de diseño que se deben cumplir para evitar o reducir el riesgo de una fractura. Estos criterios por lo general solo se basan en la reducción de la fuerza de impacto, además de analizar la estabilidad de la estructura bajo el caminado normal. Debido a la necesidad de cuantificar la fuerza de impacto y la estabilidad, existe también la necesidad de proponer modelos que permitan obtenerlos para los distintos pisos de atenuación que se busquen evaluar.

La magnitud de la fuerza de impacto se debe comparar con las fuerzas a las que la estructura ósea se fractura. Estas últimas fuerzas por lo general se determinan por medio de pruebas experimentales, en las cuales se somete al hueso a las cargas que podrían existir en el tipo de caída que las origina. La diferencia entre las fuerzas de impacto y la fuerza a la cual la estructura ósea se fractura marcan los valores de atenuación que deben ser cubiertos por el piso de atenuación.

Objetivo general

Diseñar de un piso para atenuar las fuerzas generadas en una caída para reducir la existencia de fracturas, enfocado a personas de la tercera edad.

Objetivos particulares

- Establecer el tipo de fractura a estudiar con base en la frecuencia, deterioro de la salud que ocasiona y los parámetros relacionados con su existencia.
- Desarrollar un modelo de elemento finito para la fase de impacto del tipo de caída que caracteriza la fractura escogida.
- Proponer un modelo para cuantificar la deformación del piso bajo caminado.
- Proponer un piso que atenué gran cantidad de la fuerza de impacto y así reducir la probabilidad de que suceda una fractura.
- Comparar los resultados de la estructura propuesta con los obtenidos por estructuras existentes en la literatura.

Estructura de la tesis

El presente trabajo se encuentra organizado de la siguiente forma:

En el capítulo 1 se incluye una descripción de los estudios que se han hecho acerca de las caídas, tanto de sus características y causas, así como las consecuencias que acarrearán en las personas de la tercera edad. También se encontrarán algunas de las alternativas que se han propuesto para atenuar las fuerzas generadas durante el impacto.

En el capítulo 2 se determinará el tipo de fractura a considerarse para el desarrollo del piso de atenuación. Además se obtendrán los parámetros relacionados con su existencia, tales como la resistencia ósea y las fuerzas generadas en el impacto.

En el capítulo 3 se desarrollará un modelo de elemento finito del impacto en el que se produce el tipo de fractura en consideración.

En el capítulo 4 se mostrará el piso de atenuación propuesto, así como la eficacia en reducir la fuerza de impacto y en mantener la estabilidad en el caminado. En este capítulo también se comparará la estructura propuesta con las existentes en la literatura.

Para finalizar se presentarán las conclusiones derivadas de esta investigación.

CAPÍTULO 1

Estudios sobre caídas y formas de atenuarlas

La salud es un tema de gran importancia para los seres vivos, debido a que de ésta depende el tipo de actividades que podremos realizar y como consecuencia de esto dependerá el como nos podremos desenvolver en la convivencia diaria. En la vida de un ser humano se tienen dos momentos en donde la salud es demasiado vulnerable, el primero es en la etapa de la niñez y el segundo es en la vejez, en la cual la degradación de las capacidades físicas y cognitivas puede llegar a ser tan grave que la persona no puede ser autosuficiente.

El problema de la salud a edades muy avanzadas (65 años) era un tema que era dejado de lado hasta hace poco, debido a que el porcentaje de la población que llegaba a esas edades era reducido. Sin embargo la disminución en la tasa de natalidad que es más característica de países industrializados como China, Alemania, Japón y Estados Unidos, aunado al aumento de la longevidad, han cambiado la distribución de la población hacia los grupos de mayor edad [1]; haciendo necesario atender las necesidades de estas personas.

Uno de los eventos más asociados con las personas de la tercera edad son las caídas, las cuales pueden presentar desafíos físicos sustanciales a cualquier edad, pero especialmente para estas edades. Las causas de que suceda una caída en este tipo de personas pueden ser muy variadas, pero las más habituales son [2]:

- Accidentes relacionados con el medio.
- Trastornos visuales.
- Desórdenes de equilibrio.
- Desmayos.
- Mareos y vértigo.
- Ataques de gota.

Las causas arriba mencionadas, en su mayoría se van haciendo cada vez más comunes a medida que la edad de la persona aumenta, lo que ocasiona una mayor predisposición a sufrir una caída.

1.1. Consecuencias de una caída

Por lo general las consecuencias de una caída suelen ser heridas leves como contusiones y moretones, por lo que las caídas que acarrean una herida de gravedad tienen poca incidencia en relación con el total de las caídas [2, 3]. Aún de esa manera, la herida más característica de este suceso por su gravedad, la fractura tiene índices que son lo suficientemente grandes para ser un problema de salud pública como se muestra en la Fig. 1.1.

Se ha dicho que alrededor del 50 % de las caídas que ocasionan una lesión hospitalaria, dieron como resultado el ingreso del paciente a un hogar de ancianos después de ser dado de alta [4].



Figura 1.1. Incidencia de fracturas [5].

Las fracturas conllevan altos costos para su tratamiento, la exigencia económica dependerá del tipo de fractura y la salud de la persona antes del suceso. Cuando una persona con la salud comprometida sufre una fractura, puede llegar a ocasionar que deje de ser autosuficiente o el peor escenario, la muerte. En la Tabla 1.1 se muestran los costes relacionados con distintos tipos de fracturas.

Lugar de la fractura	Costo por año (US dólares)
Fémur	14 805
Cadera	26 856
Húmero	5 567
Pelvis	10 198
Tibia	10 224
Muñeca	2 688

Tabla 1.1. Costos por tipo de fractura (costos al 2003) [6].

Puede ser que las consecuencias de la caída no lleguen a la fractura, pero pueden acarrear otro tipo de problemas como pueden ser:

- Degradación de la salud, que harán a la persona más susceptible a caer nuevamente. Se ha encontrado que caídas recurrentes por lo general desencadenan en una fractura (más característica de cadera) [7].
- Puede generar traumas psicológicos relacionados con el miedo a volver a caer, lo que ocasiona que la persona se sienta insegura y cambie su comportamiento.

1.2. Características de una caída y consideraciones para atenuarla

Se ha podido establecer que existe una fuerte relación entre el tipo de caída, el sexo de la persona y la edad. Por ejemplo, los hombres entre edades de 50-64 años son más propensos a tener una caída hacia enfrente o de lado en comparación con hombres de edades superiores, en los que es más común solo una caída de frente [8].

Otro punto a considerar es la zona o parte del cuerpo que tiene el primer contacto con el suelo, existiendo principalmente dos zonas donde se centran las partes más comunes de contacto. Una son las extremidades superiores caracterizadas por la mano y la segunda es la zona cercana a la cadera. Cada una de ellas está relacionada con la dirección de la caída y tienen una fractura característica. [8, 9]. El primer contacto en una caída de lado por lo general es alrededor de la cadera, cuya fractura característica es de cadera. Por otro lado en una caída hacia adelante el primer contacto sucede en la mano, y da como resultado comúnmente una fractura de radio distal (muñeca), más específicamente una fractura de colles.

La caída se puede dividir en cuatro fases [10], las cuales son:

- Fase de inestabilidad o pérdida del equilibrio
- Fase de descenso
- Fase de impacto
- Fase de post-impacto

Para modificar las fuerzas de impacto se han centrado los desarrollos en dos de estas fases, la fase de descenso y la fase de impacto.

Una de las características de la fase de descenso es que su duración es relativamente mayor a la fase de impacto. Esta fase es lo suficiente prolongada para poder tomar posturas que logren atenuar la fuerza de choque, como puede ser el romper la caída con las extremidades superiores.

Con base en lo dicho anteriormente, se han hecho análisis de formas eficaces de configurar el cuerpo para evitar una fractura, disminuyendo la fuerza de choque [11–14], así como su viabilidad de aplicación en personas de edad avanzada. Sin embargo dado que para romper la

caída se necesitan reflejos rápidos, difícil incluso en personas jóvenes, esto no puede ser una alternativa para personas de edad avanzada [15].

Por la dificultad para lograr atenuar la fuerza con una técnica entrenada, además de que el tratar de romper el impacto con las extremidades superiores es un acción de riesgo-beneficio ya que se incrementan las posibilidades de una fractura en la muñeca, se ha analizado el atacar la tercera fase de la caída, el impacto. En el impacto la intervención de la persona no es posible por la corta duración del evento. La forma de atenuar las fuerzas ocurridas en el impacto es lograr que la superficie sobre la que hace contacto el cuerpo logre absorber o disipar parte de la energía, de esta manera se han establecido dos alternativas, los protectores de cadera y los pisos de seguridad.

1.2.1. Atenuación de las fuerzas generadas en el impacto

1.2.1.1. Protectores de cadera

Una zona de fractura relacionada con una mayor degradación de la salud y mortalidad es la cadera, por lo que se han diseñado recubrimientos de distintos materiales y configuraciones para esta área. La mayoría de los diseños se centran en el trocánter mayor, el cual es la parte del fémur donde se hace el primer contacto (Fig. 1.2); cuyo impacto se ha demostrado está íntimamente relacionado con una fractura de cadera [16].



Figura 1.2. Protector de cadera.

Las configuraciones de protectores se dividen en dos principios, los que absorben parte del impacto en la zona de contacto y los que la distribuyen en los alrededores. Se ha demostrado que estos son capaces de absorber y atenuar parte del impacto [17, 18], por lo que pueden ser eficaces en la prevención de fracturas de cadera.

La utilización de los protectores sufre de varios inconvenientes, los cuales se describen a continuación:

- El cumplimiento de las personas en su utilización, dado que por lo general resulta incómodo su uso y por consiguiente no son usados frecuentemente por los pacientes.
- El beneficio de la atenuación sobre la fuerza de impacto depende del posicionamiento exacto, debido a que un desplazamiento de este de su posición de diseño ocasiona una disminución en el rendimiento de la protección [19].

- La zona de protección solo se limita a la cadera, dejando vulnerables otras zonas.

Debido a los anteriores inconvenientes, el uso de protectores de cadera deja muy comprometida la integridad física, hecho por el que se han evaluado otras opciones, como lo es el uso de pisos como superficie de atenuación.

1.2.1.2. Pisos de seguridad

Esta medida cumple con varias de las limitaciones que tienen los protectores de cadera, son de uso pasivo, no es necesario el cumplimiento de la persona y pueden expandir su uso a cualquier parte del cuerpo que impacte.

En un inicio estos fueron pensados para su uso en zonas de juego infantiles, pero su utilización se ha extendido a lugares enfocados al cuidado de personas de la tercera edad. Por lo general los pisos se colocan en zonas donde se concentran la mayor cantidad de caídas como en la sala de estar. Se ha probado su uso y capacidad para disminuir la incidencia de fracturas en asilos, demostrando su efectividad en la prevención de fracturas [20].

Para que un piso pueda ser usado debe de cumplir con dos puntos [21]:

- Debe de ser capaz de atenuar la fuerza de impacto en una caída para evitar una herida de gravedad.
- No deben de afectar negativamente el equilibrio de la persona.

Para cumplir las anteriores características existen en el mercado pisos de doble rigidez (Fig. 1.3), los cuales tienen una superficie rígida y una capa inferior plegable. La intención es que la capa superior proporcione apoyo como un piso regular en el que las deflexiones superficiales del suelo sean las mínimas, de no ser así solo incrementarían la incidencia de caídas; mientras que la zona inferior actúa como un amortiguador cuando la energía del impacto es tal que hace que se venza la parte inferior del piso.

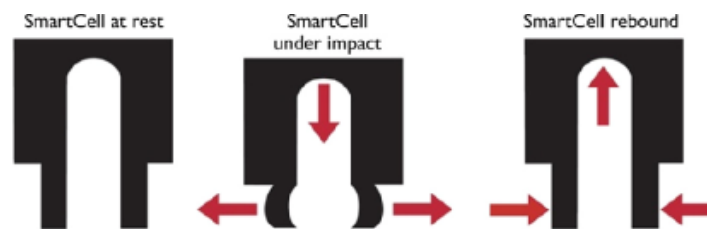


Figura 1.3. Esquema de un piso de doble rigidez [20].

Los beneficios que ofrece este tipo de tecnología frente a las demás herramientas para evitar la fractura han hecho que se desarrollen pisos enfocados a este objetivo en particular [22, 23]. Además se ha hecho cada vez mas común el analizar las características de los pisos que existen en el mercado y su relación con la capacidad de atenuar el impacto [21], para de esta manera plantear nuevos diseños con base en las características que prometen una mayor eficacia. Los resultados han demostrado que su utilización es una mejor medida de prevención contra la fractura en personas de edad avanzada, comparadas con el uso de medicamentos para fortificar la estructura ósea y los protectores de cadera. Sin embargo, para asegurar la integridad física

de las personas se tienen que desarrollar prototipos que absorban cada vez mas energía y cubrir umbrales mas grandes de las personas que son protegidas.

1.3. Pisos de protección en el mercado

Existe en el mercado varios tipos de pisos de protección, siendo los más habituales las superficies de espuma utilizadas en deportes, en los que las caídas son muy regulares, como lo son las artes marciales o la gimnasia (Fig. 1.4). La utilización de estos suelos en lugares de actividad cotidiana es inviable debido a que representan una mayor dificultad para caminar. Esto afecta más en personas en las edades antes mencionadas, en las que el deterioro de la capacidad motora es considerable. También es importante mencionar que estos pisos son propensos aun rápido desgaste.



Figura 1.4. Piso de protección usado en áreas deportivas.

Los pisos con una aplicación aceptable en el uso normal son los antes mencionados pisos de doble rigidez, en los cuales la rigidez del piso cambia cuando se enfrenta a las cargas relacionadas con una caída. Pisos con estas características se han ido desarrollando durante cerca de 20 años, siendo uno de los primeros pisos viables el elaborado por Streit et al. [24] (Fig. 1.5). En este piso se aprovechan los 2 distintos momentos de inercia de las columnas que soportan la parte superior del suelo, colocando cada columna ortogonalmente a sus vecinos adyacentes para dar estabilidad en las dos direcciones de la columna, las que corresponden a cada momento de inercia. Este diseño se dice soporta el peso de un sujeto antes del impacto, pero cede para atenuar durante el choque.

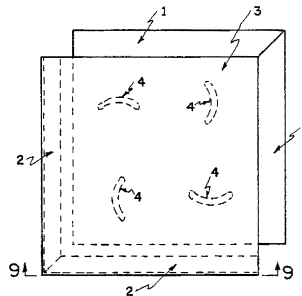


Figura 1.5. Ejemplo de los primeros pisos de doble rigidez [24].

Algunos de los pisos más recientes y que se encuentran accesibles actualmente, son los pisos creados por Scott y Betteridge (Fig. 1.6) [25, 26], los cuales están constituidos de columnas

circulares con un vacío en el centro. Este suelo se basa en una mayor rigidez en la parte superior de las columnas, las cuales hacen la función de un soporte rígido durante el caminado. Por otra parte, posee una parte inferior de menor rigidez que se vence cuando ocurre la caída, absorbiendo una porción de la energía del impacto convirtiéndola en energía de deformación.

En este diseño se pueden añadir puentes como unión entre columnas, lo que resulta en mayor estabilidad cuando están sujetos a condiciones de carga normales, como lo es el caminado. Cabe destacar su porcentaje de reducción en la fuerza de impacto en la cadera, siendo de 10-60 %, el cual dependerá del espesor del suelo y el peso de la persona.

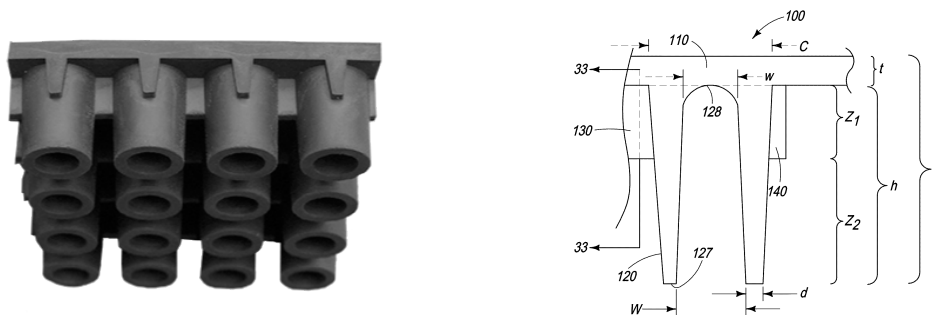


Figura 1.6. Pisos desarrollados por SmartCells [26].

Ovaert [27] y SorbaSHOCK [28] desarrollaron otro tipo de suelo (Fig. 1.7), el cual consta de dos tipos de columnas. Las primeras funcionan como la parte rígida en condiciones normales y se vencen en la caída. Las segundas son de menor longitud y sirven de protección para evitar excesos de deformación que deterioren el suelo. Por último se aplica un núcleo de espuma entre las columnas para atenuar una mayor cantidad de energía.

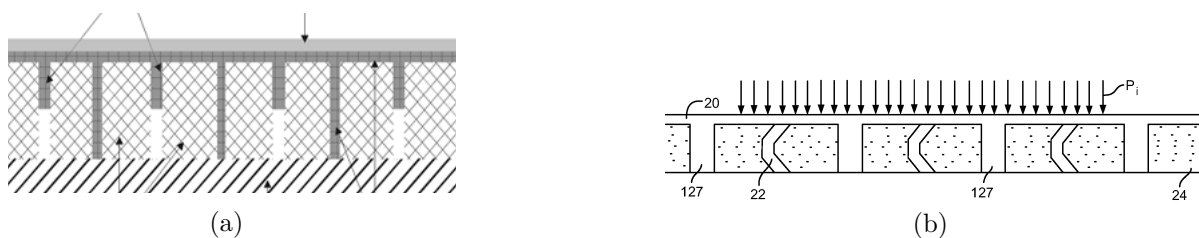


Figura 1.7. Pisos desarrollados por SorbaSHOCK [28]. (a) Estructura del piso, (b) Estructura deformada en el impacto.

SorbaSHOCK ha continuado promoviendo nuevas variantes de pisos, como las diseñadas por Simonson y Michael [29]. En esta patente se muestran muchos tipos de columnas como las que se muestran en la Fig. 1.8.

Estos pisos añaden a sus características el uso de retardadores de flama o elementos antimicrobianos, así como múltiples tipos de núcleos además de los hechos de espuma. Entre algunas variantes esta un núcleo de gas comprimido como nitrógeno o gel viscoso, además de la posibilidad de poder colocar dos tipos de materiales con diferente rigidez en el núcleo.

Además, en la misma patente se aborda el tema de los valores de presión de pandeo dinámica (impacto) y estática (caminado normal) deseables en el suelo, señalando la importancia del valor

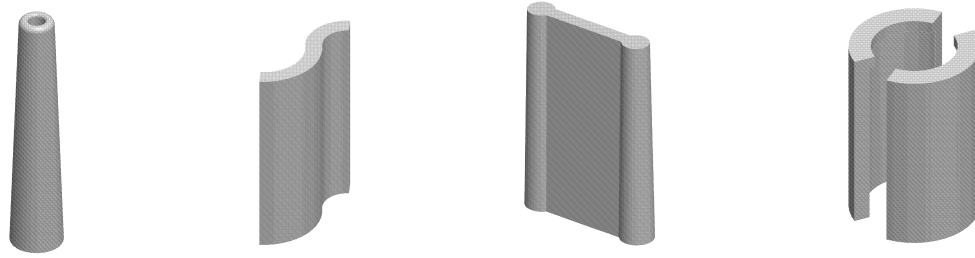


Figura 1.8. Variantes de columnas de soporte [29].

estático para permitir el uso más normal del piso, pudiendo colocar sobre el distintos tipos de muebles como lo pueden ser escritorios o camas. Los valores de presión de pandeo crítico dinámico que ellos establecen son de 10-80 psi y estático de 60-300 psi, los cuales evaluaron experimentalmente.

Los valores de atenuación de fuerza de estos pisos fueron obtenidos de manera experimental, dejando caer una esfera de 20 kg desde una altura de 0.35 m; siendo sus valores de atenuación de hasta 90 %.

1.4. Pisos con validación por medio de Elemento Finito

La estructura del piso mostrada en la Fig. 1.9(a) [23] muestra un diseño de columnas rectangulares, en los que cada columna es ortogonal a sus vecinos adyacentes. El análisis de atenuación de la fuerza de impacto se corroboró con dos pruebas. Una prueba experimental, en la que se simuló la caída de lado sobre el trocánter mayor con la ayuda de una cadera antropomórfica sustituta. La segunda prueba se efectuó por medio de elemento finito, en la cual se usó el software MARC para simular la caída y encontrar la fuerza máxima ocurrida durante el contacto.

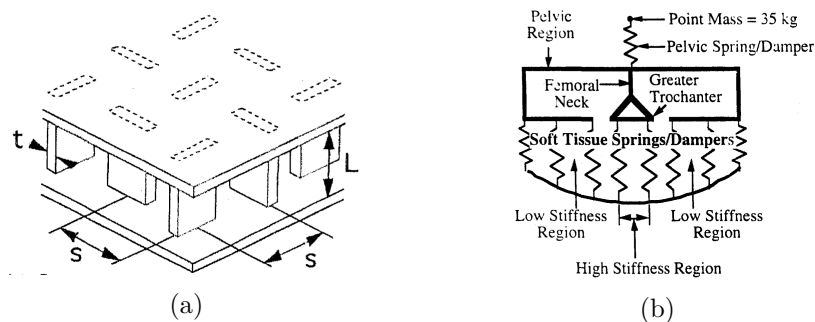


Figura 1.9. Estructura del piso y modelo de la cadera [23]. (a) Estructura del piso, (b) Modelo de la cadera.

El modelo mostrado en la Fig. 1.9(b) se usó para simular la articulación de la cadera. La máxima reducción de la fuerza de impacto de los modelos de pisos desarrollados fue de 15.2 %. En los diferentes pisos se consideró la misma estructura, pero los valores de L , t y s fueron variados.

Un segundo piso desarrollado y validado mediante FEM es el mostrado en la Fig. 1.10(a), el cual fue desarrollado por Dahlgren [30]. Este se basa en columnas circulares, cuyas propiedades geométricas se muestran en la Fig. 1.10(b).

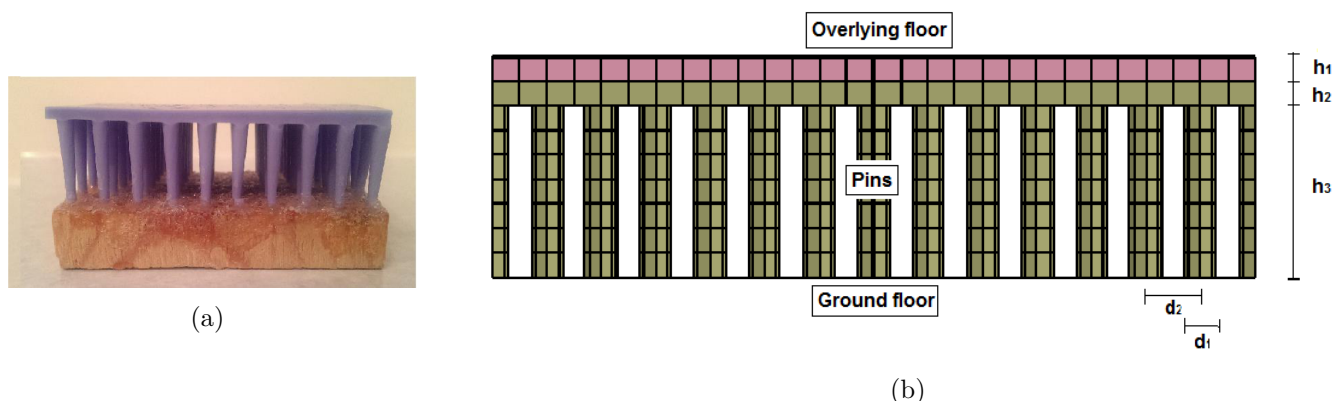


Figura 1.10. Piso desarrollado por Dahlgren [30]. (a) Estructura del piso, (b) Propiedades geométricas.

Para las distintas variantes de suelos desarrollados, h_1 , h_2 y d_2 se mantuvieron constantes con valores de 2 mm, 2 mm y 5 mm respectivamente. Los parámetros que se variaron para generar los diferentes pisos fueron h_3 con valores de 10mm, 14mm y 20mm; así como d_1 con dos valores de diámetros, 2 mm y 3 mm.

El análisis de elemento finito se hizo por medio del software LS-DYNA, en el cual para simular el impacto se utilizó un modelo de cuerpo completo (THUMS) desarrollado por Toyota Motors (Fig. 1.11). Este fue modificado para adaptarse al peso de una mujer de entre 75-84 años y de bajo peso (60.7 kg), además de adaptárseles los materiales y contactos de la zona de la articulación de la cadera.

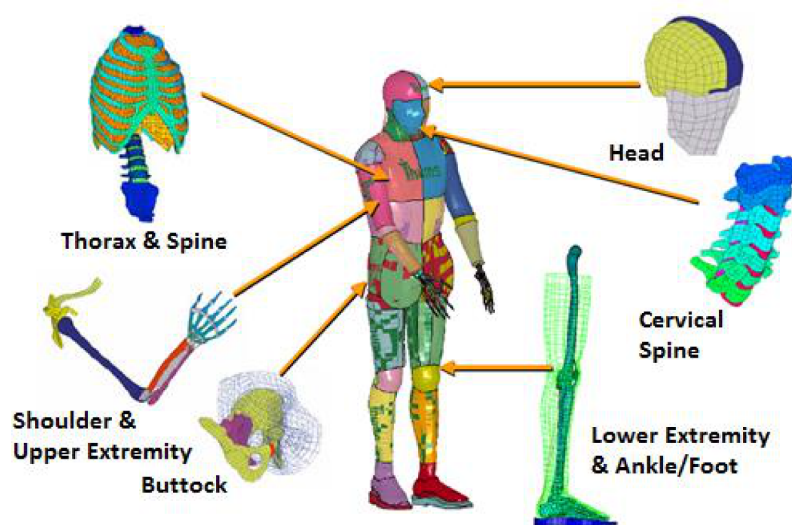


Figura 1.11. Modelo del cuerpo humano [30].

La capa superior del suelo se modeló como un material elástico, la parte intermedia constituida en su mayoría por columnas circulares como un material hyperelástico Mooney-Rivlin y la parte inferior como una parte rígida.

El máximo porcentaje de atenuación obtenido durante las simulaciones fue de 33 % con una altura del piso de 22 mm.

1.5. Conclusiones

Con el fin de evitar la existencia de lesiones de gravedad durante una caída es necesario el atenuar las fuerzas ocurridas en el impacto. Para lograr lo anterior, se optará por el diseño de un piso de atenuación debido a que presenta características deseables comparado con las otras alternativas presentadas. Principalmente el piso de atenuación permite la protección de cualquier zona de cuerpo, así como no necesita una disposición de uso de la persona.

En cuanto al diseño del piso, se plantean varias cualidades o características que se pueden analizar para que pueda ser aplicable para la prevención de fracturas, las cuales se presentan en la Tabla 1.2, estas están basadas en los pisos mostrados anteriormente.

Característica	Función o ventaja
Columna de protección	Esta podría ser de utilidad para evitar que las columnas encargadas del amortiguamiento lleguen a tener una importante deformación que disminuiría la vida útil del piso.
Uso de columnas ortogonales a las adyacentes	Esto podría servir para darle mayor estabilidad al suelo durante el uso cotidiano.
Material de relleno entre columnas	Ayudaría a tener una superficie que sirva de apoyo a la columna para amortiguar la fuerza de impacto.
Puentes entre columnas	Ayudarían a dar soporte a la parte superior del piso.
Uso de retardadores de flama	No sean propensos a propagar incendios.
Agentes anti-microbianos	Este tipo de suelos estarán colocados en lugares para gentes mayores que son propensos a enfermedades, por lo que este tipo de aditivos sería deseable.

Tabla 1.2. Consideraciones en el diseño de un piso de seguridad.

Algo a notar es que la mayoría de los pisos mostrados anteriormente solo centran su eficacia en un porcentaje de reducción de la fuerza de impacto. Siendo algo de importancia el evaluar este valor de atenuación con base en los requerimientos para evitar daños a la persona. Para esto en el siguiente capítulo se tratarán de encontrar los requerimientos que debe cumplir un piso de seguridad. Esto estableciendo una relación entre la fuerza de impacto ocurrida en la caída y la capacidad del cuerpo para sufrir un daño considerable, que en este caso es representado como la existencia de una fractura.

CAPÍTULO 2

Determinación del tipo de fractura a estudiarse y de los parámetros que determinan su existencia

Como se mencionó en el capítulo pasado, la caída puede dividirse en cuatro fases, inestabilidad, descenso, impacto y post-impacto. Las dos fases primordiales en determinar si sucede la fractura y a la vez el lugar donde sucede, son la fase de descenso y el impacto. La primera determina la configuración del cuerpo al impactar con el suelo, y la velocidad antes del contacto inicial, al mismo tiempo esta configuración determina la porción de masa corporal que influye en el choque. La fase de impacto se centra en las propiedades de las zonas de contacto para determinar las fuerzas máximas alcanzadas en el fenómeno y las capacidades de resistencia del hueso, donde la densidad del hueso es un punto importante a considerar.

En el presente capítulo se discutirán las características que hacen que una caída desencadene en una fractura. Para esto se determinará el tipo de fractura a tratar y los distintos factores involucrados en esta, como la velocidad de impacto, resistencia de la estructura ósea para evitar la fractura y la fuerza de impacto máxima alcanzada en el fenómeno. Todo lo anterior centrándose a la población mas susceptible en la que suceda la fractura y con mayor severidad, lo cual corresponde a mujeres de edad avanzada (60-69 años). Al final del capítulo se tendrán las características de la caída seleccionada, las cuales serán empleadas en la realización de un modelo de impacto MEF, con el cual se pueda determinar la existencia de la fractura.

2.1. Datos antropométricos

La masa y altura características de personas de edad avanzada son necesarias para su utilización en la determinación de la fuerza de impacto. Estos datos son extraídos de la más importante encuesta de salud de los Estados Unidos NHANES, en específico se obtuvieron de la versión NHANES III [31]. En esta se buscaron los valores correspondientes a mujeres y hombres caucásicos debido a que son las más propensos a fracturas, con una edad correspondiente a 60-69 años. Los valores obtenidos son:

Mujeres.

- Masa = 70.7 kg.
- Altura= 1.607 m.

Hombres.

- Masa = 84.3 kg.
- Altura= 1.75 m.

2.2. Fuerza máxima permisible para una fractura

Para poder encontrar los requerimientos sobre la fuerza que debe atenuar la estructura a ser diseñada, primero se debe saber el tipo de fractura que se analizará, a la cual le corresponderá una determinada fuerza máxima permisible que la estructura ósea puede resistir antes de la falla.

Para seleccionar el tipo de fractura a evaluar, se plantearon 4 factores de interés:

- Incidencia del tipo de fractura ocasionada por una caída.
- La degradación de la salud y mortalidad relacionada con el tipo de fractura.
- La fuerza de impacto máxima (F_{imp}) que se alcanza cuando este sucede dependiendo de la zona de impacto.
- La fuerza que puede resistir la estructura ósea antes de la fractura (F_{frac}).

Las fracturas de mayor incidencia en los adultos mayores son la fractura de muñeca (radio distal), así como de cadera; con un orden de incidencia superior en mujeres [4, 5, 32, 33]. De los dos tipos de fractura la que está más asociada con una degradación de la salud y mortalidad importante es la fractura de cadera. Sin embargo, de los dos tipos de fractura se hará un análisis sobre las fuerzas de impacto y las fuerzas requeridas para la fractura de estas estructuras óseas.

2.2.1. Fuerza de impacto

Para obtener la fuerza de impacto que ocurre en el contacto se tiene como limitante principal la viabilidad ética de la realización de pruebas experimentales a una altura realista, y más aún con personas de la tercera edad. Algunas de las alternativas para la obtención de estos parámetros son el realizar caídas controladas a una altura reducida para evitar daño en la zona de contacto. También es posible realizar modelos biomecánicos tan sencillos como los que constan de dos eslabones; hasta los que conllevan gran cantidad de estos para caracterizar las partes del cuerpo que dominan los movimientos en el descenso.

Los factores que actúan sobre la fuerza de impacto son:

- La configuración del cuerpo durante la caída, la cual tiene consecuencia sobre la velocidad de cada parte del cuerpo en el impacto.

- Las características mecánicas de las partes de contacto, tales como la rigidez de determinada parte del cuerpo, así como también la capacidad de amortiguamiento de los tejidos blandos.

2.2.1.1. Cadera

La dinámica de la caída es muy complicada, debido a la complejidad en la estructura del cuerpo humano y al gran número de grados de libertad necesarios para representar todos los movimientos del cuerpo.

Fase de descenso

En esta fase es común el modelamiento con eslabones, cuyo número variará con base en la parte del cuerpo que representa cada uno de estos, así como del tipo de articulación entre ellos. En la Tabla 2.1 se detallan algunos de los modelos hechos para caracterizar la fase de descenso; se describe el número de eslabones para reproducir el cuerpo, el tipo de junta para representar el movimiento del cuerpo y algunas especificaciones entre las que destaca la manera como se obtienen los datos antropométricos que son usados en los modelos.

Trabajo	N° de eslabones	Articulación	Especificaciones
Van den Kroonenberg et al. [34]. Fig. 2.1 (a-c)	1	1 GL ^a en la base	Los datos antropométricos, tales como la altura y el peso de cada parte del cuerpo fueron tomados de una base de datos de la fuerza aérea estadounidense.
	2 (Piernas y tronco)	1 GL en la base y cadera	
	3 (Pierna hasta la rodilla, muslo y tronco)	1 GL en la base y rodilla y 2 GL en la cadera	
Lo y Ashton-Miller [35]. Fig. 2.1(d)	11 (Pierna hasta la rodilla, los muslos, pelvis, tronco, cabeza, brazos y antebrazos)	1 GL en rodilla, cuello y codo 2 GL en cadera y hombro 3 GL en la cadera	Se simularon varias configuraciones del cuerpo durante la caída, delimitando los ángulos de las juntas. Los datos de los eslabones se obtuvieron de datos antropométricos de hombres jóvenes.
Luo et al. [36] y Sarvi et al. [37]	3 (Pierna hasta la rodilla, muslo y tronco)	1 GL en la base y rodilla y 2 GL en la cadera	Es la misma configuración que en [34], pero los parámetros de cada eslabón se obtienen de un sujeto de prueba por medio de absorciometría con rayos X de doble energía (DXA), en la que a partir de la densidad de la imagen se obtiene la masa (Fig 2.2), y los resultados se corroboran con caídas controladas.

^aGrados de libertad.

Tabla 2.1. Modelos mecánicos desarrollados para la fase de descenso.

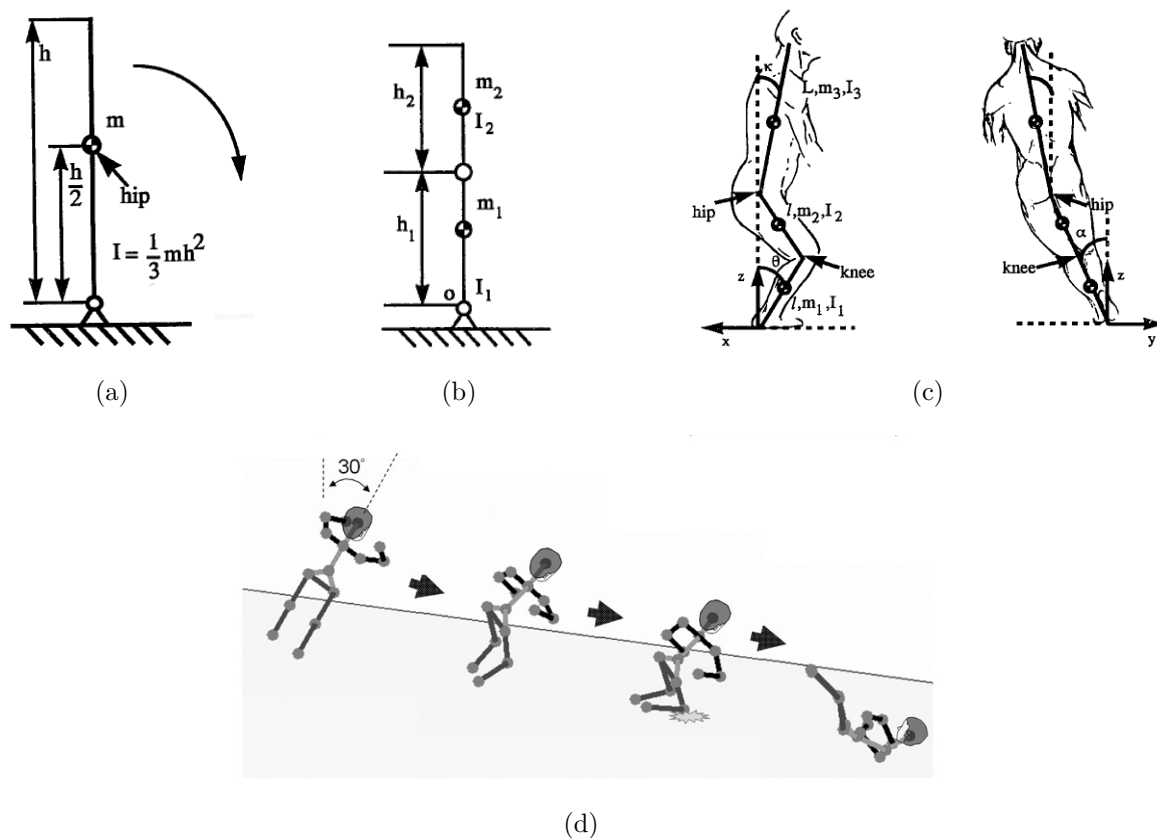


Figura 2.1. Modelos mecánicos en la fase de descenso [34, 35]. (a) 1 eslabón, (b) 2 eslabones, (c) 3 eslabones y (d) 11 eslabones.

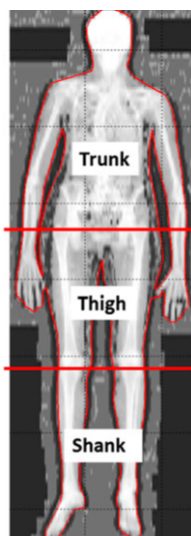


Figura 2.2. Obtención de la masa de cada eslabón por absorciometría con rayos X de doble energía (DXA) [36].

Algunas de las alternativas y a la vez complemento a los modelos anteriores son las caídas controladas de adultos jóvenes, de las cuales se pueden obtener parámetros como lo son la velocidad en la parte del cuerpo de contacto en el choque, además de obtener la configuración de la persona durante la fase de descenso, el cual servirá como base para los modelos de eslabones antes vistos. Van den Kroonenberg et al. [15] y Nankaku et al. [38] hicieron caídas controladas con jóvenes atletas, los cuales caían sobre una superficie de atenuación (Fig.2.3). El valor de la velocidad se obtuvo al seguir la trayectoria de los marcadores que se colocaron principalmente en la zona del trocánter mayor, cuya velocidad media antes del momento del impacto es de 3.17 m/s.

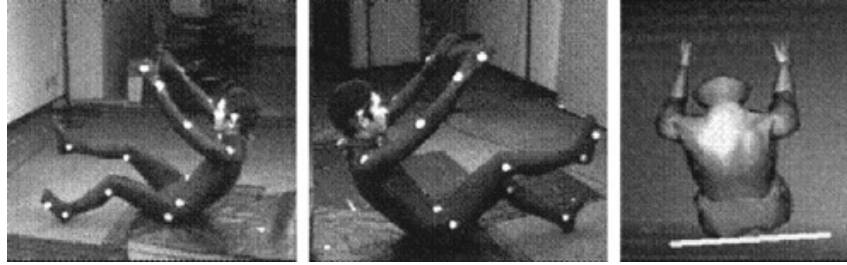


Figura 2.3. Imagen de una caída controlada [38].

Fase de impacto

El modelo más representativo para la fase de contacto es el de un sistema de masa-resorte, el cual se muestra en la Fig 2.4, donde m es la masa efectiva; la cual representa la parte del cuerpo que tiene contribución a la fuerza de impacto y k es la rigidez efectiva de la zona de la cadera. Por lo general los parámetros de velocidad y masa efectiva son tomados de los modelos de la fase de descenso. La F_{imp} está dada por:

$$F_{imp} = kx_{max} \quad (2.1)$$

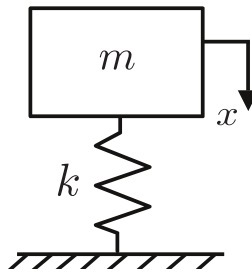


Figura 2.4. Sistema masa-resorte.

La obtención de la constante de rigidez, se hace por medio de pruebas de liberación de pelvis, mediante dos técnicas:

- **Relación Fuerza de Impacto-Deformación de la pelvis** (Fig. 2.5) [39, 40].
Mediante un video tomado en el impacto se obtienen las posiciones de los marcadores que

se colocaron en el trocánter mayor y la placa de fuerza. A partir de estas se calcula la deformación como la diferencia de la anchura de la pelvis en el inicio del impacto y el momento en que ocurre la fuerza máxima. Tomando los datos de diferentes pruebas se hace una aproximación de primer y segundo orden mediante mínimos cuadrados en relación a la fuerza de impacto-deformación. Obtenida la función de la curva se deriva para obtener el valor de la rigidez.

- **Relación Fuerza de Impacto-Tiempo** (Fig. 2.6) [39–41]. Esta fue medida a través de una plataforma de fuerza, y de la curva se obtuvieron los valores de máxima fuerza de impacto y el tiempo en que esta ocurre (T_{max}, F_{max}), y fuerza mínima (T_{min}, F_{min}). Con estos valores se obtiene el periodo de oscilación $T = 2(T_{min} - T_{max})$, para obtener la frecuencia natural como $\omega_n = 2\pi/T$. Finalmente se evalúa la rigidez efectiva como $K = \omega_n^2 m$, donde m es la masa efectiva. Una variación de este método es la utilización de la posición vertical de la cadera por medio de los marcadores colocados para obtener una curva parecida a la anterior [36].

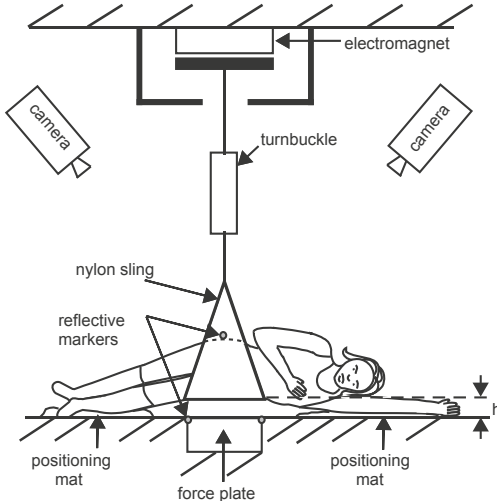


Figura 2.5. Pruebas de liberación de pelvis para cuantificar la rigidez [40].

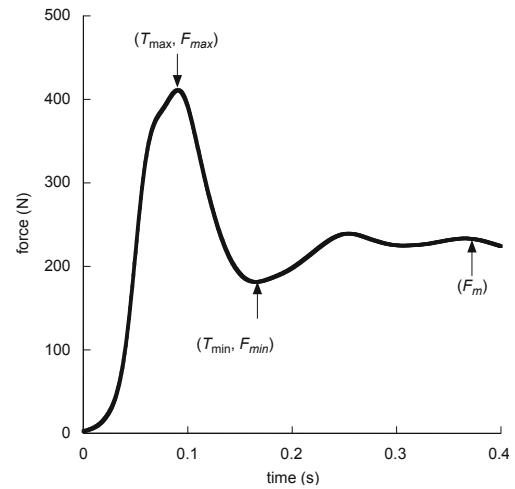


Figura 2.6. Gráfica de fuerza de impacto-tiempo tomada de la plataforma de fuerza [40].

También se plantearon otros modelos que varían en el grado de complejidad para tratar de caracterizar con mayor exactitud el impacto sobre la cadera. Algunos de estos son el modelo Voigt, Maxwell y el modelo estándar sólido viscoelástico (Fig.2.7); aunque se observó que el uso de estos modelos comparados con el modelo masa-resorte no significó una mejor predicción de la F_{imp} [42]. Además cabe mencionar que mediante experimentos de liberación de pelvis, se encontró un bajo coeficiente de amortiguamiento (cercano a 0.2), por lo que la caracterización de la fuerza sobre la cadera al momento del impacto depende mayormente de la rigidez [34, 41].

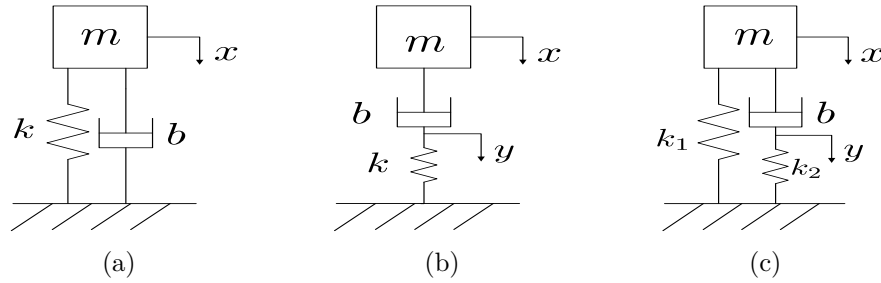


Figura 2.7. Otros modelos de impacto en la cadera. (a) Voigt, (b) Maxwell y (c) Estándar sólido viscoelástico.

Con base en las técnicas descritas anteriormente, en la Tabla 2.2 se muestran algunas aproximaciones a la F_{imp} , así como varias especificaciones de cómo fueron determinadas estas fuerzas.

Trabajo	Aproximación de F_{imp}	Especificaciones
Robinovitch et al. [41]	5600 N	Se utilizó un modelo de impacto masa-resorte-amortiguador. Los datos de rigidez y amortiguamiento se obtuvieron con base en caídas controladas. La masa fue tomada a partir de la fuerza final de la plataforma de fuerza. La velocidad de impacto se calculó como una caída libre sin tomar en cuenta la influencia de las extremidades.
Robinovitch et al. [43]	$3560 \text{ N} \pm 950 \text{ N}$	El modelo de impacto se extendió para analizar la influencia de las extremidades superiores e inferiores. El modelo de las extremidades corresponde a uno de masa-resorte-amortiguador, y la parte de la cadera utilizó el mismo modelo. La obtención de parámetros se realizó a través de caídas controladas a varias configuraciones. La velocidad de impacto fue tomada como de 3 m/s para la aproximación a la fuerza de impacto.
Lo y Ashton-Miller [35]	5574 N	El modelo de descenso es una cadena de 11 eslabones. Para la fase de impacto, el suelo se modeló como un resorte-amortiguador. Se obtuvieron de datos antropométricos de adultos jóvenes.
Nankaku et al. [38]	$2251.6 \text{ N} \pm 442.4 \text{ N}$	La fuerza se obtuvo mediante la medición de una plataforma de fuerza durante caídas controladas a una altura real, pero sobre una superficie de atenuación.
Van den Kroonenberg et al. [34].	5140 N	Modelo de 2 eslabones, en el cual se modificó el ángulo de inclinación del tronco. Modelo de impacto masa-resorte-amortiguador. Datos antropométricos de mujeres de la fuerza área de los EU.
	4790 N	Cadena cinemática en el descenso de 3 eslabones. Modelo de impacto masa-resorte-amortiguador. Datos antropométricos de mujeres de la fuerza área de los EU.

Tabla 2.2. Aproximaciones a la F_{imp} en la cadera.

Cabe destacar que la fuerza propuesta por Nankaku et al. [38] es significativamente menor probablemente debido a que la medición fue comprometida por la superficie de atenuación colocada sobre la plataforma de fuerza. Apartando este valor, y promediando los demás valores se pudo obtener una fuerza de impacto de 4930 N sobre la cadera. Es importante comentar que se debe ser cuidadoso con los parámetros usados para estimar estas aproximaciones, ya que muchos no mencionan exactamente los datos antropométricos o en su caso no corresponden exactamente a los de una persona de edad avanzada.

Debido a lo anterior, se procedió a analizar diversas fórmulas para calcular la F_{imp} , las cuales fueron hechas con base en los trabajos mencionados en la Tabla 2.2. La ec. 2.2 representa la fórmula de aproximación desarrollada por Van den Kroonenberg et al. [34].

$$F_{imp} = \sqrt{2ghmk} \quad (2.2)$$

Siendo h la altura del centro de masa de la persona al inicio de la caída, tomada como 0.51 veces la altura total de la persona en metros, m es la masa efectiva en kg, que se puede tomar aproximadamente como de 0.37 veces la masa corporal total [34], y k es la constante de rigidez con valores aproximados de 71 060 N/m para las mujeres y 90 440 N/m para hombres [41].

También se encontró la siguiente aproximación [44]:

$$F_{imp} = 8.25w \left(\frac{h}{170} \right)^{1/2} \quad (2.3)$$

donde h es la altura del individuo en centímetros, w es el peso del cuerpo de la persona en Newtons.

Por último se pueden añadir las fórmulas desarrolladas por Luo et al. [36]. Con la ec. 2.4 se trató de relacionar una mayor cantidad de variables para mejorar la exactitud de la aproximación a la fuerza de impacto. Esta ecuación no resulta en una gran mejora comparada con la ec. 2.5, en la que solo intervienen la masa y altura de la persona.

$$F_{imp} = -9722.27 + 113.56IMC + 89.54h - 24.68w - 86.57h_c + 1512.48v \quad (2.4)$$

$$F_{imp} = -894.78 + 24.28h + 25.4w \quad (2.5)$$

Donde IMC es el índice de masa corporal, h la altura de la persona en cm, w es la masa en kg, h_c es la altura al centro de masa en cm y v es la velocidad de la cadera en el momento del impacto en m/s.

Aunado a lo anterior se puede añadir la atenuación de los tejidos blandos que rodean el área de impacto. La capacidad de atenuación de los tejidos blandos propuesta por Robinovitch et al. [45] fue aproximada a 71 N por cada 1 mm de espesor en el tejido blando (STT). La cual es usada como se muestra en las siguientes ecuaciones:

$$F_{imp} = \sqrt{2ghmk} - 71 STT \quad (2.6)$$

$$F_{imp} = 8.25 w \left(\frac{h}{170} \right)^{1/2} - 71 STT \quad (2.7)$$

$$F_{imp} = -9722.27 + 113.56 IMC + 89.54 h - 24.68 w - 86.57 h_c + 1512.48 v - 71 STT \quad (2.8)$$

$$F_{imp} = -894.78 + 24.28 h + 25.4 w - 71 STT \quad (2.9)$$

Para analizar el uso adecuado de este valor de atenuación es importante señalar que la carga aplicada y la resistencia deben ser consideradas en la misma zona. Por lo anterior no es posible relacionar la F_{imp} y la F_{frac} , debido a que la primera es considerada en la interfaz entre tejido blando y piso, y la segunda corresponde a la medición en el trocánter mayor como se verá más adelante en este mismo capítulo. Debido a lo anterior, se esperaría que estas dos fuerzas difieran.

Para obtener el valor de atenuación proporcionado por los tejidos blandos se debe evaluar cual es la porción de la F_{imp} que recibe el fémur (trocánter mayor). Además se debe tener en mente que la misma F_{imp} también varía con respecto al espesor de los tejidos blandos.

En este punto se puede aclarar el uso del valor de atenuación de 71 N/mm descrito anteriormente. Esta fue obtenida experimentalmente mediante la medición de la fuerza recibida por el fémur variando el espesor de tejidos blandos. Debido a esto, este valor de atenuación incluye el efecto del espesor sobre el valor de F_{imp} , así como el efecto de este en la porción de F_{imp} que finalmente recibe el fémur. Como se verá más adelante, en nuestro caso fue necesario el obtener estos dos efectos del espesor por separado.

Para analizar la validez de las fórmulas antes descritas, estas se evaluaron con los parámetros antropométricos de la sección 2.1, los cuales corresponden a datos de personas de edad avanzada. Las aproximaciones se muestran en la Tabla 2.3, las cuales no consideran la atenuación del tejido blando. Además cabe mencionar que la ec. 2.4 no fue utilizada.

Fórmula (N)	Aproximación de la F_{imp}	
	Mujer	Hombre
$F_{imp} = \sqrt{2ghmk}$	5467	7028
$F_{imp} = 8.25w \left(\frac{h}{170}\right)^{1/2}$	5563	6922
$F_{imp} = -894.78 + 24.28 h + 25.4 w$	4802	5495
Promedio	5277	6482

Tabla 2.3. Aproximación a la F_{imp} mediante fórmulas.

Finalmente, la fuerza de impacto se consideró como el valor promedio de las aproximaciones a la fuerza de impacto en mujeres, debido a que estas son mas propensas a sufrir una caída, así como a sufrir una fractura. Por lo que el valor de F_{imp} tomado es de 5277 N, que también es cercano a la fuerza promedio de la Tabla 2.2 (4930 N, la cual no está enfocada en personas de edad avanzada).

2.2.1.2. Muñeca

En este caso la configuración de la caída que provoca este tipo de fractura está bien definida, la cual es una caída hacia adelante con los brazos extendidos para tratar de romper el impacto y las piernas tienen inclinación horizontal (Fig. 2.8). Existen diferentes formas para caracterizar la fuerza provocada en este tipo de caídas, entre las que se encuentran caídas controladas a una altura cercana a la real pero con adultos jóvenes cuya fuerza es medida por una plataforma de fuerza. Otra alternativa es el uso de caídas a alturas reducidas para caracterizar un modelo de

impacto y extrapolar los resultados a una altura real.

DeGoede y Ashton-Miller [46] hicieron experimentos de caídas a alturas casi reales con adultos jóvenes que tuvieran buena condición física. Estos jóvenes fueron orientados a caer bajo varias condiciones, entre las que destaca el caer de forma más natural posible. Los sujetos de prueba cayeron con las manos sobre una plataforma de fuerza cubierta por 2.4 cm de espuma como elemento de protección, y fueron sostenidos antes del descenso con correas de manera que esta sostuviera aproximadamente el 30 % del peso corporal (Fig 2.9). La máxima F_{imp} obtenida fue de 1021 ± 161 N, definida por la primera mano en hacer el contacto.

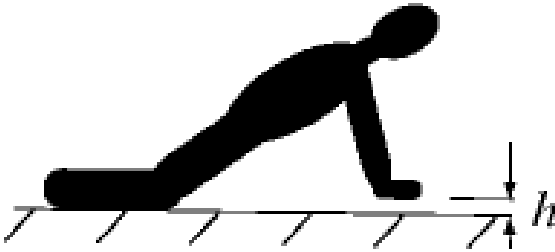


Figura 2.8. Pruebas de caídas con impacto en las manos a una altura reducida [47].

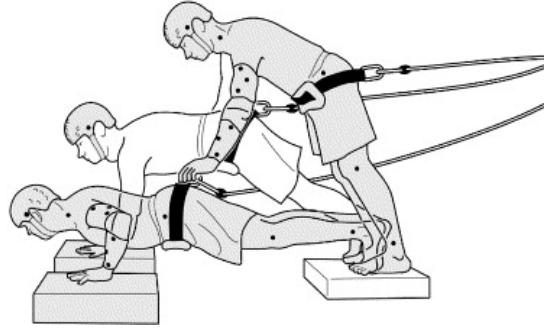


Figura 2.9. Pruebas de caídas con impacto en las manos a una altura cercana a la real [46].

Chiu y Robinovitch [47] optaron por un modelo de impacto en el que se integra la masa, rigidez y amortiguamiento de la parte del tronco y las extremidades superiores en serie (Fig. 2.10).

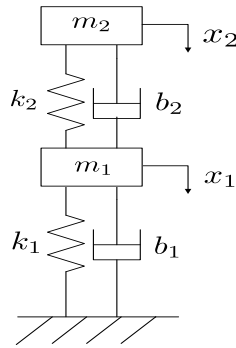


Figura 2.10. Modelo de impacto sobre las manos [47].

La obtención de los parámetros se obtuvieron mediante 2 pruebas semejantes a la mostrada en la Fig. 2.8. La primera consistía en mantener el tronco sujeto durante la prueba y caracterizar solo las propiedades del brazo en el impacto, el cual se levantaba y se dejaba caer sobre una plataforma de fuerza como en los experimentos de liberación de pelvis, para caracterizar la rigidez y el amortiguamiento de esta parte sin la contribución del tronco. La segunda prueba consistía en una liberación del tronco y los brazos, los cuales eran soportados por correas antes del impacto, para la obtención de los parámetros del tronco se consideró despreciable la

contribución de la rigidez y amortiguamiento de los brazos. Posteriormente, extrapolando la F_{imp} a la altura de una caída real, el valor resultante es de 2.57 kN sobre un brazo.

El valor a considerarse para la F_{imp} será el de 2.57 kN, debido a que la primera aproximación no es confiable por el elemento de atenuación entre las superficies de impacto.

2.2.2. Resistencia ósea

La capacidad ósea a la fractura está relacionada con la densidad y geometría del hueso, en el caso de la geometría por obvias razones no se puede modificar. Por otro lado, la densidad mineral ósea (DMO) tiene un gran vínculo con la resistencia del hueso, la edad y el sexo de la persona. En la gente de edad avanzada es muy común la degradación del tejido óseo, principalmente en las mujeres debido a cambios metabólicos después de la menopausia, los cuales modifican el proceso de remodelación ósea, el cual consiste en que el tejido óseo es removido y reemplazado por hueso nuevo constantemente.

Para cuantificar la pérdida ósea se ha establecido el índice dado por la ec. 2.10, el cual relaciona la densidad ósea (DMO) con la media(DMO_{Ref}) correspondiente a una persona del mismo sexo de una edad de 30 años. Aunque la Organización Mundial de la Salud (OMS) ha recomendado el uso de una persona de sexo femenino como estándar.

$$Puntaje\ T = \frac{(DMO - DMO_{Ref})}{DS} \quad (2.10)$$

Donde la DMO_{Ref} y DS (desviación estándar) dependerán no solo del sexo de la persona, sino también del lugar de medición y de la base de datos usada para extraer estos valores. Para medir la densidad mineral ósea (DMO) el estudio mas habitual es la densitometría con rayos X de doble energía(DXA), la cual utiliza una baja dosis de radiación. Esta se mide usualmente en la columna lumbar y el fémur proximal, de este último sus muestras características son el cuello femoral y el fémur total (cuello femoral, eje y trocánter), aunque también puede usarse el antebrazo si las demás áreas no son aptas para el análisis [48].

La base de datos más usada debido a que fue de los primeros estudios a gran escala es la NHANES III (National Health and Nutrition Examination Survey) [49], la cual contiene únicamente datos característicos de la articulación de la cadera. No existe un estándar de este tipo para otras partes de la estructura ósea.

La Tabla 2.4 contiene los datos de DMO_{ref} y DS que son necesarios en la ec. 2.10 y fueron extraídos del estudio NHANES III. Esta muestra los valores por sexo y lugar de medición de la DMO en la articulación de la cadera.

Lugar de medición	Mujer		Hombre	
	DMO_{Ref} (g/cm ²)	DS (g/cm ²)	DMO_{Ref} (g/cm ²)	DS (g/cm ²)
Cuello femoral	0.858	0.120	1.074	0.168
Área del trocánter	0.708	0.099	0.778	0.118
Intertrocantérea	1.093	0.142	1.205	0.172
Fémur total	0.942	0.122	1.041	0.144

Tabla 2.4. Parámetros de referencia para la evaluación del Puntaje T [49].

Usando los valores mostrados en la Tabla 2.4 y el DMO del hueso examinado, con la ec. 2.10 se puede determinar el nivel de degradación ósea de la persona, el cual puede clasificarse de acuerdo a la Tabla 2.5.

Puntaje T	Condición
Puntaje T ≥ -1	Indica una densidad ósea normal
$-1 > \text{Puntaje T} > -2.5$	Bajo nivel de densidad ósea (Osteopenia)
Puntaje T ≤ -2.5	Degradación importante de densidad ósea (Osteoporosis)

Tabla 2.5. Puntaje T en relación a la densidad ósea.

Para obtener la fuerza de fractura ósea se hace uso de partes extraídas de cadáveres de personas de edad avanzada para hacer pruebas, por lo general en máquinas de ensayo normales. En las pruebas se trata de simular el tipo de carga y condiciones de frontera del tipo de fractura bajo análisis. Antes de hacer estas pruebas destructivas se obtienen diversas propiedades para evaluar su correlación con la carga a la cual la estructura cede. La propiedad más estudiada es la densidad ósea, y su distribución a lo largo del hueso, ya que esto define su resistencia, así como su geometría.

2.2.2.1. Cadavera

Durante la prueba sobre el fémur proximal, éste se coloca de manera que simule un caída de lado que impacta sobre el trocánter mayor, en la cual el eje femoral esta en inclinación de 10° respecto a la horizontal y el eje del cuello femoral a 15° de inclinación interna (Fig. 2.11(a), [50]). En esta configuración el trocánter mayor se mantiene fijo, incrustando una pequeña parte en una taza rellena de cemento para evitar el aplastamiento. El fémur se sujeta por medio de la parte distal del eje femoral sobre un bloque de cemento o pegamento dental, que se une a un mecanismo que permite la rotación del fémur (Fig. 2.11(b), [51]). Con el fémur colocado adecuadamente a la cabeza femoral se aplica una tasa de desplazamiento para lograr la fractura.

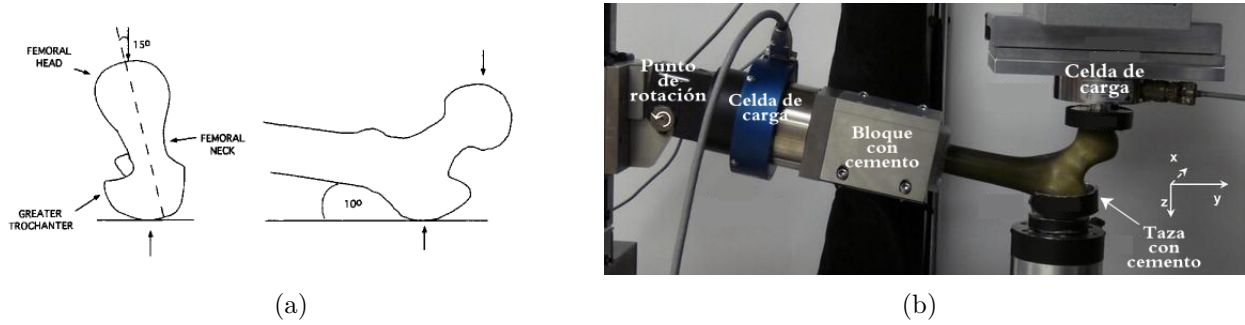


Figura 2.11. Configuración para la prueba simulando una caída en el trocánter mayor. (a) Configuración del fémur en el impacto y (b) Prueba de resistencia ósea.

En la Tabla 2.6 se muestran algunos de los trabajos realizados para la obtención de la F_{frac} . También se señala el DMO promedio de la población de la muestra así como su correspondiente puntaje T, con el cual se puede apreciar con más claridad el grado de degradación ósea. Además contiene la tasa de desplazamiento durante la prueba, aunque Courtney et al. [52] demostraron que sobre la fuerza de fractura, esta no tiene una influencia significativa. Otro parámetro que se añadió fue la proporción de hombres y mujeres en la prueba, debido a que la fuerza de fractura es mucho menor en mujeres, ocasionado por la mayor pérdida ósea en estas, pudiendo sesgar los resultados.

Trabajo	Aproximación F_{frac} (N)	DMO (g/cm ²) / Puntaje T [Zona de la medición]	Tasa de desplazamiento (mm/s)	Población Mujeres/Hombres
Dragomir-Daescu et al. [51]	2362 ± 625	0.555 ± 0.085 / -3.466 ± 0.625 [Cuello femoral]	100	4 / 2
Pinilla et al. [50]	3820 ± 910	0.76 ± 0.22 / -1.5 ^a [Fémur total]	100	- ^b
Ariza et al. [53]	1407-3724 ^b	0.577 ± 0.114 / -1.92 ± 0.94 [Fémur total]	3000	14 / 1
Bouxsein et al. [54]	2636 ± 1534	0.43 / -2.95 ^c [Área del trocánter] y 0.461 ± 0.216 [Cuello femoral]	100	16 / 10
Roberts et al. [55]	3573 ± 1821	0.648 / -2 ^c [Cuello femoral]	100	48 / 25
Boehm et al. [56]	3934 ± 1634	0.52 ± 0.17 / -2.81 ^c [Cuello femoral]	6.66	33 / 28
Manske et al. [57]	4342 ± 1907	0.62 ± 0.13 / -1.98 ^c [Cuello femoral]	100	17 / 10
Bauer et al. [58]	3690 ± 1300	0.68 / -1.92 ^c [Cuello femoral]	6.5	62 / 57
Dall'Ara et al. [59]	3100 ± 1100	0.59 ± 0.15 / -2.23 ^a [Cuello femoral]	0.082	17 / 17
Bouxsein et al. [60]	3353 ± 1809	0.64 ± 0.27 / -2.475 ^a [Fémur total]	100	29 / 20
Gebauer et al. [61]	3146 ± 1146	0.773 ± 0.165 / -0.708 ^a [Cuello femoral] y 0.714 ± 0.163 [Área del trocánter]	2	37 / 28
Eckstein et al. [62]	3437 ± 144	0.688 / -1.57 ^c [Cuello femoral]	6.5	72 / 38 ^b

^aDatos no publicados, fueron obtenidos de la ec. 2.10 con el estándar de una mujer joven [49].

^bDatos exactos no publicados.

^cDatos no publicados, fueron obtenidos de la ec. 2.10 con el estándar del sexo correspondiente [49].

Tabla 2.6. Aproximaciones a la F_{frac} en la cadera.

De algunos de los trabajos mostrados en la Tabla 2.6, también se pudieron obtener las fórmulas presentadas en la Tabla 2.7, con las cuales se puede cuantificar la carga de fractura.

Trabajo	Fórmula de Aproximación (N)	Consideraciones a tener en cuenta
Courtney et al. [52]	$F_{frac} = 10500x - 1810$	x es el DMO (g/cm^2) medido en el cuello femoral, tasa de desplazamiento de 100 mm/s
Dragomir-Daescu et al. [51]	$F_{frac} = 9970x - 3426$	x es el DMO (g/cm^2) medido en el cuello femoral, tasa de carga de 100 mm/s
Dall'Ara et al. [59]	$F_{frac} = 6364x - 688$	x es el DMO (g/cm^2) medido en el cuello femoral, tasa de carga de 0.082 mm/s
Bouxsein et al. [60]	$F_{frac} = 7527x - 443$	x es el DMO (g/cm^2) medido en el área del trocánter, tasa de carga de 100 mm/s

Tabla 2.7. Fórmulas de aproximación a la F_{frac} en la cadera.

Con el motivo de encontrar la fórmula que mejor aproxime la fuerza de fractura con base en el DMO, las fórmulas presentadas en la Tabla 2.7 fueron utilizadas para aproximar el valor de fuerza de fractura de las pruebas de la Tabla 2.6. Los resultados obtenidos de cada fórmula se muestran en la Tabla 2.8, mostrando el error del valor obtenido comparado con el valor experimental. Es necesario aclarar que debido al lugar de medición de la DMO en las pruebas experimentales y la necesaria en cada fórmula, no se pueden obtener valores para todas las aproximaciones de fuerza.

Basándonos en la fórmula con el menor error promedio de la Tabla 2.8, se decidió tomar la fórmula propuesta por Dall'Ara et al. [59], como la mejor aproximación a los datos experimentales de la F_{fract} .

A continuación se buscará encontrar el valor de fuerza correspondiente a la fractura de un hueso en una fase inicial de osteoporosis, más en específico con un puntaje T de -2.5. Además de enfocarse a una persona del sexo femenino, que es el género más propenso a una elevada degradación ósea. Para determinar el DMO correspondiente a estas características, se utilizó la ec. 2.10. Los valores de DMO_{ref} y DS requeridos en esta ecuación son $0.858 \text{ g}/\text{cm}^2$ y $0.12 \text{ g}/\text{cm}^2$ respectivamente, siendo tomados de la Tabla 2.4 con el área de medición correspondiente al cuello femoral. El valor de DMO obtenido fue de $0.558 \text{ g}/\text{cm}^2$, el cual es usado en la fórmula de aproximación de la fuerza de fractura ($F = 6364x - 688$). Resultando un valor de 2863 N para la fuerza requerida para fracturar un fémur en fase inicial de osteoporosis de sexo femenino.

2.2.2.2. Muñeca

Tal como ya se mencionó anteriormente, la fractura característica en la región de la muñeca es una fractura del radio distal, por lo que las configuraciones se centran en simular la caída que la ocasiona. Las configuraciones para esta prueba se muestran en la Fig. 2.12. En la Fig. 2.12(a) [63] se trata de simular una caída sobre la mano extendida con inclinación dorsal, el eje del radio con inclinación de 75° con la horizontal y 10° de abducción interna. La parte proximal del brazo es fijada sobre una base para después someterse a una tasa de desplazamiento en una máquina de ensayo. Otra configuración es mostrada en la Fig 2.12(b) [64], en la cual se extirpa

Trabajo	F_{frac} (N)	DMO (g/cm ²)	Courtney et al. [52] $F = 10500x - 1810$ [Cuello femoral]	Dragomir-Daescu et al. [51] $F = 9970x - 3426$ [Cuello femoral]		Dall'Ara et al. [59] $F = 6364x - 688$ [Cuello femoral]		Bouxsein et al. [60] $F = 7527x - 443$ [Área del trocánter]		
			F_{frac}	Error (%)	F_{frac}	Error (%)	F_{frac}	Error (%)	F_{frac}	Error (%)
Dragomir-Daescu et al. [51]	2362	0.555 ^a	4017	70	2107	10.8	2898	22.73	-	-
Bouxsein et al. [54]	2636	0.461 ^a 0.43 ^b	3030	14.96	1107	55.6	2291	13	2793	6
Roberts et al. [55]	3573	0.648 ^a	4994	39.7	3034	15	3500	2	-	-
Boehm et al. [56]	3934	0.52 ^a	3650	7.2	1758	55.3	2672	32	-	-
Manske et al. [57]	4342	0.62 ^a	4700	8.2	2755	36.5	3319	23.5	-	-
Bauer et al. [58]	3690	0.68 ^a	5330	44.4	3353	9.11	3706	0.4563	-	-
Dall'Ara et al. [59]	3100	0.59 ^a	4385	41.5	2456	20.7	3125	0.8	-	-
Gebauer et al. [61]	3146	0.773 ^a	6306	100.4	4280	36	4308	36.9	-	-
Eckstein et al. [62]	3437	0.688 ^a 0.714 ^b	5414	57.5	3433	0.1	3758	9.4	4931	43.5
Promedio				42.7		26.6		15.7		24.7

^aZona de medición cuello femoral.

^bZona de medición área del trocánter.

Tabla 2.8. Validez de las fórmulas de la F_{frac} en la cadera.

el radio, el cual se corta de la región proximal. La región proximal y distal se incrustan en una base de polímero lo cual se somete a una prueba de desplazamiento constante.

Los datos de la fuerza requerida para vencer el radio distal se muestran en la Tabla 2.9. La cual contiene las mismas características de la Tabla 2.6, en la que se obtuvo la fuerza a la fractura del fémur proximal. De la tabla se excluye el puntaje T, debido a que a diferencia de la cadera no existe un estándar generalizado para los parámetros DMO_{ref} y DS requeridos en la ec. 2.10. Estos valores varían dependiendo de la máquina usada durante la prueba de DXA, ya que cada marca usa poblaciones de referencia diferentes y además pueden diferir del lugar de la medición.

Con base en los resultados de la F_{frac} del radio distal se puede obtener un valor promedio de 2450 N.

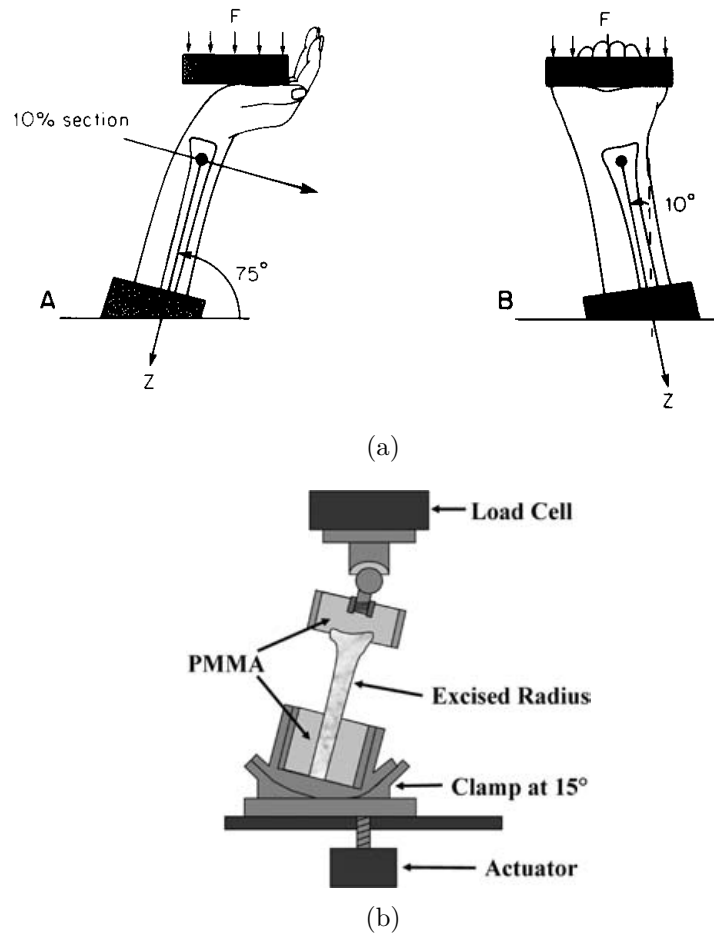


Figura 2.12. Configuraciones de la prueba simulando una fractura de muñeca.

Trabajo	Aproximación F_{frac} (N)	DMO (g/cm ²) [Zona de la medición]	Tasa de desplazamiento (mm/s)	Población Mujeres/Hombres
Eckstein et al. [62]	1595 ± 95	0.49 [1/3 de la región distal]	3.3	72 / 38; 85 ^a
Augat et al. [65]	2648 ± 1489	0.71 [1/3 de la región distal]	75	7 / 13
Myers et al. [66]	1780 ± 650	0.46 [1/3 de la región distal]	25	18 / 7
Spadaro et al. [67]	1640 ± 980	0.34 [5 mm de la región distal]	0.416	13 / 7; 9 ^b
Augat et al. [68]	2658	- ^c	1	12 / 7
Myers et al. [63]	3390 ± 877	0.53 [1/3 de la región distal]	25	10 / 6
Muller et al. [64]	3231	0.68 [1/3 de la región distal]	100	9 / 12
Njeh et al. [69]	2648 ± 1489	- ^c	75	4 / 10

^aDatos exactos de población no reportados al final del estudio; solo 85 muestras fueron evaluadas.

^bDatos exactos de población no reportados al final del estudio; solo 9 muestras fueron evaluadas.

^cDatos no reportados.

Tabla 2.9. Aproximaciones a la F_{frac} en la muñeca.

2.3. Conclusiones

En la selección del tipo de fractura a considerar en el diseño del piso de atenuación se plantearon principalmente dos tipos de fractura, de muñeca y de cadera. Posteriormente se analizó la fuerza que soporta la estructura ósea y las fuerzas de impacto generadas en las caídas que producen estas fracturas. Esto para saber en cual se tiene que atenuar la mayor cantidad de fuerza, intentando tomar la peor condición y proteger de esta manera contra ambas fracturas.

En la Tabla 2.10 se muestran los datos relevantes de fuerza de fractura y fuerza de impacto por tipo de fractura. Estos están enfocados para personas de edad avanzada y de sexo femenino por el importante grado de degradación ósea.

Tipo de fractura	F_{imp} (N)	F_{frac} (N)	Atenuación requerida sobre F_{imp} (N)
Cadera	5277	2863	2414
Muñeca	2570	2450	120

Tabla 2.10. Fuerza de atenuación requerida para evitar la fractura dependiendo del tipo de fractura.

Para propósito de diseñar un piso de atenuación que evite una fractura durante una caída, se propone diseñarlo con base en una caída sobre la cadera, lo cual implica el atenuar una fuerza de impacto de 5277 N a 2863 N. Asumiendo como se dijo anteriormente que al poder atenuar 2414 N en la cadera, implica que se podrá atenuar la fuerza de 120 N en la muñeca para evitar su fractura.

Es importante señalar que ambas fuerzas, F_{imp} y F_{frac} , deberán de considerarse en nuestro modelo FEM sobre el trocánter mayor. La F_{imp} considerada anteriormente ha sido evaluada en la zona de contacto entre el piso y el tejido blando, lo cual no es lo que se requiere. Sin embargo mas adelante se aclarará que la F_{imp} entre piso y tejido blando no difiere significativamente con la fuerza recibida por el trocánter mayor, por lo tanto el porcentaje de atenuación requerido para evitar la fractura no sufrirá un cambio importante.

En el siguiente capítulo primeramente se planteará el modelo de impacto sobre la cadera por medio del Método Elemento Finito en el programa ANSYS/LS-DYNA[®]. Para obtener el modelo definitivo se buscará reproducir la misma fuerza de impacto obtenida en el presente capítulo, lo cual debe ser logrado con un coste computacional que permita su implementación un gran numero de veces.

CAPÍTULO 3

Modelado del impacto sobre la cadera durante una caída de lado mediante el MEF

En el presente capítulo se pretende modelar el fenómeno de impacto que produce la fractura de cadera. El modelo debe cumplir como requerimiento el obtener una fuerza de impacto correspondiente a 5277 N, ajustada a una persona de sexo femenino de edad adulta. Esto además debe ser logrado con un bajo coste computacional para que sea posible su utilización en métodos de optimización, que requerirán el correr este una gran cantidad de veces. Para lograr esto primeramente se propuso asignar al modelo un valor de masa (masa efectiva) que representa el porcentaje de la masa corporal transmitida a través de la articulación de la cadera y que contribuye a la fractura.

Para la realización del modelo de impacto por el Método de Elemento Finito (MEF) se trataron de incluir las características primordiales que más influyen sobre la fuerza de impacto en la cadera, la cual es nuestro parámetro de salida primordial. Siendo las siguientes características las más importantes a considerar:

- La forma de las superficies en contacto, siendo primordial el considerar la geometría del fémur lo más apegada a la realidad, así como su orientación.
- Las propiedades de los materiales de los cuerpos involucrados, fémur y superficie sobre la que impacta.
- Las propiedades dinámicas durante el impacto, como lo es la velocidad de impacto.
- El porcentaje de masa corporal que influye en el choque.

Por otro lado se tienen las capacidades de simulación proporcionadas por el software LS-DYNA dentro de la interfaz de ANSYS. Cuyo principal elemento a tener en cuenta es el costo computacional, el cual puede llegar a ser considerablemente alto dependiendo de las características de la simulación. Por lo cual se puede decir existe un costo-beneficio entre la exactitud de la simulación y el coste computacional exigido.

3.1. Modelo CAD

Para la representación del fémur se consiguió un modelo de fémur estándar desarrollado por medio de tomografía computarizada [70], el cual surgió a medida de la propuesta de utilización de un fémur estándar para modelos de MEF [71]. El modelo CAD se obtuvo de la página de internet *biomedTown : The biomedical Research Community* [72], y se encuentra en formato .iges para ser importado con la configuración preestablecida en el programa ANSYS (Fig. 3.1). El modelo del fémur cuenta con la división entre los dos tipos de hueso existentes en este, los cuales son los huesos cortical y trabecular, lo cual resulta ser de gran ayuda para la asignación de sus propiedades. Además, cabe hacer mención sobre las limitaciones del modelo para poder ser editado, tales como operaciones booleanas, lo cual dificulta la inclusión de características reales al modelo, así como posibles simplificaciones al mismo.

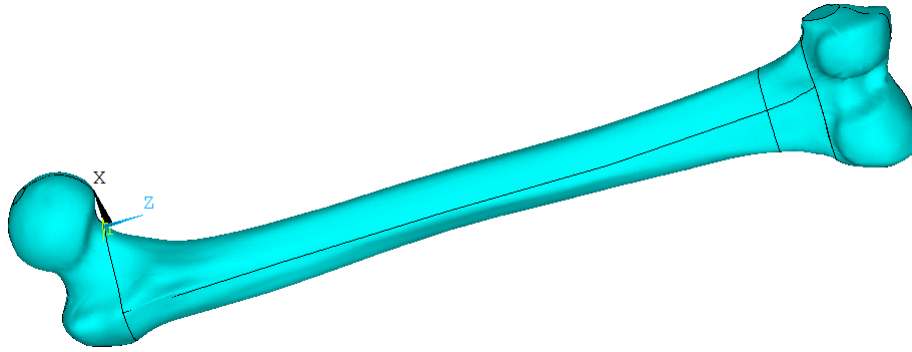


Figura 3.1. Modelo CAD del fémur.

El primer aspecto a considerar en el modelo es su orientación, a como se encuentra instantes antes del impacto entre el trocánter mayor y el suelo rígido, como se ilustra en la Fig. 3.2. Cabe mencionar que esta orientación es usada en pruebas experimentales para determinar la fuerza requerida para la fractura. Respecto a la orientación, el eje femoral está colocado a 10° con respecto a la horizontal y el eje del cuello femoral cuenta con 15° de rotación interna, tal como se observó en la Fig. 2.11.

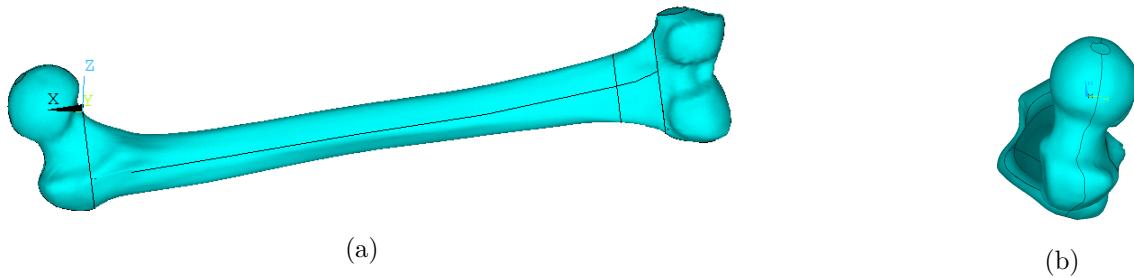


Figura 3.2. Orientación del fémur. (a) Inclinación de 10° con respecto a la horizontal, (b) Rotación interna de 15° .

Para incorporar al modelo la capacidad de atenuación del tejido blando que rodea al fémur, en la zona de contacto con el suelo rígido se agregó una capa de recubrimiento que representa la capa de tejidos blandos presentes en el fémur (Fig. 3.3). El tejido blando se incluyó solamente en la parte inferior del modelo, debido a dos razones principales. Primeramente, debido a que la capacidad de atenuación se centrará en la parte del impacto y sus alrededores. Esto se debe a que la zona superior no impacta significativamente en la atenuación sobre la fuerza de impacto. La segunda razón es el coste computacional que conllevaría el mallar esta zona, aumentando el tiempo de simulación considerablemente.

El espesor del tejido blando en la zona del impacto (trocánter mayor) se tomó como de aproximadamente 40 mm [73]. Este valor corresponde al espesor promedio de mujeres de edad avanzada que durante una caída en la cadera sufrieron una fractura. Por otro lado, este espesor es considerablemente menor al promedio de las personas que no sufrieron una fractura durante el evento, el cual resultó de 49.8 mm. Pensando en las personas más susceptibles a presentar una fractura, se eligió el espesor de 40 mm para ser asignado al tejido blando.

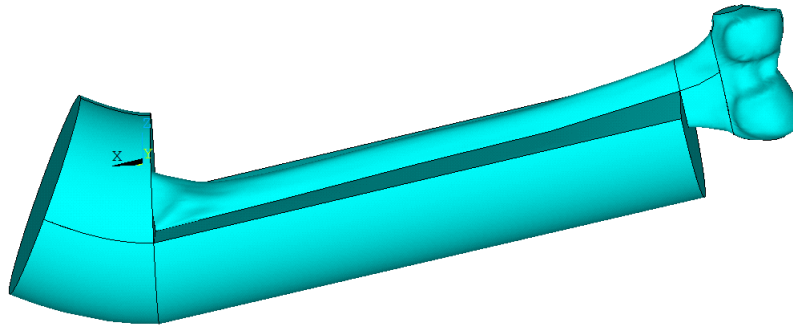


Figura 3.3. Fémur incluyendo tejidos blandos.

Para incluir la superficie sobre la cual impacta el fémur, en este caso suelo rígido, se colocó un bloque lo suficiente extenso que cubriera en su totalidad el área de impacto. Además, la distancia de separación entre los tejidos blandos y el piso se consideró casi imperceptible, para que la simulación comenzara un instante antes del impacto (Fig. 3.4).

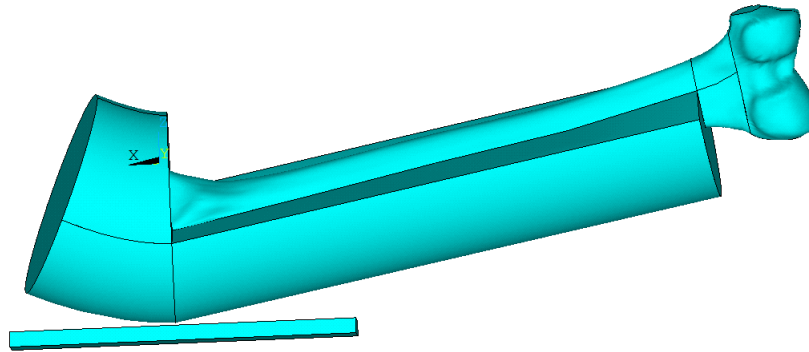


Figura 3.4. Fémur y superficie rígida.

3.2. Propiedades asignadas a los materiales

Las propiedades del tejido óseo son cambiantes en toda la geometría del fémur, y para obtenerlas por lo general se hace primeramente la imagen de este a través de una tomografía computarizada. Subsecuentemente el hueso se divide en hueso cortical y trabecular mediante un valor umbral en la escala de grises. Enseguida se malla el modelo y a cada elemento se le asigna un determinado valor de densidad de acuerdo a su tonalidad. Siendo la densidad la propiedad más usual para asignar propiedades al material. Ante la imposibilidad de poder asignar las propiedades de esta manera a nuestro modelo (hueso trabecular, cortical y tejidos blandos), se les asignaron propiedades homogéneas. En la Tabla 3.1 se muestran las propiedades de los materiales usados en la simulación.

Referencia	Partes del modelo	Tipo de material	Propiedades
Majumder et al. [74] y Majumder et al. [75].	Hueso trabecular	Isotrópico bilineal	$\rho=0.042\text{-}0.541\text{ g/cm}^3$ $E=32\text{-}3340\text{ MPa}$ $\sigma_y=0.354\text{-}40\text{ MPa}$ Módulo tangente= $0.032\text{-}3.34\text{ MPa}$ $\nu=0.2$
	Hueso cortical	Isotrópico bilineal	$\rho=1.8\text{ g/cm}^3$ $E=22700\text{ MPa}$ $\sigma_y=158\text{ MPa}$ Módulo tangente= 1135 MPa $\nu=0.3$
	Tejidos blandos	Mooney-Rivlin	$\rho=0.749\text{ g/cm}^3$ $C_{10}=85.5\text{ kPa}$ $C_{01}=21.38\text{ kPa}$ $\nu=0.495$
Dahlgren [30]	Suelo rígido	Material rígido	$\rho=2.5793\text{ g/cm}^3$ $E=2.1\text{ GPa}$ $\nu=0.3$

Tabla 3.1. Propiedades de los materiales usados en el modelo.

En la Tabla 3.1, respecto a las propiedades del hueso trabecular se tiene un rango de valores, los cuales corresponderían a los diferentes elementos de la malla. Dado que nuestro modelo no permite este tipo de asignación, se tomó el valor más alto dentro de este rango. Cabe hacer notar que este hueso se comporta como un sólido elástico perfectamente plástico, sin embargo ante la imposibilidad de modelar este comportamiento en el programa ANSYS-LSDYNA, se asignó al módulo tangente el valor de una milésima parte el valor del módulo de elasticidad.

En cuanto al piso sobre el cual impacta el fémur, este se modeló como un material rígido dentro de la interfaz de LS-DYNA, y cuya característica es que no sufre ninguna deformación. Sin embargo es necesario se asignen valores realistas a sus propiedades, dado que de ella depende la rigidez del contacto durante el choque, lo cual afecta la fuerza de impacto.

fémur pudiera rotar alrededor de su parte distal. Muchos nodos o un gran distanciamiento entre ellos, evita que el fémur pueda rotar, asemejando un empotramiento típico. En el lado opuesto si se eligen pocos nodos o poca distancia entre ellos, permite que este no solo pueda rotar en un solo plano, sino en varios. Al mismo tiempo se cuidó que la concentración de esfuerzos en esta zona no fuera muy grande, debido a fijar pocos nodos.

Una consideración importante es el controlar la posición de estos nodos para que no pueda variar entre simulaciones. Para lograr esto, se hace uso de una de las líneas dentro del modelo, la cual está en el lugar de interés, y mostrada en la Fig. 3.7(a). La línea se divide en varios segmentos y los puntos entre estos son usados como referencias de posición. Se escogió una cantidad de 11 puntos, los cuales están colocados en la parte central de la línea, como se muestra en la Fig. 3.7(b).

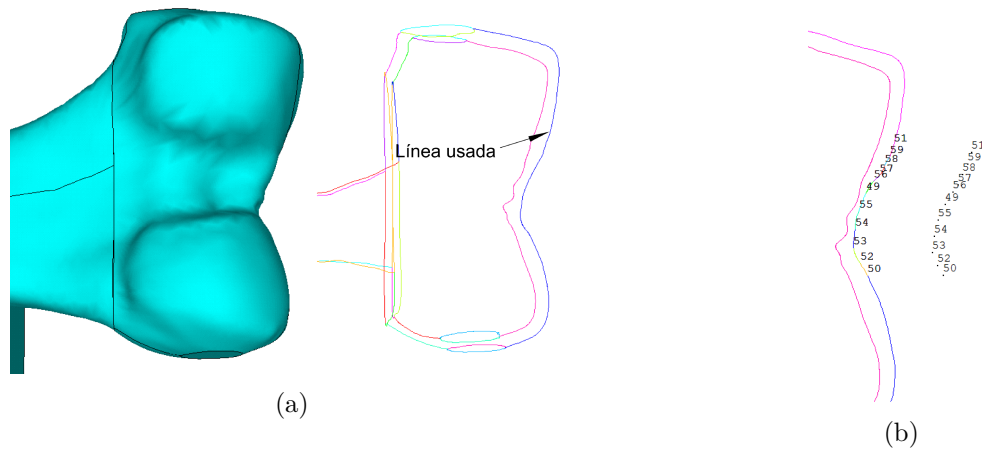


Figura 3.7. Geometría para restringir desplazamiento (articulación de la rodilla). (a) Línea usada para restringir movimiento, (b) División y puntos restringidos.

Sobre estos puntos, antes de mallar todo el volumen, se generan nodos. De estos nodos se conoce su numeración, la cual es usada para restringir su movimiento. A continuación se genera la malla sobre el volumen, y debido a como trabaja el programa se crean nodos sobrepuestos a los generados anteriormente, pero sin numeración conocida y cambiante dependiendo de los parámetros de mallado. A continuación, los nodos cuya numeración es conocida y los nodos sobrepuestos son unidos, lo cual asegura mantendrán su posición independientemente de los parámetros del mallado, y así poder asignar restricciones en posiciones fijas.

Para permitir el posible deslizamiento en el eje horizontal necesario en la articulación de la rodilla, sobre los nodos conocidos se restringió su desplazamiento a cero en el eje z y y , pudiendo tener movimiento en el eje horizontal.

Finalmente a la superficie del tejido blando se le agregó un contacto de tipo nodo a superficie general, para así obtener la fuerza de reacción entre los tejidos blandos y el suelo rígido, con un coeficiente de fricción de 0.5 [75]. Se eligió este tipo de contacto por el tipo de geometría de las partes en contacto, debido a que la parte que impacta no es una superficie amplia, sino que se puede tomar como un área demasiado reducida que impacta a una superficie extensa (la

superficie del suelo).

Durante el fenómeno de impacto una consideración muy importante es la porción de masa del cuerpo que participa en este. En la subsección 2.2.1.1 en lo referente a las fórmulas para evaluar la magnitud de la fuerza de impacto se mencionó que la porción de masa del cuerpo que participa en el impacto se puede tomar de 0.37 veces la masa corporal total. Esta cantidad como se comentará más adelante, es de poca utilidad en nuestro modelo, debido a que esta no corresponde a la masa que se transmite a la cabeza femoral para comprimirlo. Además de que se desconoce su ubicación y distribución en la zona del impacto.

Como alternativa para ubicar la masa, se planteó colocarla en la superficie sobre la cual el fémur hace contacto con el acetábulo (la cabeza femoral), ya que en esta zona es por donde se distribuye la mayor parte de la masa. Esta idea se tomó también de las pruebas de resistencia ósea, en donde la cabeza femoral se somete a un desplazamiento de compresión.

Se vio la posibilidad de distribuir la masa como se visualiza en la Fig. 3.8, pero resultó la complicación de poder colocar en diversas simulaciones la masa con la misma distribución, esto debido a la variación de los parámetros de mallado. Por este motivo, para la colocación de la masa sobre la superficie exterior de la cabeza femoral se hizo uso del elemento MASS166, el cual coloca una cantidad de masa puntual sobre el nodo seleccionado. Posteriormente se hará referencia a esta masa como masa puntual.

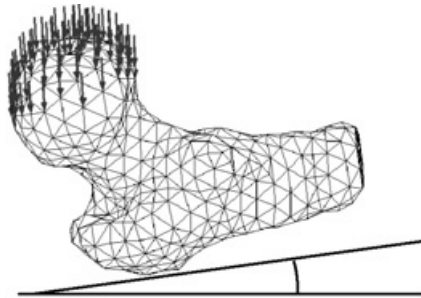


Figura 3.8. Fuerza distribuida sobre cabeza femoral [77].

Para distribuir la masa se hizo uso nuevamente de la geometría del modelo CAD. Tal como se ve en la Fig. 3.9(a), se utilizaron las líneas que pasan en la parte superior de la cabeza femoral. Semejante a lo realizado en la articulación de la rodilla, estas líneas fueron divididas y los puntos entre estas fueron utilizadas para generar nodos con numeración conocida. Subsecuentemente se malló todo el cuerpo, y los nodos generados se unieron con los nodos previamente definidos. Para finalizar se crearon elementos masa en estos nodos. Un total de 13 nodos fueron usados para asignarles una masa puntual, la cual es igual en todos, resultando en una masa distribuida (masa efectiva) sobre la zona. En la figura 3.9(b) se muestra la división hecha y los nodos usados.

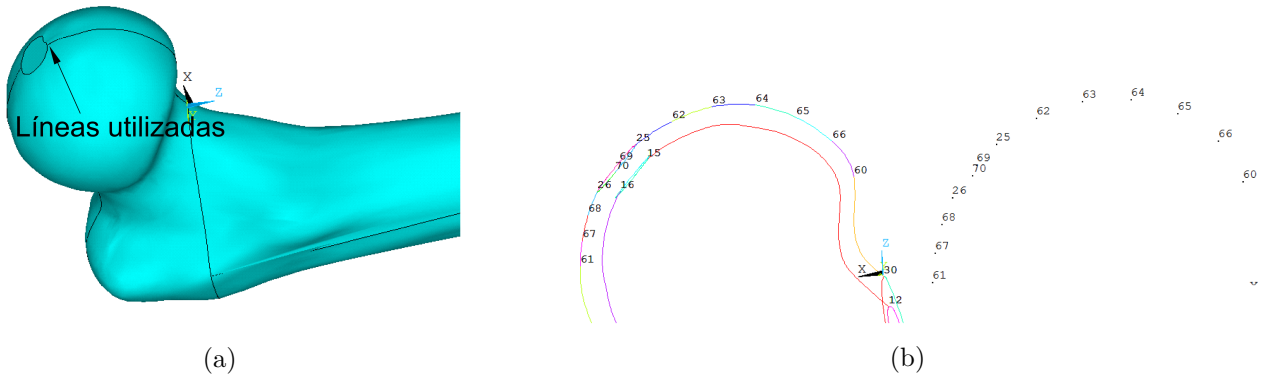


Figura 3.9. Posición de las masas puntuales. (a) Líneas utilizadas, (b) División hecha y nodos usados.

Una vez identificada la zona sobre la cual se aplicaría la masa efectiva, se buscó determinar el valor del porcentaje de la masa corporal (tronco y extremidades superiores) que se transmite a través del contacto del acetábulo y la cabeza femoral. Como se dijo anteriormente, se sabe cual es el porcentaje de masa presente en el impacto, pero no la que se transmite para comprimir la cabeza femoral, la cual es la que ocasiona la fractura.

Para determinar el porcentaje de masa que se transmite a la cabeza femoral, se propuso usar la fuerza de impacto entre el tejido blando y la superficie rígida. El valor usado de 5277 N (Tabla 2.3) corresponde a mujeres, las cuales son más propensas a sufrir una fractura debido a la degradación ósea ocasionada por la menopausia. Mediante la variación a la magnitud de la masa colocada en la cabeza femoral, se buscó que la fuerza de impacto en la simulación coincidiera con el valor de 5277 N. Más detalles sobre la obtención de la masa puntal sobre los nodos, lo cual resulta en una masa distribuida, se comentará en la siguiente sección.

3.4. Propiedades de la malla

Para la creación de la malla de elementos finitos se hizo uso de dos elementos, SOLID164 y MASS166. El elemento SOLID164 (Fig. 3.10(a)) fue usado para todo el modelo (tejidos blandos, los dos tipos de hueso y la superficie rígida). Este elemento es un hexaedro, pero fue usada una configuración degenerada del elemento (tetraedro). Se usó esta forma del elemento debido a que es más conveniente para formas altamente irregular tal como lo es el fémur. Además de que usa una formulación con un único punto de integración que permite reducir significativamente el tiempo de simulación.

Aunque el modo degenerado de este elemento no es muy recomendado, dado que existe un elemento con esa forma sin ser una modalidad degenerada del mismo (SOLID168). Este se usó debido a que el coste computacional requerido por el SOLID168 (Fig. 3.10(b)) es considerablemente mayor al del SOLID164. El tetraedro no degenerado tiene una configuración con nodos intermedios (en total 10 nodos por elemento), así como una formulación de 5 puntos de integración, lo cual hace inviable este tipo de simulación con el equipo disponible.

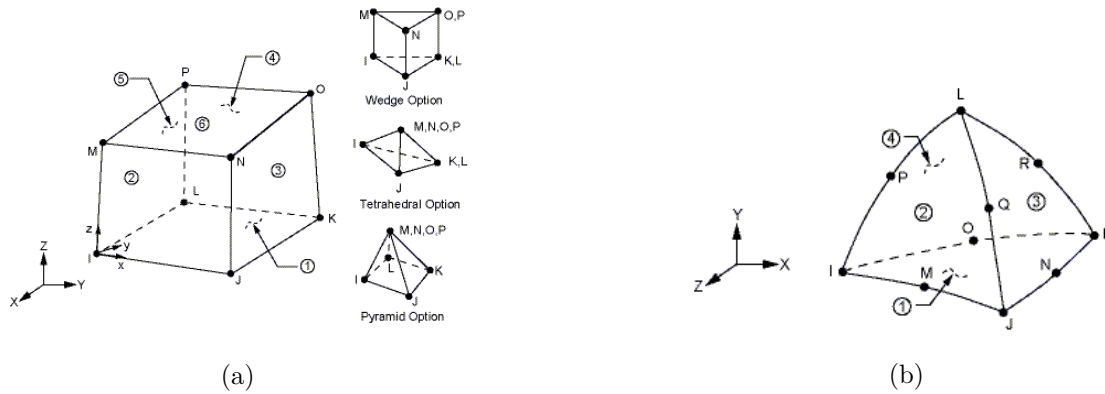


Figura 3.10. Tipo de elemento usado. (a) Elemento SOLID164, (b) Elemento SOLID168.

El otro elemento usado es el MASS166, el cual se emplea por lo general cuando se necesita agregar masa al modelo en partes cuya deformación puede no ser importante, pero cuya masa representa un elemento esencial en la dinámica del cuerpo. El representar partes por medio de masas puntuales agregadas representa una reducción en el tiempo de la simulación considerable. Este elemento se usará exclusivamente en las simulaciones para añadir el porcentaje de masa que se transmite de la articulación de la cadera al fémur, y cuya fuerza influye en la fractura.

Un factor importante dentro del modelo es la relación entre el refinamiento de la malla con el coste de cómputo, lo cual incrementa el tiempo de la simulación así como la capacidad de almacenamiento de datos. El tamaño de la malla no solo afecta en el número de elementos, y nodos que el programa usará, sino que afecta en el tamaño de paso (incremento de tiempo) de la simulación. Debido a esto, la elección de una malla muy fina o el refinamiento en una zona de interés es un aspecto importante a considerar. Incluso una malla con al menos un elemento muy fino debiera ser evitada preferentemente.

Por otro lado, una malla lo suficientemente fina es requerida para mejorar la exactitud de los resultados y además se debe asegurar una malla con la que la solución converja. Desde el punto de vista de los contactos, es de especial atención el tener una malla que alcance a reproducir la geometría, ya que la fuerza de contacto dependerá de la rigidez de los cuerpos involucrados, así como de la geometría de los mismos. Una malla muy burda no reproducirá la verdadera forma del fémur y modificará la fuerza real del impacto.

Debido a lo dicho anteriormente, se tuvo especial atención en el mallado del modelo durante las simulaciones, para lo cual se probaron diferentes mallas variando los parámetros del mismo. Para tener un mejor control sobre la distribución de la malla, las caras exteriores del tejido blando fueron divididas (Fig. 3.11). De esta manera se logró controlar el tamaño de los elementos sobre estas caras, para posteriormente obtener una transición del tamaño de los elementos dentro del volumen.

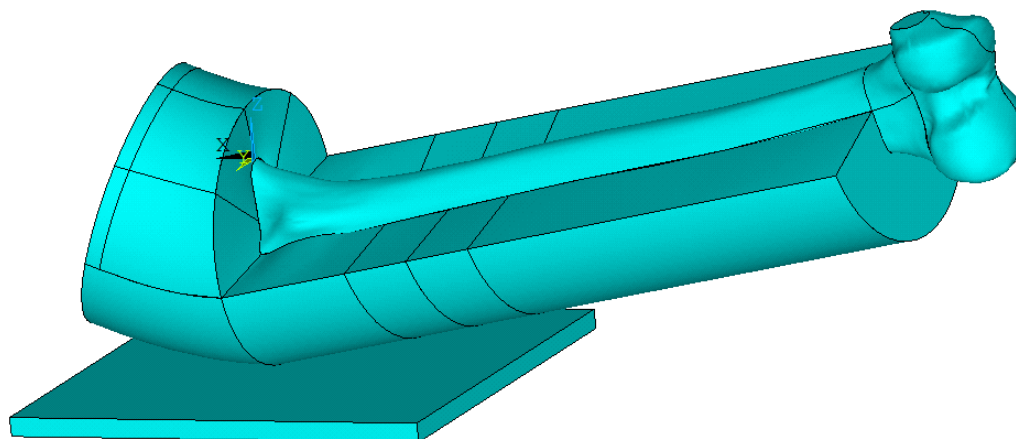


Figura 3.11. División del tejido blando.

Una vez que se tienen estas divisiones en el tejido blando, se crearon principalmente dos tipos de mallas. La primera malla fue utilizada para delimitar el valor de masa efectiva que reprodujera la fuerza de impacto requerida de 5277 N, cuyo principal requisito es que no consuma demasiado tiempo computacional. Para esto se usó una malla fina solamente en ciertas zonas de interés, y en el resto se usó una malla burda, tal como se muestra en la Fig. 3.12. Las zonas de interés corresponden al fémur completo y los tejidos blandos cercanos al impacto, los cuales se cree tienen mayor contribución a la atenuación de la F_{imp} .

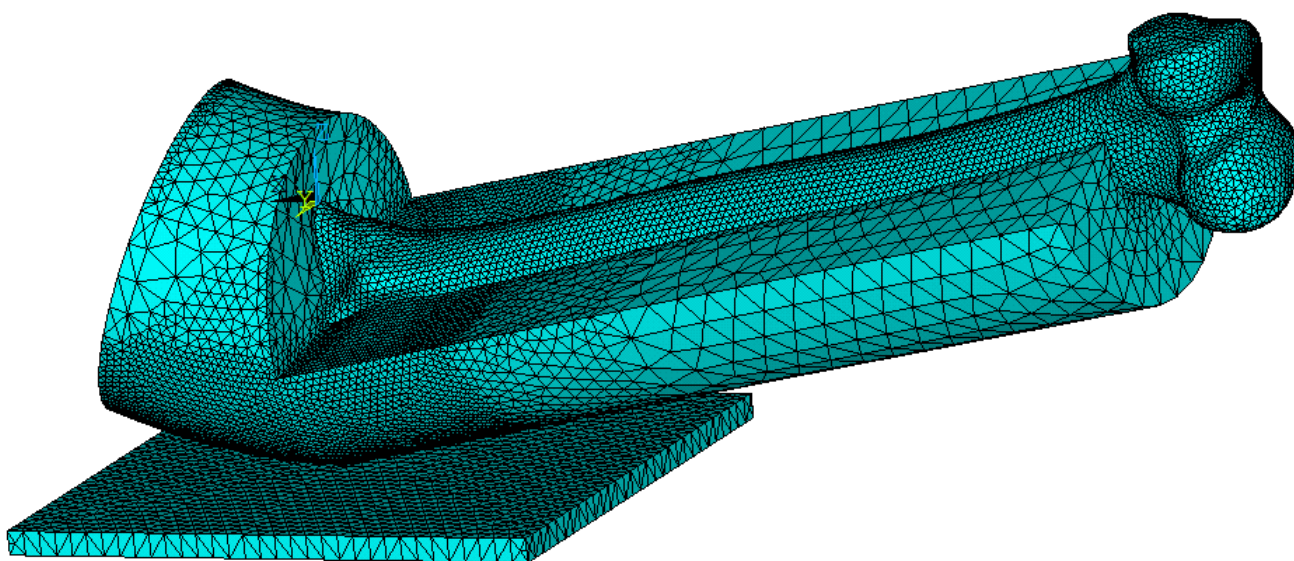


Figura 3.12. Malla usada para delimitar el valor de masa efectiva.

Después de encontrar una aproximación a la masa necesaria para reproducir la F_{imp} , se propuso una segunda malla para encontrar con mayor exactitud el valor de la masa, sin importar

el tiempo de simulación. Esta malla se hizo más fina que la primera, restringiendo el tamaño de los elementos homogéneamente en todo el volumen. Algo importante a hacer notar, es que aunque la primera malla es considerablemente más burda y requiere de un tiempo de simulación muy pequeño comparado con la segunda, los valores de los resultados no distan mucho entre las dos simulaciones. La segunda malla utilizada se presenta en la Fig. 3.13, con la cual se encontró la masa efectiva requerida.

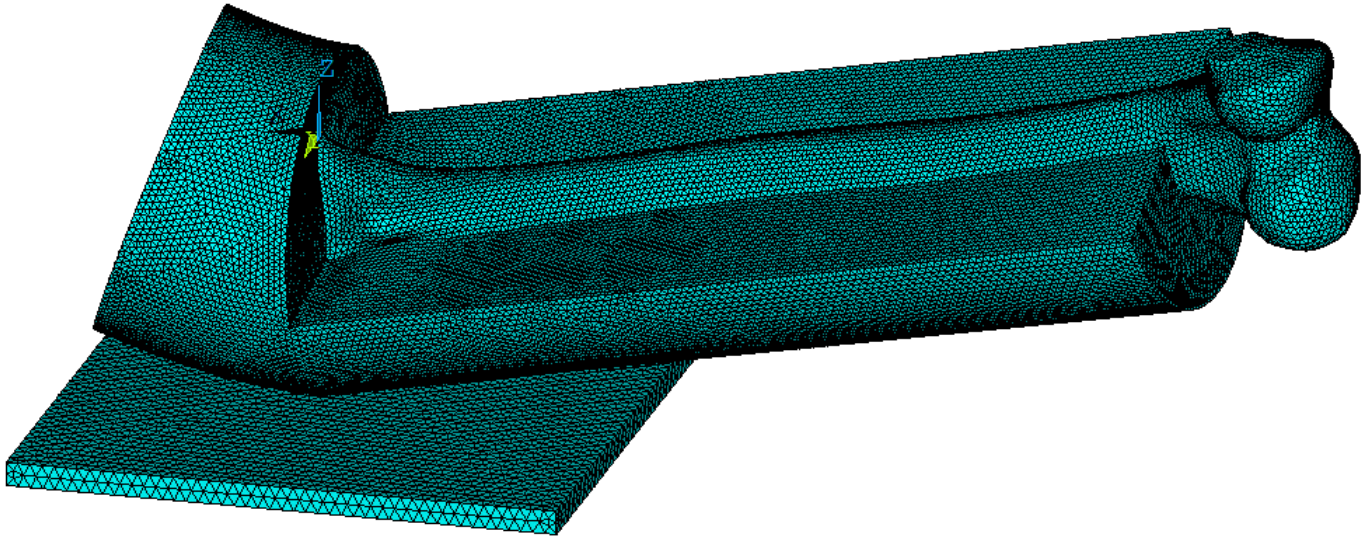


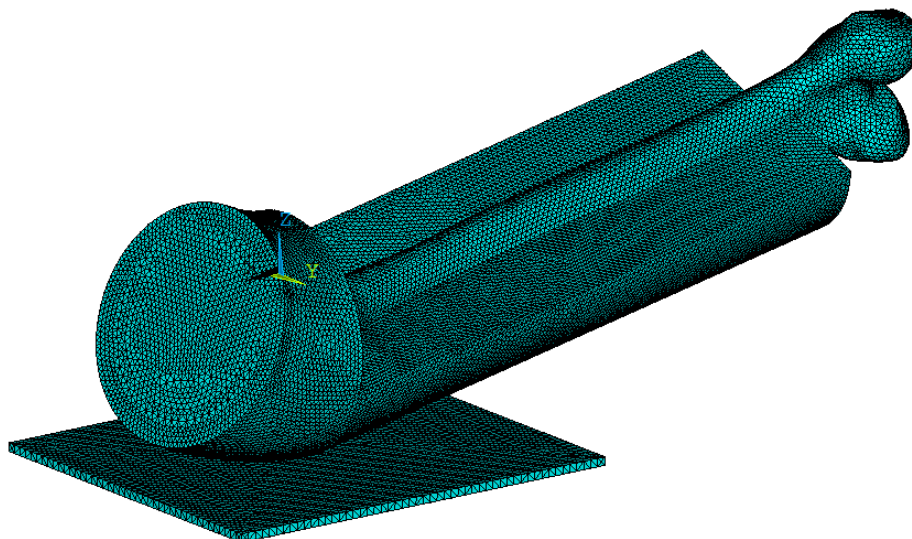
Figura 3.13. Malla refinada.

Una vez encontrado el valor de masa que corresponde a la fuerza de impacto requerida, se procedió a buscar una malla que no comprometiera significativamente el valor de los resultados aún cuando el tiempo de simulación se redujera significativamente. Se trató de encontrar una malla, en la que el tiempo de simulación disminuyera hasta un punto en que fuera posible su utilización en un proceso que requiriera correr varias veces el modelo, tal como en un proceso de optimización.

Lo anterior se logró por medio de una serie de simulaciones, en las que usando la misma masa obtenida y modificando el refinamiento de la malla, se buscó disminuir el tiempo de simulación (Fig. 3.14).



(a)



(b)

Figura 3.14. Malla final.

3.4.1. Escalamiento de masa

Tal como se comentó anteriormente, el tamaño de los elementos de la malla afecta directamente sobre el tamaño de paso. Lo anterior debido a que el programa LS-DYNA calcula el tamaño de paso de cada uno de los elementos presentes en el modelo, y selecciona el menor para asignar el incremento de tiempo de la simulación. El programa LS-DYNA calcula el tamaño de paso de manera que este sea menor al tamaño de paso crítico mostrado en la ec. 3.2.

$$\Delta t \leq \Delta t^{crit} \quad (3.1)$$

$$\Delta t^{crit} = \frac{2}{w_{max}} \quad (3.2)$$

Donde w_{max} es la frecuencia natural más grande entre los elementos de la malla. Esta fórmula variará dependiendo del tipo de elemento que se use, para el caso de elementos sólidos los cuales son los usados en el modelo propuesto, se obtendrá la ec. 3.3

$$\Delta t_e^{crit} = \frac{L_e}{Q + (Q^2 + c^2)^{1/2}} \quad (3.3)$$

Donde Q está en función de los coeficientes de viscosidad volumétrica (esta toma valor de 0 ó un valor dinámico dependiendo del cambio volumétrico), L_e es la longitud característica de cada elemento (esta dependerá de la forma del elemento tetraedro o solido de 8 nodos) y c es la velocidad de la onda (que dependerá de las propiedades del material). La velocidad de la onda para un material con un módulo de compresibilidad constante se puede expresar como.

$$c = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)\rho}} \quad (3.4)$$

Donde E es el módulo de Young, ρ es la densidad y ν es el coeficiente de poisson. Sustituyendo c en la ec. 3.3 y asignándole a Q en un valor de 0 para fines ilustrativos, esta se puede expresar de la siguiente forma.

$$\left(\frac{\Delta t}{L}\right)^2 = \frac{(1+\nu)(1-2\nu)\rho}{E(1-\nu)} \quad (3.5)$$

La ec. 3.5 sirve para observar como influyen los parámetros E , ρ y ν sobre el tamaño de paso, para buscar reducir el tiempo computacional requerido en la simulación. Si se asumen E y ν como constantes, el tamaño de paso puede controlarse al variar la densidad de los elementos. Debido a esto existe la modalidad en LS-DYNA de escalar la masa, mediante la especificación del tamaño de paso deseado por el usuario. Lo anterior resulta en un modelo con una masa diferente a la real.

Existen dos opciones en el escalamiento de masa, de acuerdo a la manera en que se modifica la masa de los elementos para obtener el tamaño de paso deseado. La primera es colocar con un signo positivo el valor del tamaño de paso deseado y la segunda es colocarlo con un signo negativo. La primera escalará la masa de todos los elementos de acuerdo al tamaño de paso requerido, incluso cuando el tamaño de paso correspondiente a algún elemento sea más grande al establecido. La segunda opción difiere en que solo modifica la masa de los elementos cuyo tamaño de paso sea de menor tamaño al deseado. Algo importante a considerar, es que al aumentar significativamente el tamaño de paso, la masa se modificará considerablemente respecto a la real, lo cual puede invalidar los resultados. Posteriormente a esta masa se le hará referencia como masa agregada.

La opción de escalamiento de masa se usó durante la serie de simulaciones para disminuir el tiempo de cómputo. La segunda opción fue la utilizada debido a que influía en menor manera sobre la masa del modelo, resultando en una menor variación sobre el valor de la F_{imp} . Cabe resaltar que se tuvo extremo cuidado en no comprometer los resultados, al buscar reducir el tiempo de las simulaciones.

3.5. Resultados de las simulaciones y masa efectiva propuesta

En cuanto a las simulaciones existe un parámetro que hace falta definir, el cual es el tiempo de duración de la simulación. Con base en la experiencia obtenida a través de las simulaciones hechas, se optó por un valor lo suficientemente grande con el cual se pudiera observar el máximo valor de la fuerza de impacto. Sin embargo, también se consideró que este tiempo no fuera tan grande para disminuir el tiempo de la simulación. Finalmente, cumpliendo estos dos requerimientos se seleccionó un valor de 35 ms para la duración de la simulación.

De la primera etapa de simulaciones se obtuvieron los resultados mostrados en la Tabla 3.2. En esta se encuentran las simulaciones obtenidas más relevantes para restringir el valor de la masa efectiva requerida para reproducir la F_{imp} , la cual es de 5277 N. La primera malla desarrollada consta de 84 127 nodos que forman 465 471 elementos, en su mayoría tetraedros con un mayor refinamiento en la zona del impacto y fémur (ver Fig. 3.12).

Para reducir el tiempo de duración de las simulaciones se modificó el tamaño de paso de $9.7\text{e-}8$ a $4.0\text{e-}7$, lo cual originó un incremento de masa de entre 0.17 % y 0.547 % con respecto a la masa total del modelo (hueso trabecular y cortical, tejidos blandos, masa efectiva y suelo rígido). Cabe comentar que el porcentaje de incremento de masa se debiera analizar considerando solo la masa de los cuerpos en movimiento, no incluyendo el suelo rígido. En nuestro caso sin considerar la masa del suelo rígido, el incremento de masa corresponde a un rango de 0.18 % a 0.63 %. Estos valores son cercanos a los anteriormente mencionados y dado que el incremento en masa es pequeño no comprometerá la validez de los resultados. La simulación se realizó con una estación de trabajo Dell Precision T5500, utilizando 9 núcleos, resultando en un tiempo de simulación de aproximadamente de 56 min. Como se observa en la Tabla 3.2, el valor de masa efectiva se logró delimitar a un rango de entre 10 kg y 11 kg, con valores correspondientes a la F_{imp} de 5 kN y 5.29 kN.

Tamaño de elemento ^a : Tejido blando y fémur (m)	Tamaño de elemento: Suelo rígido (m)	Tamaño de paso (s)	Masa agregada (%)	Masa efectiva (kg)	F_{imp} (N)
0.0035	0.007	-4.0e-7	0.547	5	3574.3
0.0035	0.007	-4.0e-7	0.36	10	5003.8
0.0035	0.007	-4.0e-7	0.337	11	5295.1
0.0035	0.007	-4.0e-7	0.3	13	5912.5
0.0035	0.007	-4.0e-7	0.269	15	6453.7
0.0035	0.007	-4.0e-7	0.17	26.159	8210.3

^aTamaño de elemento en la zona con malla mas fina (zona de contacto)

Tabla 3.2. Resultados de la primera etapa de simulaciones.

A continuación, con la serie de simulaciones mostradas en la Tabla 3.3 se buscará determinar el valor de masa efectiva que representa la porción de masa corporal que se transmite al fémur a través de la articulación de la rodilla. La malla usada en estas simulaciones corresponde a un tamaño de elemento de 0.003 m para el fémur y tejidos blandos, así como de 0.005 m para el suelo rígido. Esta malla consta de 241 973 nodos que forman 1 357 967 elementos, en su mayoría tetraedros (ver Fig. 3.13).

Tal como se hizo anteriormente, se buscó reducir el tiempo de las simulaciones al modificar el tamaño de paso de $1\text{e-}7$ a $2.5\text{e-}7$ s, lo cual originó un incremento de masa de 0.022 % con respecto a la masa total del modelo. El último renglón de la tabla corresponde a una simulación sin escalamiento de masa, la cual fue necesaria para validar la cantidad de masa efectiva propuesta. Finalmente el valor de masa efectiva propuesto es de 10.7 kg, la cual corresponde a un valor de F_{imp} de 5.266 kN, con un error de 0.21 % respecto a la fuerza real de impacto.

Tamaño de elemento ^a : Tejido blando y fémur (m)	Tamaño de elemento: Suelo rígido (m)	Tamaño de paso (s)	Masa agregada (%)	Masa efectiva (kg)	F_{imp} (N)	Error (%)
0.003	0.005	-2.5e-7	0.022	10.8	5296.8	0.36
0.003	0.005	-2.5e-7	0.022	10.7	5266.6	0.2
0.003	0.005	—	—	10.7	5266.2	0.2

^aTamaño de elemento uniforme en el volumen.

Tabla 3.3. Resultados de la segunda etapa de simulaciones.

Teniendo el valor de masa efectiva propuesta, se prosiguió a encontrar una malla final de considerablemente menor tiempo de simulación. Esta malla se obtuvo de un mallado con un tamaño de elemento homogéneo de 0.0035 en el fémur y tejidos blandos, así como de 0.005 para el suelo. Como se ve en la Tabla 3.4, además también se utilizó el escalamiento de masa para reducir el tiempo de computo. Finalmente se logró reducir el tiempo de simulación de 9:36 hrs. a 1:39 hrs., con un error en la F_{imp} de 0.43 %.

Tamaño de elemento ^a : Tejido blando y fémur (m)	Tamaño de elemento: Suelo rígido (m)	Tamaño de paso (s)	Masa agregada (%)	Masa efectiva (kg)	F_{imp} (N)	Error (%)	Tiempo (Hrs)
0.003	0.005	—	—	10.7	5266.2	0.2	9:36
0.0035	0.005	—	—	10.7	5247.7	0.56	4:50
0.0035	0.005	-4.0e-7	0.354	10.7	5254.3	0.43	1:39

^aTamaño de elemento uniforme en el volumen.

Tabla 3.4. Resultados de la tercera etapa de simulaciones.

Además de reproducir la F_{imp} requerida en las simulaciones, es importante también considerar el comportamiento dinámico de la fuerza de contacto, para corroborar que la malla final propuesta ofrece un comportamiento similar a la fina. La Fig 3.15 muestra que las curvas correspondientes a la malla fina y la final propuesta no difieren significativamente. Por lo dicho anteriormente, la malla final será la utilizada en posteriores simulaciones en conjunto con la masa efectiva propuesta.

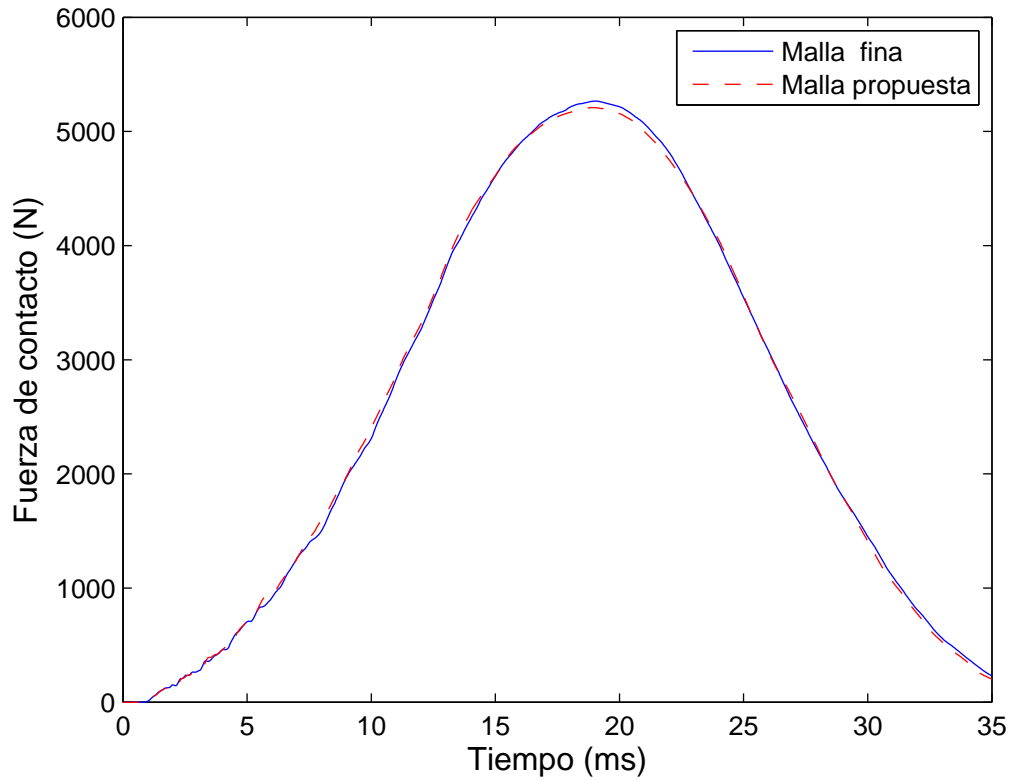


Figura 3.15. Digramas F_{imp} correspondiente a la malla fina y propuesta.

3.6. Conclusiones

El modelo de impacto por medio de elemento finito se buscó que fuera simple, con un reducido coste computacional y que además tratara de cubrir la mayor parte de la física del fenómeno. Este modelo se compone principalmente del fémur, tejidos blandos y masas puntuales (masa efectiva) para incorporar la porción de masa corporal que pudiera influir en el impacto. Para la selección de la cantidad de masa añadida se encontró el valor requerido para reproducir el valor de fuerza de impacto (F_{imp}), obtenida por medio de fórmulas analíticas obtenidas de la literatura en el capítulo anterior. El valor de masa propuesto es de 10.7 kg, el cual resultó en una F_{imp} de 5254 N, esto con un tiempo de simulación de 1:39 Hrs.

En el siguiente capítulo se usará como base este modelo para encontrar los parámetros de diseño de un piso que logre atenuar una gran parte de la fuerza de impacto. Para esto se modificará únicamente la superficie de impacto, al cambiar el suelo rígido por el piso de atenuación propuesto. Para todo esto se requerirán una gran número de simulaciones, tratando de obtener la mejor configuración para la estructura propuesta.

CAPÍTULO 4

Diseño del piso de atenuación

En este capítulo se propondrá una estructura para el piso de atenuación, en la cual la reducción en la fuerza de impacto se buscará sea comparable con la obtenida por pisos comerciales, intentando cumplir con las especificaciones para evitar una fractura de cadera. Este piso, al mismo tiempo, no debe de presentar altas deformaciones en el caminado normal. De lo contrario solo incrementaría el número de caídas y a la vez la probabilidad de que ocurra la fractura.

Primeramente se presentará el modelo de piso propuesto y los parámetros que fueron elegidos para hacer un análisis paramétrico, buscando la mejor opción. Además se detallarán las modificaciones y consideraciones hechas en el modelo de elemento finito. Posteriormente se propondrá el modelo de elemento finito para evaluar la deformación de la estructura, el cual se efectuará como un análisis estático.

Para analizar la eficacia de la estructura seleccionada, esta se comparará con diseños de pisos vistos en la literatura, los cuales fueron presentados en el capítulo 1. Para finalizar se propondrá una mejora al piso propuesto, esto como se verá más adelante principalmente para reducir la deformación obtenida.

4.1. Estructura propuesta y adecuaciones al modelo de impacto

Para la propuesta de la estructura del piso se tenía como principal restricción lo contenido en las patentes existentes, debido a que muchas de estas no patentan solo las formas, sino también las ideas. Por lo anterior se optó por una estructura sencilla y no vista en las patentes encontradas.

Para seleccionar una estructura se debe considerar una que pueda disipar gran cantidad de energía, así como ser lo suficientemente rígida en la fase de uso normal. Estos requerimientos por lo general se contraponen, debido a que una superficie más rígida reducirá en menor manera la fuerza de impacto. Pensando en cumplir estos requerimientos se propuso una estructura "honeycomb", la cual posee una gran rigidez bajo cargas de compresión y tracción, y además puede ceder fácilmente bajo cargas de impacto.

Primeramente se evaluó la dimensión de la altura del suelo. Esta no debe de ser demasiado corta debido a que la altura guarda una relación directa con la cantidad de energía que puede

disipar la estructura, lo cual es complicado lograr con una altura muy reducida. De manera contraria una estructura muy alta podría deformarse fácilmente, además se debe de considerar que es un espacio que se le quita a la vivienda. Debido a lo anterior, y tomando como base las dimensiones de los pisos vistos en la literatura, se usó una altura para el piso de 25 mm, la cual varios pisos usan y son capaces de reducir significativamente la fuerza de impacto [27, 28].

Otro parámetro que se puede considerar es la placa superior, la cual sirve para dar soporte a la estructura y de unión entre columnas. La altura de esta se tomó de 5 mm (Fig. 4.1), basándose en las proporciones del piso desarrollado por Scott y Betteridge [25, 26]. Este valor de espesor de la placa superior será asignado a todos los pisos descritos en este trabajo.

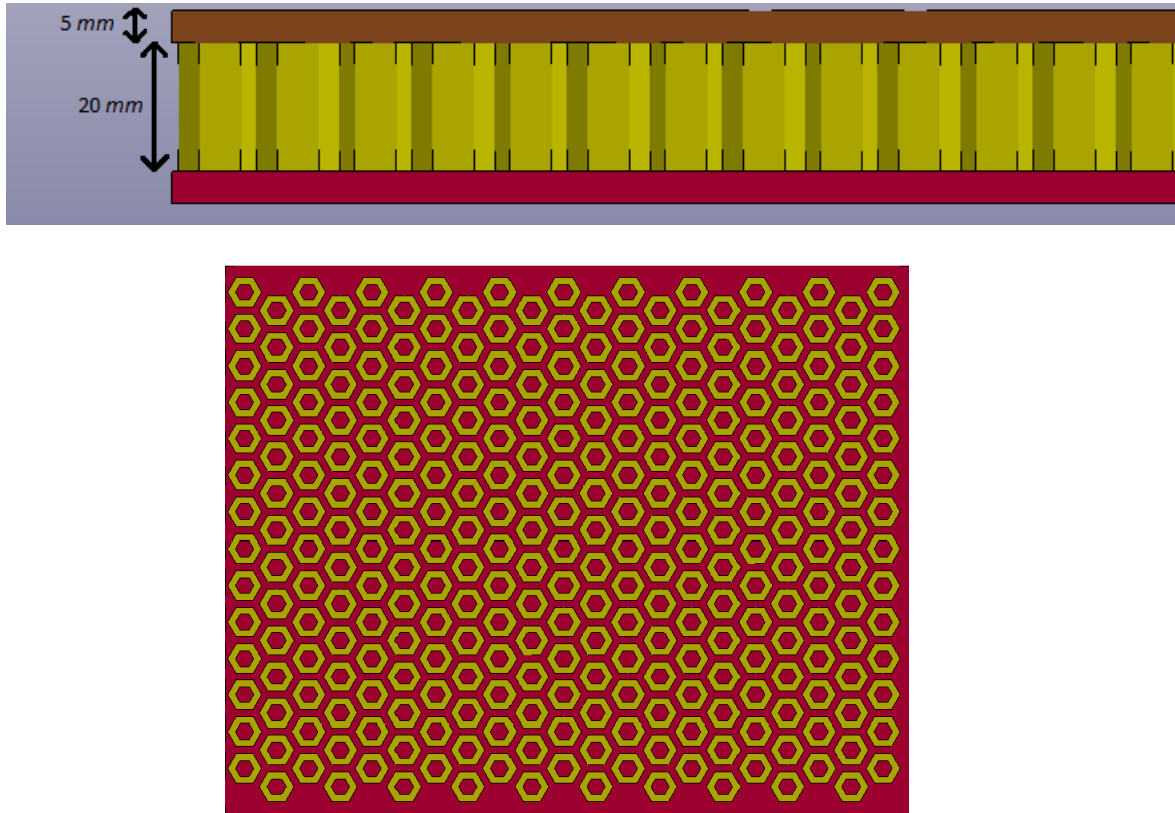


Figura 4.1. Piso de atenuación propuesto.

En lo que respecta al núcleo del piso, la estructura del piso propuesta se muestra en la Fig. 4.2. Primeramente la altura de las columnas hexagonales se consideraron de 20 mm, la cual es constante en los diseños. Como variable de diseño se seleccionaron el radio (r) sobre el cual está inscrito el hexágono exterior, el espesor de la columna (e) y finalmente la separación entre los centros de las columnas (S).

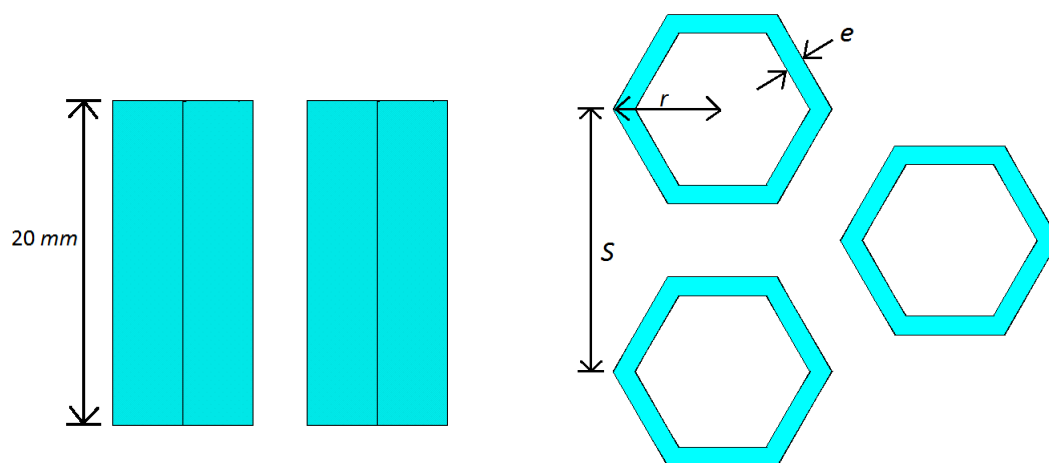


Figura 4.2. Parámetros de diseño del piso de atenuación.

En la Tabla 4.1 se muestran los valores iniciales que se tomaron para estas variables, y de los resultados de F_{imp} obtenidos para estos diseños iniciales se propondrán nuevas estructuras buscando reducir aún más la fuerza de impacto.

Parámetro	Valores iniciales tomados (mm)
r	5,6.5,7,7.5,8.5
e	1,2,3,4,5
S	12,13,14,15,16,17,18

Tabla 4.1. Valores iniciales para los parámetros del piso de atenuación.

4.1.1. Adecuaciones al modelo de impacto

El piso de atenuación propuesto se colocó entre el suelo rígido y el fémur, manteniendo la separación entre el fémur y el piso tal como se planteó en la sección 3.1 (Fig. 4.3). Además, la superficie inferior de las columnas se fijó al suelo inferior rígido.

El material seleccionado para el piso de atenuación fue caucho, el cual es ampliamente usado en pisos de atenuación. Este material permite alcanzar altas deformaciones y regresar a su configuración inicial, además de que es un material con un tiempo de vida útil relativamente grande. En específico se seleccionó un material de caucho EPDM (ethylene propylene diene monomer), ya que este tipo es recomendado para el diseño de pisos de atenuación por algunas patentes [24].

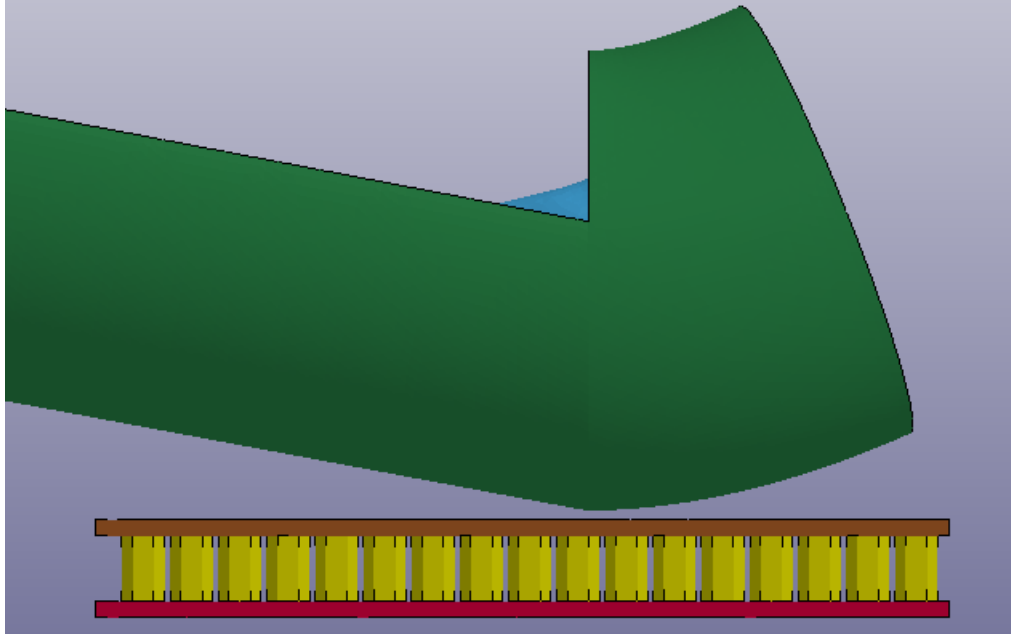


Figura 4.3. Modelo CAD con piso de atenuación.

El tipo de modelo más empleado para caracterizar este tipo de material es un modelo hyperelástico de Mooney-Rivlin (ec. 4.1), el cual está basado en la energía de deformación W . Como se muestra en la ecuación, el modelo para un material incompresible como el caucho solo requiere de dos variables para su caracterización, C_{10} y C_{01} . Las literales I_1 y I_2 son invariantes de la deformación.

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (4.1)$$

La forma de seleccionar un caucho es por medio de su índice de dureza, por lo que los parámetros del modelo Mooney-Rivlin dependerán de la dureza escogida. Para escoger el índice de dureza también se tomaron como referencia los límites recomendados por las patentes, en las cuales se recomienda un rango entre 40 y 70. En nuestro caso fue escogido un valor de 50, el cual está dentro del rango señalado.

Con base en el índice escogido primeramente es necesario determinar el módulo de elasticidad del material (E , en MPa) por medio de la ec. 4.2 [78], donde H_A es el índice de dureza.

$$E = (15.75 + 2.15H_A)/(100 - H_A) \quad (4.2)$$

Con base en el índice de dureza se pueden determinar los parámetros del modelo usando las siguientes expresiones [78].

$$C_{10} = E/7.5 \quad (4.3)$$

$$C_{01} = 0.25 C_{10} \quad (4.4)$$

En la Tabla 4.2 se muestran los parámetros correspondientes para el material seleccionado, caucho EPDM con un índice de dureza 50.

Parámetro	Valores considerados
E	2.465 MPa
ρ	1070 kg/m ³
ν	0.5
C_{10}	0.3287 MPa
C_{01}	0.08217 MPa

Tabla 4.2. Propiedades para el material del piso de atenuación.

En lo referente al mallado se seleccionó un tipo de elemento SOLID164, el cual se ajustó a un tamaño de elemento homogéneo de 0.0035 m, tal como las demás partes del modelo de impacto en el capítulo anterior. Para agregar el posible contacto entre las distintas partes de la estructura al deformarse, se agregaron al modelo dos contactos más de tipo nodo a superficie. El primero se colocó entre las columnas y la parte superior del piso, el segundo entre las columnas y el suelo rígido.

Además, la opción de escalamiento de masa fue usada para reducir el tiempo de computo, pero lo cual el tamaño de paso se ajustó a $-4 \text{ e-}7 \text{ s}$. Por último, la duración de la simulación se mantuvo en 35 ms.

4.1.2. Resultados de impacto del piso de atenuación

Con los pisos hechos con las distintas configuraciones de la Tabla 4.1 se pudo obtener valores de F_{imp} que varían entre 4350 N y 3519 N, correspondiendo este último a la máxima atenuación proporcionada por un piso. En la Tabla 4.3 se muestran algunos de los modelos de pisos que obtuvieron un mejor comportamiento en la fase de impacto. En esta también se señala el porcentaje de atenuación alcanzado con las estructuras, tomando como referencia la fuerza obtenida con respecto al suelo rígido, la cual es de 5254.3 N.

Parámetros de diseño (mm)			F_{imp} (N)	Atenuación (%)
r	e	S		
6.5	3.5	14	3835	27
6.5	3.5	17	3519	33
6.5	3	17	3757	28.5

Tabla 4.3. Resultados de impacto del piso de atenuación.

Con base en estos resultados se ve que los valores de atenuación más altos son proporcionados por estructuras con un hexágono inscrito en un círculo de radio 6.5 mm. En la Fig. 4.4 se muestra la curva F_{imp} contra tiempo de la estructura con la máxima atenuación alcanzada.

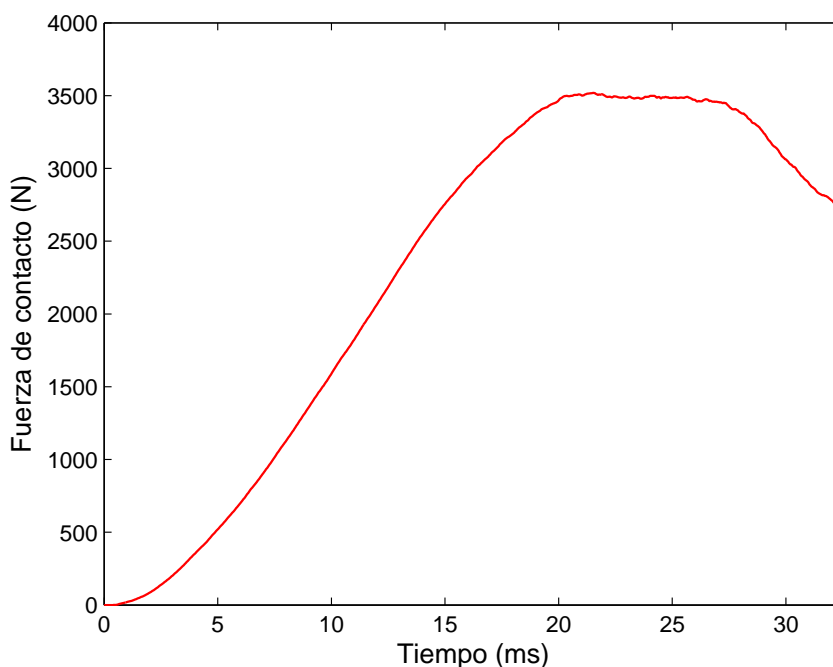


Figura 4.4. Diagrama de F_{imp} del piso con la máxima atenuación.

En la Tabla 4.4 se encuentran constantes que pueden servir para analizar la falla y el diseño de un caucho tipo EPDM, el cual es el que se está usando en este trabajo.

Parámetro	Valores considerados
Ultima deformación	420 %
Carga de rotura	18.1 MPa
Temperatura servicio	-46 a 121 °C
Resistencia al desgarro	20 N/mm

Tabla 4.4. Propiedades de diseño para material del piso de atenuación.[78, 79]

El análisis de falla de un material tipo caucho se basa en la cantidad de deformación que puede soportar antes de la ruptura, antes de esta toda deformación se considera dentro de la región elástica. Para el tipo de caucho seleccionado la máxima deformación permisible antes de que ocurra la ruptura es de 420 % [78]. En la Fig. 4.5 se muestra los resultados de deformación bajo impacto del piso propuesto los cuales son de 170 % por lo que se asegura que este no falla y tiene una deformación recuperable.

Con respecto a los esfuerzos a los que está sometido el piso, se encontraron valores máximos de 7.14 MPa (Fig. 4.6). Estos se encuentran aún en el rango permisible para el material el cual puede soportar valores de hasta 18.1 MPa, por lo que tampoco falla por los esfuerzos presentes en el piso.

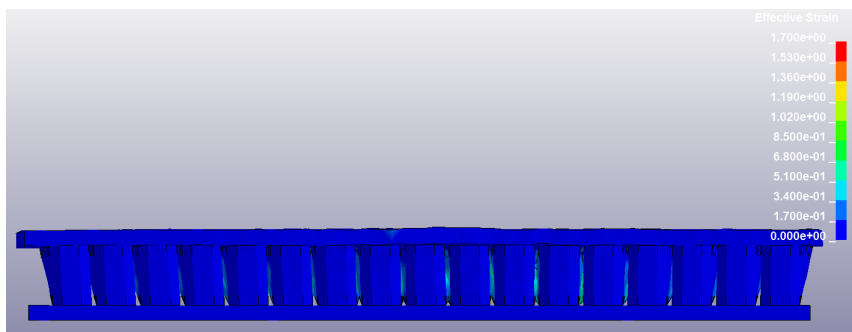


Figura 4.5. Deformación del piso bajo impacto

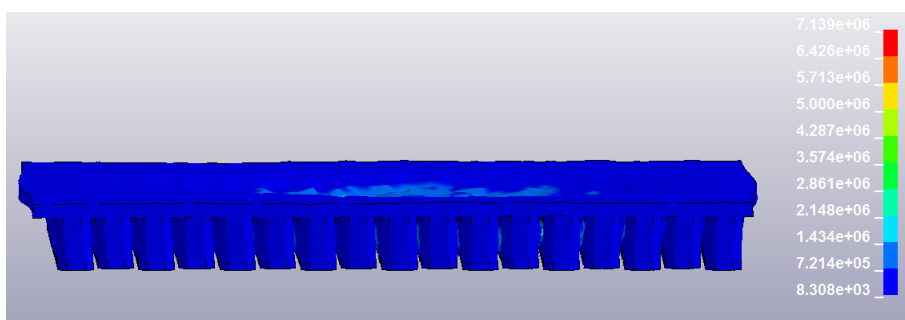


Figura 4.6. Esfuerzos presentes en el piso de atenuación

Analizando los valores de esfuerzo, se pudo observar que estos se concentraban en los vértices en los cuales la columna hexagonal se une con la placa superior (Fig. 4.7). Debido a lo anterior una opción para disminuir estos valores es con algún redondeo en la unión de la placa superior y las columnas.

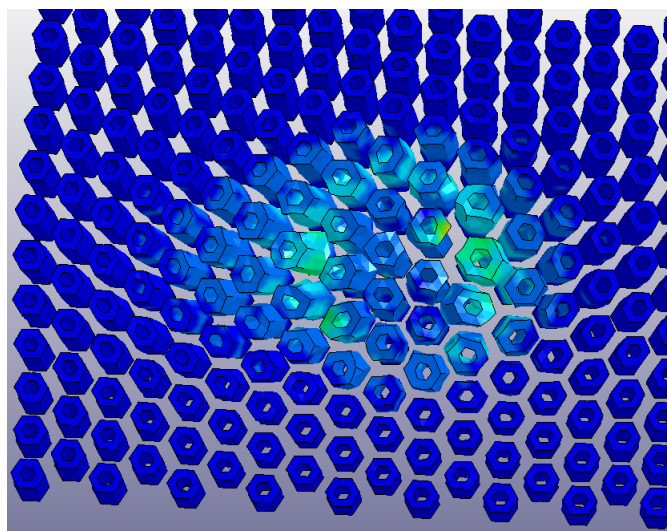


Figura 4.7. Concentraciones de esfuerzos en las columnas

4.2. Análisis de impacto por medio de un modelo Masa-Resorte

Como se mencionó en el capítulo 2 una alternativa para simular la fase de impacto es por medio de un modelo masa-resorte-amortiguador. Aunque debido al bajo coeficiente de amortiguamiento para la zona de la cadera ($\zeta \approx 0.2$) un sistema masa-resorte (Fig. 4.8) puede ser más que adecuado para el análisis de impacto [34]. Donde m es la masa efectiva y k es la rigidez de la cadera, la cual para mujeres se ha determinado en 71 060 N/m [41].

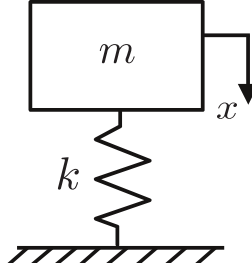


Figura 4.8. Sistema masa-resorte.

La ecuación de movimiento de este modelo suponiendo la posición no esforzada del resorte en $x=0$ está dada por

$$m\ddot{x} = mg - kx \quad (4.5)$$

Las condiciones iniciales consideradas son las siguientes, donde v es la velocidad con la cual la cadera golpea el suelo (3.17 m/s).

$$x(0) = 0 \quad (4.6)$$

$$\dot{x}(0) = v \quad (4.7)$$

La solución de la ecuación de movimiento 4.5, sujeta a las condiciones consideradas es

$$x(t) = \frac{v}{w_0} \sin w_0 t + \frac{mg}{k} (1 - \cos w_0 t) \quad (4.8)$$

Donde

$$w_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (4.9)$$

Ahora considerando que $F = kx$, se puede obtener la fuerza de impacto como

$$F(t) = \frac{vk}{w_0} \sin w_0 t + mg(1 - \cos w_0 t) \quad (4.10)$$

Para obtener la fuerza máxima (F_{imp}) se puede diferenciar $F(t)$ y igual a cero, lo que resulta en un valor máximo considerando

$$w_0 t = \tan^{-1} \left(\frac{-vw_0}{g} \right) = \pi - \tan^{-1} \left(\frac{vw_0}{g} \right) \quad (4.11)$$

Sustituyendo la ec. 4.10 en la ec. 4.11 se puede obtener la F_{imp} , para cada valor de masa efectiva propuesta. En nuestro caso se propuso el valor de $F_{imp}=5277$ N, para lo que se requiere con este modelo una masa efectiva de 34.059 kg.

Para evaluar la atenuación proporcionada para el mejor piso obtenido en la sección anterior, al modelo masa-resorte se le añadió un resorte más en serie para representar al piso propuesto (Fig. 4.9).

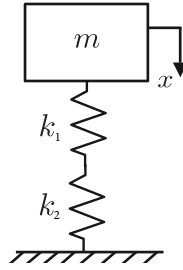


Figura 4.9. Sistema masa-resorte considerando el piso de atenuación.

Donde k_1 representa la rigidez de la cadera y k_2 el piso de atenuación. La F_{imp} resultante puede ser obtenida también con las ec. 4.10 y ec. 4.11 considerando k como la resultante de sumar en serie k_1 y k_2 .

$$k = \frac{1}{\frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2}} \quad (4.12)$$

Para obtener la rigidez del piso se consideró la correspondiente bajo una carga axial, que es la carga más característica en el impacto. Esta se obtuvo por medio de

$$k = \frac{EA}{L} \quad (4.13)$$

Donde E es el módulo de elasticidad ($E=2.465$ MPa), A es el área de la sección transversal y L la longitud de la columna. El valor de área se consideró un círculo de radio 2.5 cm debido a que se encontró que es el área alrededor del trocánter mayor donde se distribuye la mayor cantidad de carga durante el choque [80].

La rigidez del piso se obtuvo en dos partes, una que corresponde a la placa superior y otra para las columnas. El valor de L para estas dos es de 5 mm y 20 mm respectivamente. El área de la placa superior fue $1.9635 \times 10^{-3} \text{ m}^2$ y el área de las columnas fue $6.047 \times 10^{-4} \text{ m}^2$. El área de las columnas se determinó para el piso con mejor atenuación de la sección anterior ($r=6.5$ mm, $e=3.5$ mm y $S=17$ mm), en el cual se encontró que para una circunferencia de 2.5 cm caben aproximadamente 7 columnas.

Como la magnitud de las presiones señaladas fueron obtenida con base en una persona con masa corporal distinta a la considerada en la presente investigación (70.7 kg), estas presiones se modificaron para considerar esta variación. Las magnitudes escaladas se muestran en la Tabla 4.5, como se ve las magnitudes solo fueron multiplicados por un factor de 1.2 (70.7/59).

Presión Casalena et al. [22] (kPa)	Presión empleada (kPa)	Numero de celdas
50	60	14
100	120	10
150	180	9
200	240	9
250	300	8
300	360	5
350	420	1

Tabla 4.5. Presiones escaladas a la masa usada.

El modelo CAD para la simulación correspondiente a la deformación se muestra en la Fig 4.11. Este solo incluyó la estructura del piso de atenuación, el cual está formado por la placa superior del suelo y las columnas de soporte.

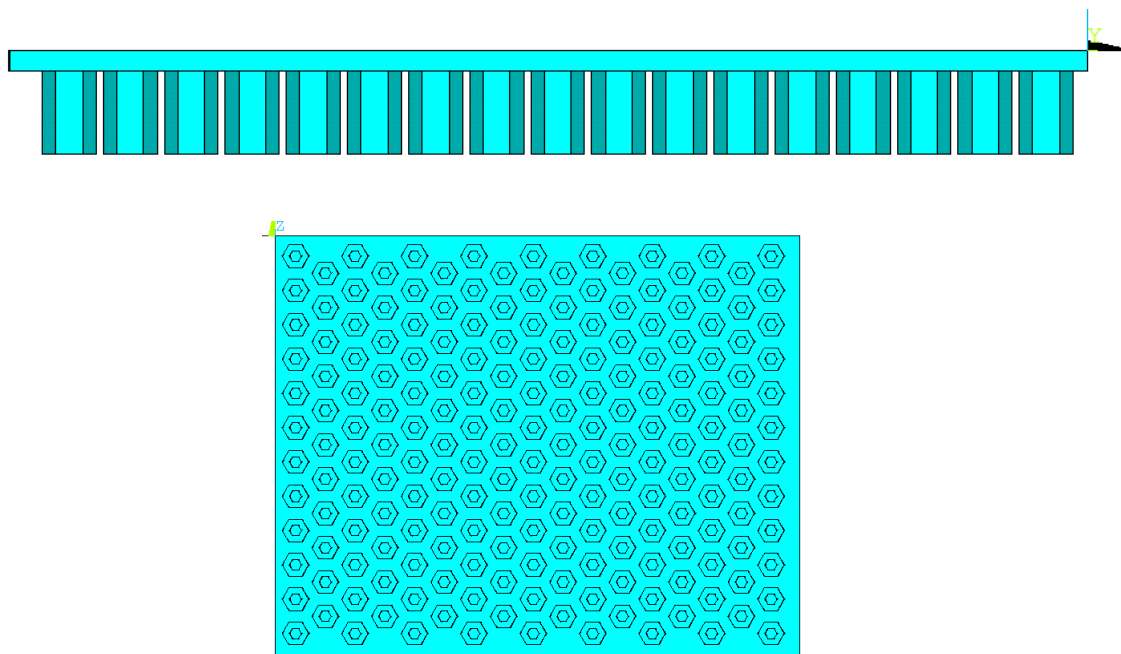


Figura 4.11. Modelo CAD de la simulación de deformación.

En la parte superior de la estructura se colocó una distribución de áreas (Fig. 4.12), igual a la configuración de las presiones durante el golpe de talón. Esta se colocó en la parte central del piso de atenuación aunque cabe resaltar que también se varió su posición en otras simulaciones, aunque no se mostrarán resultados debido a su poca variación.

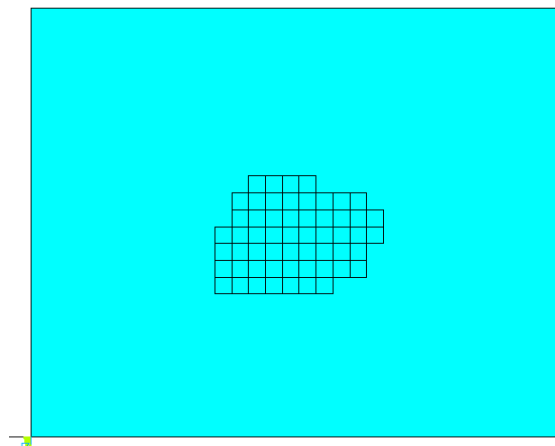


Figura 4.12. Áreas para asignar las presiones de caminado en el Modelo CAD.

La distribución mostrada fue usada en la asignación de las presiones señaladas en la Tabla 4.5. Además, la única restricción considerada en el modelo fue la restricción en el desplazamiento en la parte inferior de las columnas de soporte.

En lo referente a las propiedades de la malla y asignación de propiedades del material, el elemento elegido para mallar la estructura fue un SOLID245, el cual es un elemento tetraedro y puede ajustarse mejor a la geometría. Se determinó que un tamaño de elemento de 0.0035 m aseguraba convergencia en los resultados, por lo que este fue usado (Fig. 4.13). Las propiedades de material se colocaron de la misma magnitud que en la prueba de impacto, con un modelo Mooney-Rivlin (Tabla 4.2).

4.3.2. Resultados de deformación del piso de atenuación

Las mejores estructuras de la fase de impacto, fueron probadas con las cargas de caminado para obtener el valor de deformación máxima alcanzado en el uso cotidiano. En la Tabla 4.6 se muestran algunos de los resultados obtenidos en estas simulaciones

Parámetros de diseño (mm)			F_{imp} (N)	Atenuación (%)	Deformación (mm)
r	e	S			
6.5	3.5	14	3835	27	4.546
6.5	3.5	17	3519	33	6.478
6.5	3	17	3757	28.5	7.135

Tabla 4.6. Resultados de deformación del piso de atenuación.

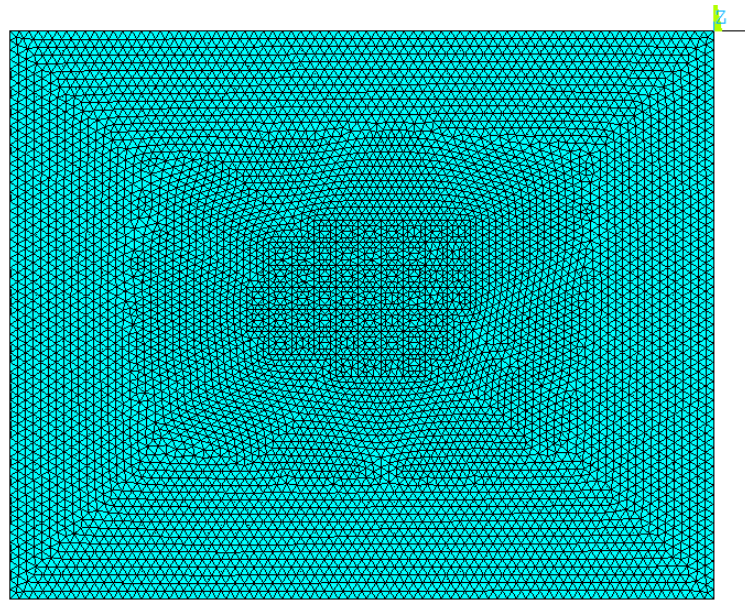


Figura 4.13. Malla usada para simulaciones de deformación.

Mientras que la Fig. 4.14 muestra los resultados de la distribución de deformación obtenida.

DMX =.006478
SMX =.006478

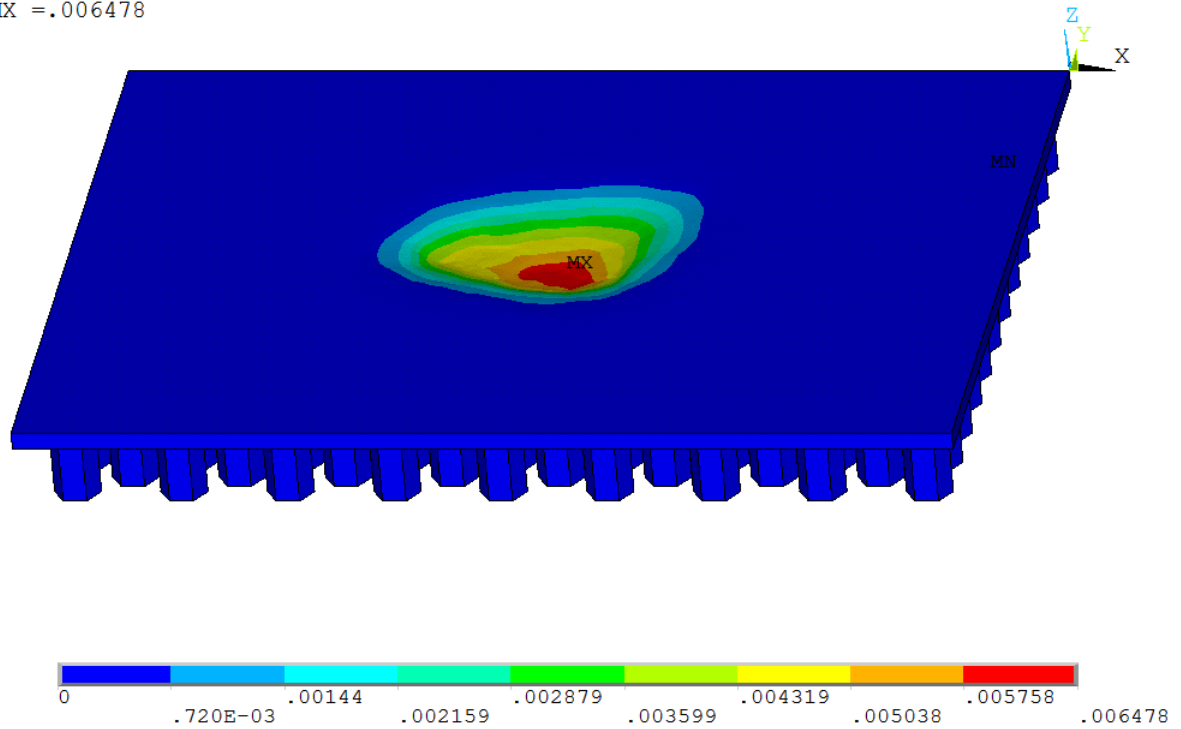


Figura 4.14. Resultados de deformación obtenidos.

Con base en los resultados de deformación y de atenuación de la fuerza de impacto, se propone como la mejor estructura desarrollada la remarcada en la tabla anterior. Esta corresponde a una configuración con $r=6.5$ mm, $e=3.5$ mm y $S=17$ mm, la cual proporciona la mayor atenuación de F_{imp} (33 %) y una deformación de 6.5 mm.

Es importante recordar en este punto el requerimiento de que la estructura logre reducir F_{imp} hasta la fuerza en la cual el hueso se fractura. Como resultado del capítulo 2, esta fuerza de fractura F_{frac} se determinó en 2863 N. Pero no se puede hacer una comparación entre F_{imp} y F_{frac} directamente, pues están determinadas en distintos puntos de referencia. La primera es entre los tejidos blandos y el suelo, mientras que la segunda es directamente en el hueso. Existiendo entre estos un cambio debido a los tejidos blandos.

Para lo cual en el Apéndice A se determinó cual es la porción de F_{imp} que recibe el fémur F_{femur} , la cual si puede ser comparada con F_{frac} . La magnitud de esta para nuestro espesor de tejidos blandos (40 mm) se definió en 0.9344 veces F_{imp} .

Debido a lo anterior, la F_{femur} para nuestro piso propuesto es de 3288 N, la cual aún es mayor a la fuerza de F_{frac} . Sin embargo, con base en los resultados de los variantes de pisos, se ha concluido que alcanzar este límite con la estructura propuesta es una exigencia que no se puede cumplir.

Por otro lado para analizar el valor de deformación, a falta de una restricción específica, se pueden analizar las deformaciones dadas por pisos encontrados en patentes que se encuentran en el mercado. Esto es uno de los objetivos de la siguiente sección, en donde se mostrará que los rangos de deformación de la estructura propuesta son equiparables con los de las patentes.

4.4. Comparación con estructuras de patentes

Se escogieron dos pisos de los encontrados en la literatura para compararlos contra la estructura propuesta, tanto en atenuación durante el impacto, así como en deformación. El primero es el piso desarrollado por Casalena et al. [23] y Streit et al. [24], el cual es un piso de doble rigidez en el cual se tienen dos diferentes momentos de inercia debido a la configuración de las columnas. Esto ya se ha mostrado en el capítulo 1, donde cada columna es colocada ortogonalmente a sus vecinos (Fig. 4.15).

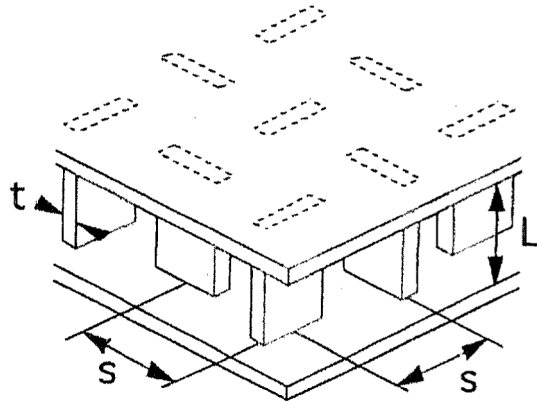


Figura 4.15. Primera estructura de la literatura analizada.

Para esta primera estructura se probaron varias configuraciones, incorporando a estas las dimensiones dadas por las patentes y artículos. Siendo importante el mencionar que en estos no son proporcionadas todas las dimensiones necesarias, además de que en todas las simulaciones se consideró una altura de las columnas de 20 mm. En la Fig. 4.16 se muestran las variables de diseño de la estructura.

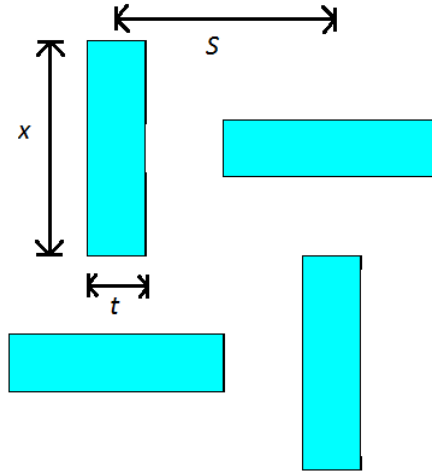


Figura 4.16. Variables de diseño de la primera patente.

El segundo piso seleccionado es un piso de doble rigidez desarrollado por Scott y Betteridge [25, 26]. Esta estructura tiene doble rigidez debido a que la parte superior es de un espesor mayor que la parte inferior (Fig. 4.17), la cual tiene el propósito de vencerse durante el impacto.

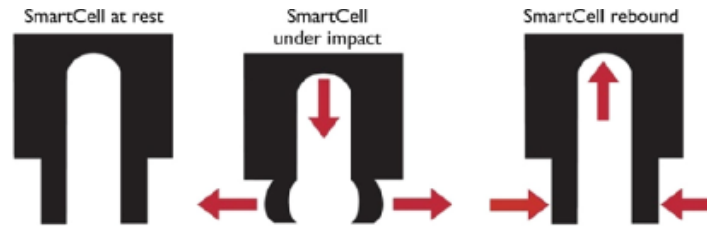


Figura 4.17. Segunda estructura de la literatura analizada [25, 26].

En lo que respecta a esta estructura, se considera una de las formas más simples señaladas en la patente, debido a que en esta se mencionan características que pueden mejorar a la estructura. Estas mejoras, tales como la colocación de puentes entre columnas o considerar una forma cónica no se pudieron implementar debido a que exigen demasiado costo en la parte de modelado.

En la determinación de las primeras variantes de esta estructura se usaron las medidas y proporciones dadas tanto en patentes como en otras referencias [25, 26, 81]. En la Fig. 4.18 se muestra una vista de un piso con esta estructura.

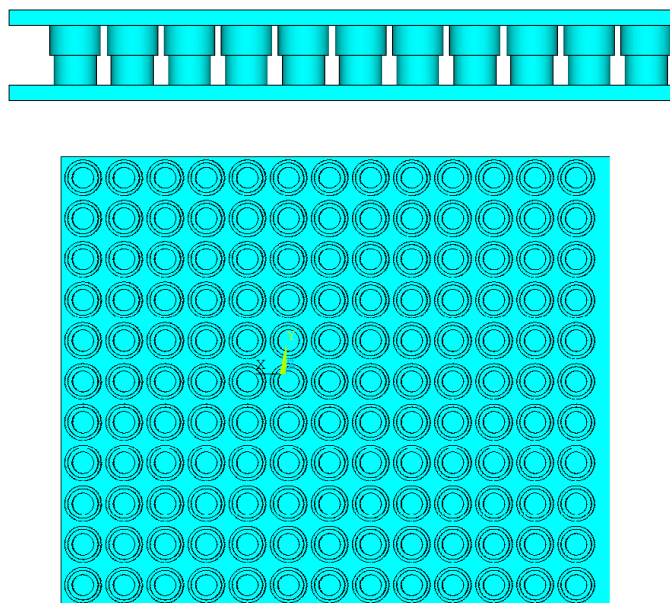


Figura 4.18. Ejemplo de un piso con la segunda estructura analizada.

En la Fig. 4.19 se muestra la estructura y sus parámetros de diseño, en donde se consideró una altura de columnas de 20 mm. Es importante mencionar que aunque esta tiene gran cantidad de variables, no se realizaron demasiadas simulaciones, dado que solamente se buscaba obtener el rango de atenuación provistos por la estructura.

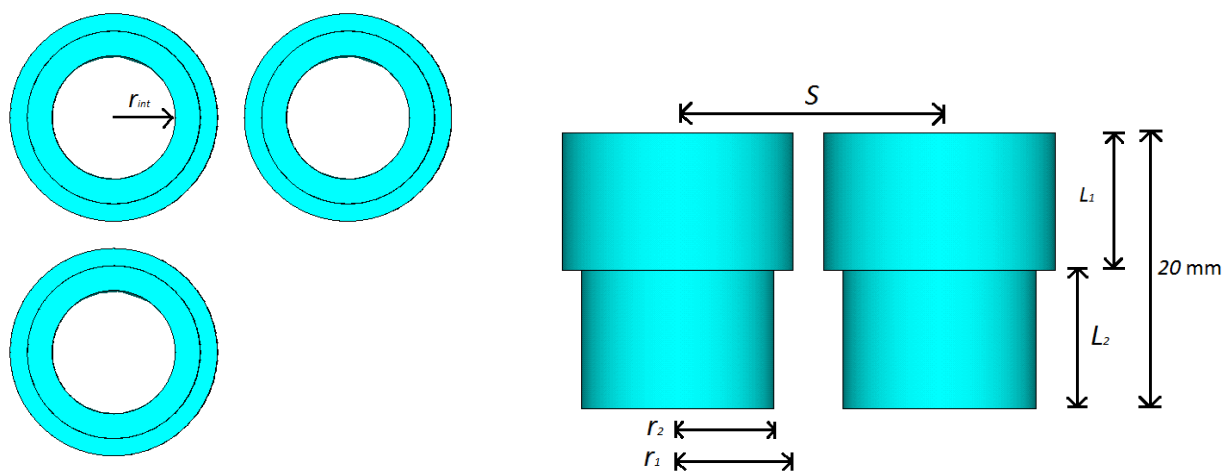


Figura 4.19. Parámetros de diseño de la segunda estructura analizada.

4.4.1. Modelo de elemento finito de los pisos de las patentes

Para el análisis de elemento finito de las dos estructuras antes mencionadas se consideró como base lo desarrollado para evaluar el piso propuesto en este trabajo. La única diferencia entre las diferentes simulaciones es la estructura del piso.

En el caso de la simulación de impacto, se usaron las mismas condiciones de frontera y las mismas restricciones. Para las propiedades del material se emplearon los mismos que en nuestro trabajo para poder hacer un análisis comparativo de cada estructura bajo las mismas condiciones. Esto además de que el material escogido para el piso de atenuación desarrollado se basó gran parte en las recomendaciones de algunas de estas patentes. Además, se eligió el mismo elemento SOLID164 para todo el mallado, con un tamaño de elemento homogéneo de 0.0035 m.

Una vez obtenidos los resultados de atenuación, los mejores modelos se simularon para obtener los valores de deformación en el caminado. De la misma manera que en las simulaciones de impacto, en esta solo se modificó la estructura, manteniéndose todos los demás parámetros de la simulación. Igualmente la distribución de presiones se mantuvo en la posición central de la estructura, y el mallado se hizo con un tipo de elemento SOLID245. En la Fig 4.20 se muestran los modelos CAD de ambos pisos usados en estas simulaciones.

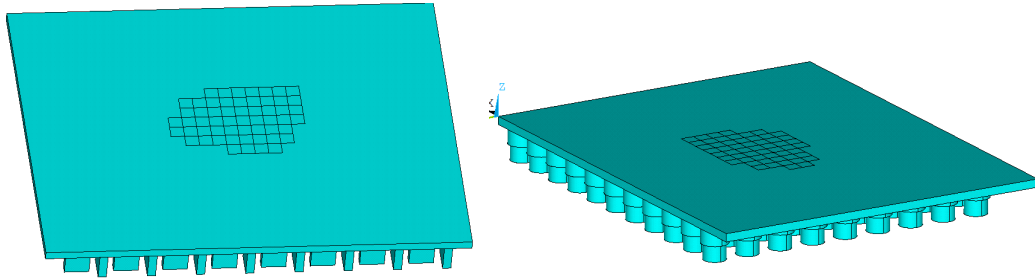


Figura 4.20. Modelos CAD para la prueba de deformación.

4.4.2. Resultados y comparación de estructuras

Las configuraciones de las estructuras con los mejores valores de atenuación para la primera patente considerada se muestran en la Tabla 4.7.

Parámetros de diseño (mm)			F_{imp} (N)	Atenuación (%)
x	t	S		
15	4	15	3849	26.7
15	5	15	3518	33

Tabla 4.7. Resultados de impacto de la primera patente.

En la Fig 4.21, se muestra la gráfica Fuerza de contacto contra tiempo de la estructura que obtuvo la máxima atenuación con esta estructura.

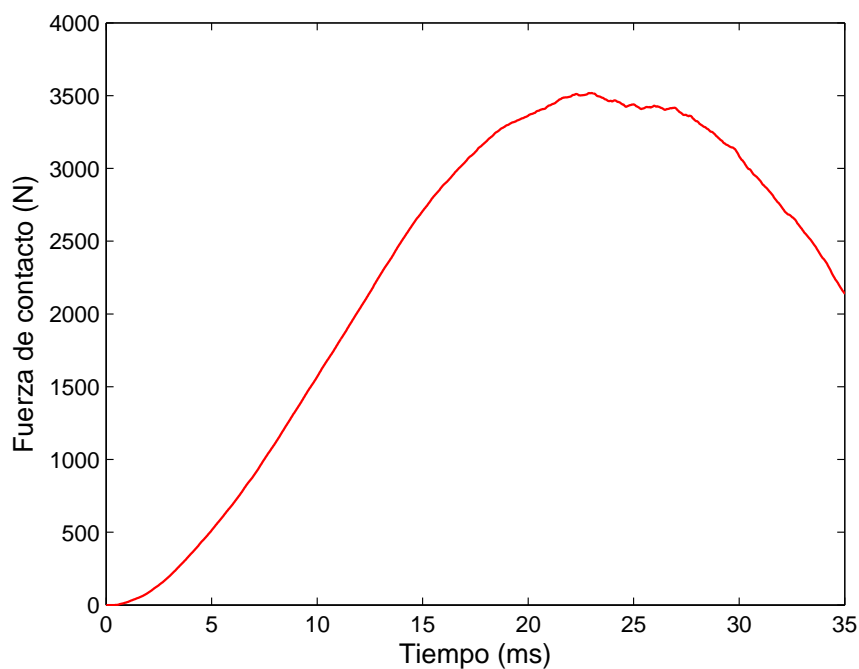


Figura 4.21. Diagrama de F_{imp} del piso con la máxima atenuación de la primera patente.

De las dos configuraciones mostradas en la tabla anterior se optó por evaluar la segunda estructura a la prueba de deformación. Como se muestra en la Fig. 4.22, de este diseño resultó un valor de deformación de 6.636 mm.

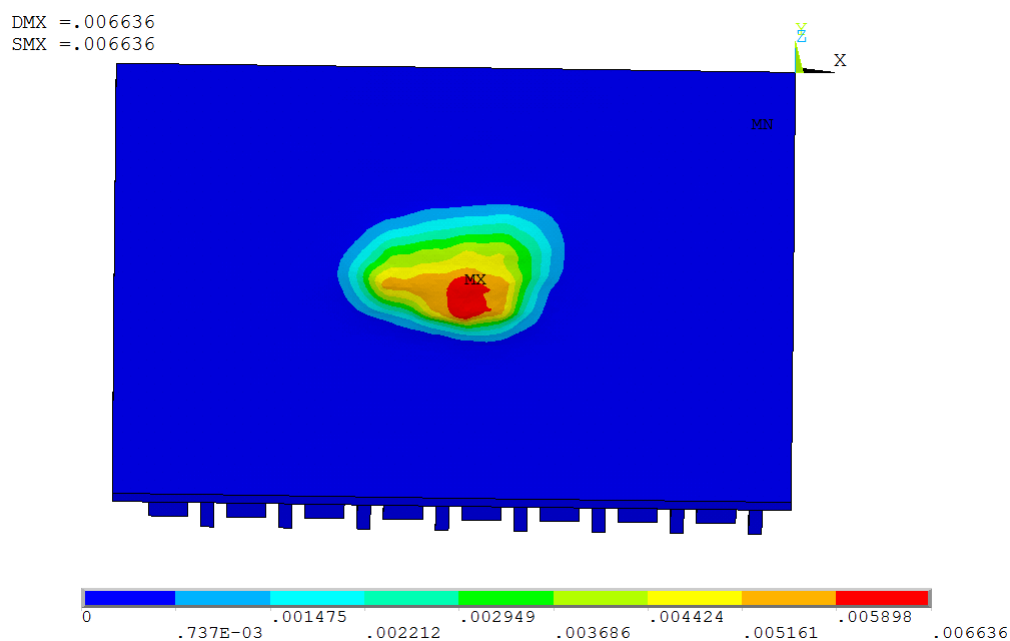


Figura 4.22. Resultados de deformación de la primera patente.

Para la segunda estructura considerada, los valores de atenuación de los mejores pisos encontrados se muestran en la Tabla 4.8. En ambas configuraciones L_1 y L_2 se consideraron con una magnitud igual a 10mm, y el r_{int} es de 5 mm.

Parámetros de diseño (mm)			F_{imp} (N)	Atenuación (%)
r_1	r_2	S		
16.8	14	19	3735.3	28.9
16.8	14	22	3740.4	28.8

Tabla 4.8. Resultados de impacto de la segunda patente.

Como ya se mencionó anteriormente, en esta estructura no se hicieron muchas pruebas con el objetivo de reducir al máximo F_{imp} . Lo anterior debido a que solo se buscaban tendencias y a que además se habían probado con las configuraciones y recomendaciones dadas en la patente. En la Fig. 4.23, se muestra la gráfica de fuerza de contacto vs tiempo de la primera estructura de la tabla anterior.

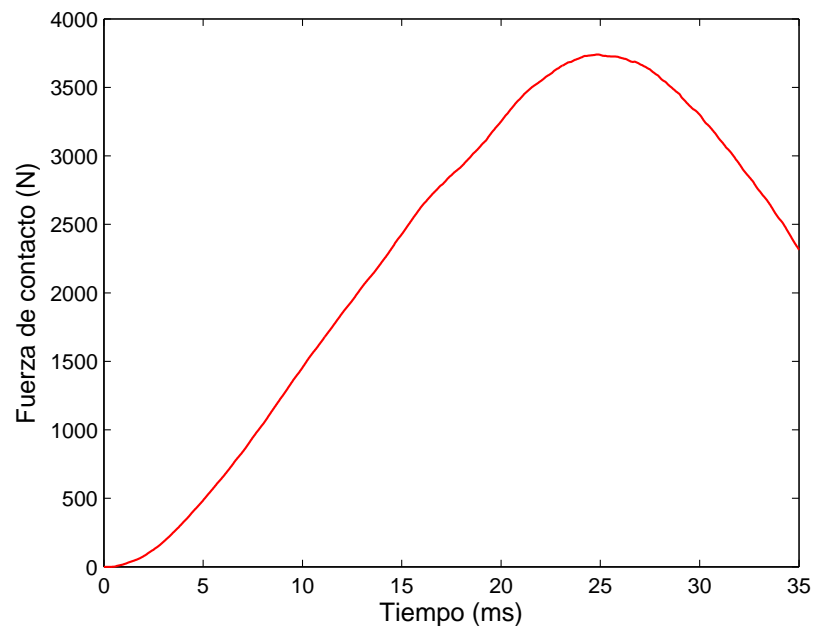


Figura 4.23. Diagrama de F_{imp} del piso de la segunda patente.

Para la fase de caminado los resultados obtenidos con la segunda patente son de 6.195 mm de deformación máxima, como se puede ver en la Fig. 4.24.

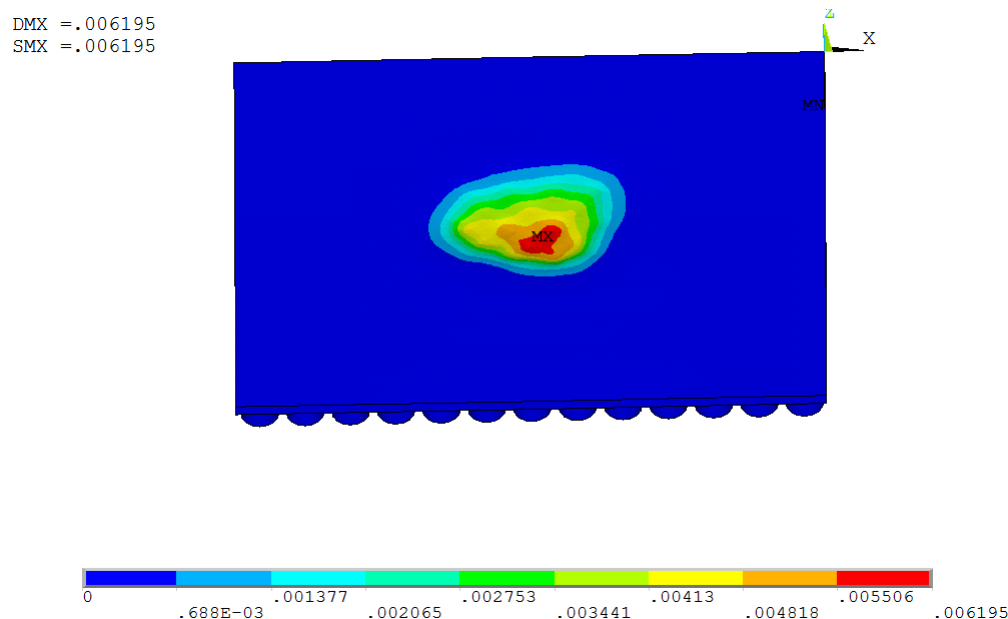


Figura 4.24. Resultados de deformación de la segunda patente.

Los resultados de los mejores pisos obtenidos por las estructuras de patentes y la obtenida con la propuesta de este trabajo se encuentran en la Tabla 4.9.

Diseño	F_{imp} (N)	Atenuación (%)	Deformación (mm)
Casalena et al. [23] y Streit et al. [24]	3518	33	6.636
Scott y Betteridge [25, 26]	3735.3	28.9	6.195
Propuesto	3519	33	6.478

Tabla 4.9. Comparación entre pisos: patentes vs propuesto.

Como se puede analizar en la tabla anterior, el diseño del piso desarrollado esta en los rangos de los pisos reportados en la literatura los cuales sirven en la protección de una caída. Aunque no se alcanzó la reducción de F_{imp} propuesta en este trabajo para evitar la fractura, el piso puede ayudar a la atenuación del impacto en una caída. En la Fig. 4.25 se muestra los rangos de atenuación de F_{imp} que dicen ser proporcionados por el desarrollador de pisos SorbaSHOCK [28, 29]. En estos pisos aunque no se probaron, se muestran rangos de atenuación muy similares, y que para el rango de velocidades usadas supera sus valores de atenuación. Por lo anterior, la estructura propuesta puede estar a la par de los diseños de la literatura o llegar a ser mejor, y al mismo tiempo ser de utilidad en que una caída no resulte en una fractura.

Una de las partes que se tiene que cuidar en la estructura es el que se mantenga estable en el caminado normal, lo cual se mostrará en la siguiente sección.

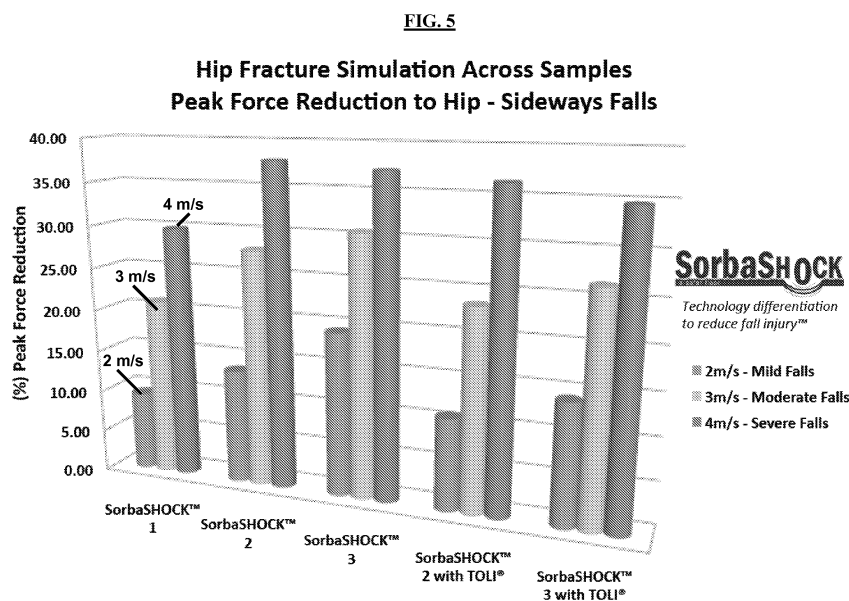


Figura 4.25. Rangos de atenuación de SorbaSHOCK [28, 29].

4.5. Mejora a la estructura propuesta

Una de las partes que se tiene que cuidar en la estructura es el que se mantenga estable durante el caminado normal, por lo cual esta sección presenta una posible mejora al piso propuesto. Esta se basa en darle más estabilidad a las columnas colocando un piso intermedio para dar soporte. En la Fig. 4.26 se ven los parámetros de diseño de la estructura, en su mayoría son los mismos que la propuesta presentada anteriormente, pero se le agregan tres más debido a la altura de cada sección. Es importante mencionar que la altura de las columnas del piso se mantuvo en 20 mm como en todos los diseños considerados.

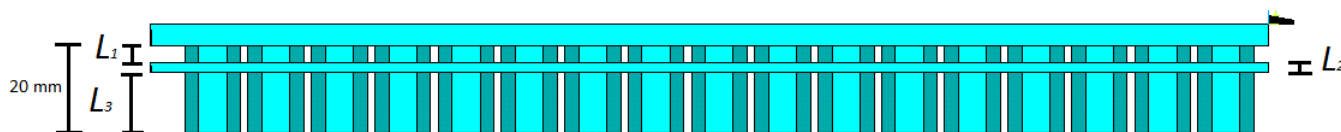


Figura 4.26. Mejora al piso de atenuación propuesto.

Distintas configuraciones de los pisos hechos con la primera estructura propuesta fueron adecuados a esta nueva variante, en la cual se modificaron los valores de los parámetros L_1 , L_2 y L_3 .

Para las simulaciones de impacto y deformación se siguieron las mismas características tanto en mallado, restricciones y fuerzas de las simulaciones previas.

Con base en los resultados obtenidos, no se vio una mejoría significativa en la atenuación de la fuerza. Las estructuras resultaban en una F_{imp} muy similar a sus correspondientes en la primera estructura propuesta. Sin embargo en las simulaciones de caminado, vieron una mejoría de cerca de 0.8 mm, lo que representa una reducción de cerca de aproximadamente 12 % de la deformación.

Como los resultados de fuerza de impacto no se modificaron significativamente en la F_{imp} , la mejor estructura con esta variante tiene los mismos valores a la propuesta inicialmente. En la mejor configuración los parámetros de diseño son: $r=6.5\text{ mm}$, $e=3.5\text{ mm}$, $S=17\text{ mm}$, $L_1=4\text{ mm}$, $L_2=2\text{ mm}$ y $L_3=1.4\text{ mm}$.

Los resultados con esta propuesta dieron una F_{imp} de 3493.8 N, lo que representa una atenuación de 33.5 %. En la Fig. 4.27 se muestra la gráfica de fuerza de contacto contra tiempo de la estructura.

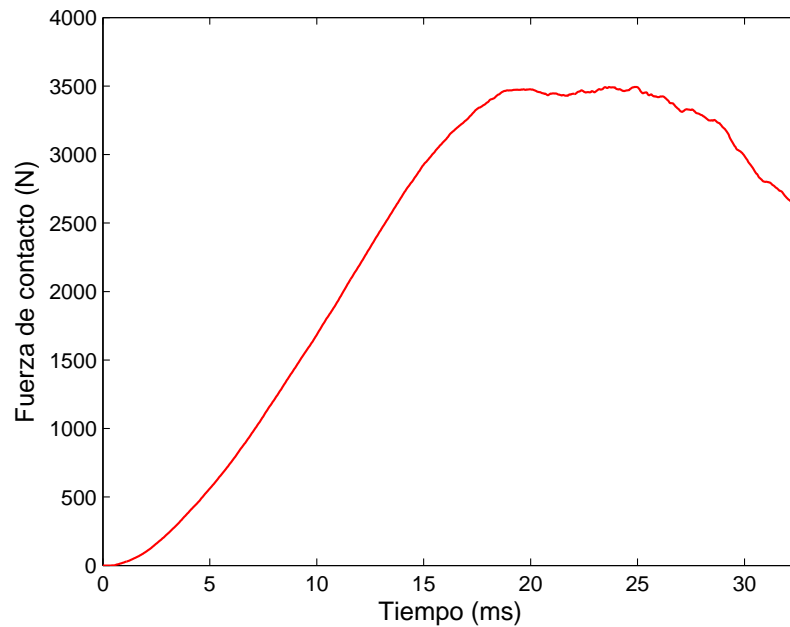


Figura 4.27. Diagrama de F_{imp} con la mejora propuesta.

Como ya se dijo los resultados de la simulación de deformación mejoraron, lo cual se puede observar en la Fig. 4.28. La deformación resultante se redujo hasta un valor de 5.675 mm, lo que es un mejor resultado en comparación con todos los pisos mostrados.

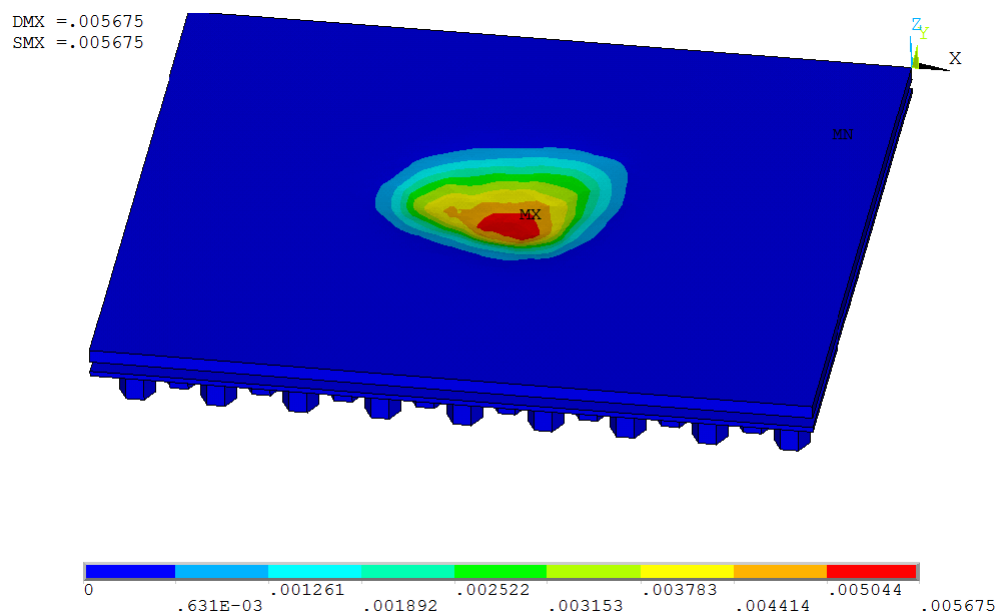


Figura 4.28. Resultados de deformación de la mejora propuesta.

4.6. Conclusiones

El piso de atenuación propuesto no pudo cumplir con la restricción que se determinó para evitar la fractura en el fémur, durante una caída de lado. Esto debido a la gran cantidad de atenuación exigida por esta condición, la cual no pudo ser cumplida tampoco por las estructuras dadas por las patentes de algunos pisos de atenuación en el mercado. Aún así el piso propuesto está a la par en reducción de la fuerza de impacto con los pisos encontrados en la literatura. Otro aspecto que se debe de tener en cuenta para su posible utilización son las deformaciones vistas ante el caminado normal. Con respecto a lo anterior se hizo una mejora al modelo que mejoró los resultados de deformación y que además obtuvo mejores resultados que los demás pisos probados.

Lo anterior muestra que el piso de atenuación es apto para reducir en gran medida la fuerza de impacto, al mismo tiempo que ofrece una estabilidad en el caminado mejor que varios disponibles a la venta, y que se ha demostrado reducen la presencia de fracturas.

Conclusiones

En la presente investigación se propuso un piso que logra atenuar gran parte de la fuerza de impacto que se genera en la cadera durante una caída de lado. Para determinar el tipo de fractura a estudiar y a atenuar se hizo un estudio de la literatura el cual se centró en la recurrencia de las caídas y la magnitud de las fuerzas generadas. Una vez identificada la fractura de cadera como la de mayor relevancia, se realizó un modelo dinámico MEF de la caída que genera esta fractura, del cual su principal valor de salida fue la fuerza de impacto. Esta fuerza se ajustó en el modelo para que reprodujera los valores de las fórmulas encontradas en la literatura, para lo cual se requirió incorporar al modelo el valor de una masa que corresponde a las extremidades superiores, que a su vez influye en el impacto. El modelo propuesto puede ser fácilmente usado para analizar las fuerzas de impacto sobre diferentes estructuras, lo cual puede servir para el mejoramiento de pisos de atenuación. Además de la eficacia del piso en la reducción de la fuerza de impacto, éste también debe de ser probado bajo el caminado normal para analizar la deformación existente, ya que si se deforma demasiado solo ocasionaría un aumento en las caídas.

Con el desarrollo del proyecto se llegó a las siguientes conclusiones:

- La reducción requerida en la fuerza de impacto (aprox. 40 %) para evitar una fractura se considera grande, lo cual es difícil de obtener por un piso de atenuación.
- La diferencia entre la fuerza de impacto y la que recibe el fémur no es demasiado grande, habiendo una diferencia no mayor a 15 % para espesores de hasta 65 mm. Lo cual resulta en que casi toda la fuerza de impacto es entregada al fémur. Esto puede deberse a que conforme sucede el impacto el tejido blando se vuelve más rígido, transmitiéndose directamente la fuerza al fémur.
- Para el diseño del piso se deben considerar estructuras que no solo produzcan una reducción en la fuerza de impacto, si no que aseguren bajas deformaciones bajo el uso cotidiano para no incrementar el número de caídas.
- Aunque los pisos propuestos no cumplen con el requerimiento de fuerza para evitar una fractura en la cadera, estos aún pueden ser eficaces en la reducción de fracturas debido a la gran atenuación obtenida de la fuerza de impacto (33 %). Además se ha probado que el uso de los pisos de la literatura evaluados en este trabajo han logrado reducir el número de fracturas.
- Para la reducción de las fracturas en las personas de la tercera edad es necesario la implementación de medios los cuales no dependan del cumplimiento de las personas (pasivos), tales como lo son los pisos de atenuación.

Contribuciones

Como contribuciones de este trabajo se tienen:

- Un modelo de impacto que puede ser usado para el análisis de la reducción de la fuerza de impacto de pisos de atenuación, y subsecuentemente para el diseño de estos.
- Se logró determinar la porción de la fuerza de impacto que es recibida por el fémur después de una pequeña reducción debida al espesor de los tejidos blandos.
- Una propuesta para un piso de atenuación que está en los rangos de reducción de fuerza de impacto, el cual es útil en la reducción de fracturas. En cuanto a la estabilidad este piso presenta una deformación (5.6 mm) menor que los existentes en la literatura (6.1 mm).
- Determinación de los requerimientos que debe cumplir un piso para que pueda asegurar la reducción de las fracturas en personas de la tercera edad.

Trabajo a futuro

Como trabajo a futuro se plantean los siguientes objetivos:

- Analizar el uso de otros materiales para el diseño del piso y como afecta la elección de estos en la capacidad de atenuación del piso, así como en la deformación ocurrida en el caminado.
- El plantear mejoras al diseño como puede ser el incluir un tipo de relleno entre la estructura, buscando reducir aún más la fuerza de impacto. Así mismo como adecuaciones para ayudar a reducir la deformación del piso.
- Usar la estructura para analizar la posible atenuación bajo diferentes tipos de configuraciones de caída y comprobar su eficacia para evitar distintos tipos de fracturas.
- Hacer un análisis de factibilidad de manufactura y adecuaciones al piso de ser necesario.
- Determinar la porción de fuerza de impacto que recibe el fémur considerando distintos datos antropométricos.

Bibliografía

- [1] Gerard F Anderson y Peter Sotir Hussey. Population aging: a comparison among industrialized countries. *Health affairs*, 19(3):191–203, 2000. 3
- [2] Laurence Z Rubenstein. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and ageing*, 35(suppl 2):ii37–ii41, 2006. 3, 4
- [3] Jennifer L O’Loughlin, Yvonne Robitaille, Jean-Francois Boivin, y Samy Suissa. Incidence of and risk factors for falls and injurious falls among the community-dwelling elderly. *American journal of epidemiology*, 137(3):342–354, 1993. 4
- [4] Richard W Sattin, Deborah A Lambert Huber, Carolee A Devito, Juan G Rodriguez, Aalberto Ros, Sandro Bacchelli, Judy A Stevens, y Richard J Waxweiler. The incidence of fall injury events among the elderly in a defined population. *American Journal of Epidemiology*, 131(6):1028–1037, 1990. 4, 14
- [5] BR Singer, GJ McLauchlan, CM Robinson, y J Christie. Epidemiology of fractures in 15 000 adults the influence of age and gender. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 80(2):243–248, 1998. 4, 14
- [6] Robert L Ohsfeldt, Natalie N Borisov, y Richard L Sheer. Fragility fracture-related direct medical costs in the first year following a nonvertebral fracture in a managed care setting. *Osteoporosis international*, 17(2):252–258, 2006. 4
- [7] Francesc Formiga, Margarita Navarro, Enric Duaso, David Chivite, Domingo Ruiz, Juan Manel Perez-Castejon, Alfonso Lopez-Soto, y Ramon Pujol. Factors associated with hip fracture-related falls among patients with a history of recurrent falling. *Bone*, 43(5): 941–944, 2008. 5, 55
- [8] TW O’neill, J Varlow, AJ Silman, J Reeve, DM Reid, C Todd, y AD Woolf. Age and sex influences on fall characteristics. *Annals of the rheumatic diseases*, 53(11):773–775, 1994. 5
- [9] WC Hayes, ER Myers, SN Robinovitch, A Van Den Kroonenberg, AC Courtney, y TA McMahon. Etiology and prevention of age-related hip fractures. *Bone*, 18(1):S77–S86, 1996. 5

- [10] Wilson C Hayes, Elizabeth R Myers, John N Morris, Tobin N Gerhart, Harris S Yett, y Lewis A Lipsitz. Impact near the hip dominates fracture risk in elderly nursing home residents who fall. *Calcified Tissue International*, 52(3):192–198, 1993. 5
- [11] MB Sabick, JG Hay, VK Goel, y SA Banks. Active responses decrease impact forces at the hip and shoulder in falls to the side. *Journal of biomechanics*, 32(9):993–998, 1999. 5
- [12] Elizabeth T Hsiao y Stephen N Robinovitch. Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *Journal of biomechanics*, 31(1):1–9, 1997.
- [13] Fabio Feldman y Stephen N Robinovitch. Reducing hip fracture risk during sideways falls: evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping. *Journal of biomechanics*, 40(12):2612–2618, 2007.
- [14] Brenda E Groen, Vivian Weerdesteyn, y Jacques Duysens. Martial arts fall techniques decrease the impact forces at the hip during sideways falling. *Journal of biomechanics*, 40(2):458–462, 2007. 5
- [15] Aya J Van den Kroonenberg, Wilson C Hayes, y Thomas A McMahon. Hip impact velocities and body configurations for voluntary falls from standing height. *Journal of Biomechanics*, 29(6):807–811, 1996. 6, 17
- [16] J Parkkari, P Kannus, M Palvanen, A Natri, J Vainio, H Aho, I Vuori, y M Järvinen. Majority of hip fractures occur as a result of a fall and impact on the greater trochanter of the femur: a prospective controlled hip fracture study with 206 consecutive patients. *Calcified Tissue International*, 65(3):183–187, 1999. 6
- [17] Andrew C Laing, Fabio Feldman, Mona Jalili, Chun Ming Jimmy Tsai, y Stephen N Robinovitch. The effects of pad geometry and material properties on the biomechanical effectiveness of 26 commercially available hip protectors. *Journal of biomechanics*, 44(15):2627–2635, 2011. 6
- [18] AC Laing y SN Robinovitch. Effect of soft shell hip protectors on pressure distribution to the hip during sideways falls. *Osteoporosis International*, 19(7):1067–1075, 2008. 6
- [19] WJ Choi, JA Hoffer, y SN Robinovitch. The effect of positioning on the biomechanical performance of soft shell hip protectors. *Journal of biomechanics*, 43(5):818–825, 2010. 6
- [20] Frank Knoefel, Louise Patrick, Jodie Taylor, y Rafik Goubran. Dual-stiffness flooring: can it reduce fracture rates associated with falls? *Journal of the American Medical Directors Association*, 14(4):303–305, 2013. 7
- [21] Michal N Glinka, Kim P Cheema, Stephen N Robinovitch, y Andrew C Laing. Quantification of the trade-off between force attenuation and balance impairment in the design of compliant safety floors. *Journal of applied biomechanics*, 29(5):563–572, 2013. 7

- [22] J. A. Casalena, T. C. Ovaert, P. R. Cavanagh, y D. A. Streit. The penn state safety floor: Part i - design parameters associated with walking deflections. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 120(4):518–526, 1998. 7, 55, 56
- [23] J. A. Casalena, A. Badre-Alam, T. C. Ovaert, P. R. Cavanagh, y D. A. Streit. The penn state safety floor: Part ii - reduction of fall-related peak impact forces on the femur. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 120(4):527–532, 1998. 7, 10, 59, 65
- [24] D.A. Streit, J. Casalena, y T. Ovaert. Dual stiffness flooring, Octubre-2015. URL <https://www.google.com/patents/US5542221>. 8, 48, 59, 65
- [25] R.P. Scott y B.L. Betteridge. Impact absorbing safety matting system with elastomeric sub-surface structure, Octubre-2015. URL <https://www.google.com/patents/US8241726>. 8, 47, 60, 65
- [26] SmartCells. Smartcells anti fatigue and fall protection mats flooring insoles. <http://www.smartcellsusa.com/>, Octubre-2015. 8, 9, 47, 60, 65
- [27] T.C. Ovaert. Flooring apparatus for reducing impact energy during a fall, Octubre-2015. URL <https://www.google.com/patents/US20130000228>. 9, 47
- [28] SorbaSHOCK. Sorba shock. <http://www.sorbashock.com/>, Enero-2015. 9, 47, 65, 66
- [29] S.J. Simonson y R.J. Michael. Flooring apparatus and systems for improved reduction of impact forces during a fall, Octubre-2015. URL <https://www.google.com/patents/US8539728>. 9, 10, 65, 66
- [30] Sofia Dahlgren. Evaluation of a flooring system to help reduce fall-related injuries among elderly: A compilation of requirements together with hip impact simulations, using a computational human body model. 2014. 11, 33
- [31] Margaret A McDowell, Cheryl D Fryar, y Cynthia L Ogden. Anthropometric reference data for children and adults: United states, 1988-1994. *Vital and health statistics. Series 11, Data from the national health survey*, (249):1–68, 2009. 13
- [32] Charles M Court-Brown y Ben Caesar. Epidemiology of adult fractures: a review. *Injury*, 37(8):691–697, 2006. 14
- [33] Liam J Donaldson, Amanda Cook, y Richard G Thomson. Incidence of fractures in a geographically defined population. *Journal of epidemiology and Community Health*, 44(3):241–245, 1990. 14
- [34] AJ Van den Kroonenberg, WC Hayes, y TA McMahon. Dynamic models for sideways falls from standing height. *Journal of biomechanical engineering*, 117(3):309–318, 1995. 15, 16, 18, 19, 20, 53

- [35] Jiahsuan Lo y JA Ashton-Miller. Effect of pre-impact movement strategies on the impact forces resulting from a lateral fall. *Journal of biomechanics*, 41(9):1969–1977, 2008. 15, 16, 19
- [36] Yunhua Luo, Masoud Nasiri Sarvi, Peidong Sun, William D Leslie, y Jun Ouyang. Prediction of impact force in sideways fall by image-based subject-specific dynamics model. *International Biomechanics*, 1(1):1–14, 2014. 15, 16, 18, 20
- [37] Masoud Nasiri Sarvi, Yunhua Luo, Peidong Sun, y Jun Ouyang. Experimental validation of subject-specific dynamics model for predicting impact force in sideways fall. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 2014, 2014. 15
- [38] Manabu Nankaku, Hideto Kanzaki, Tadao Tsuboyama, y Takashi Nakamura. Evaluation of hip fracture risk in relation to fall direction. *Osteoporosis international*, 16(11):1315–1320, 2005. 17, 19
- [39] Iris C Levine, Shivam Bhan, y Andrew C Laing. The effects of body mass index and sex on impact force and effective pelvic stiffness during simulated lateral falls. *Clinical Biomechanics*, 28(9):1026–1033, 2013. 17, 18
- [40] Andrew C Laing y Stephen N Robinovitch. Characterizing the effective stiffness of the pelvis during sideways falls on the hip. *Journal of biomechanics*, 43(10):1898–1904, 2010. 17, 18
- [41] SN Robinovitch, WC Hayes, y TA McMahon. Prediction of femoral impact forces in falls on the hip. *Journal of biomechanical engineering*, 113(4):366–374, 1991. 18, 19, 20, 53, 79
- [42] SN Robinovitch, WC Hayes, y TA McMahon. Predicting the impact response of a non-linear single-degree-of-freedom shock-absorbing system from the measured step response. *Journal of biomechanical engineering*, 119(3):221–227, 1997. 18
- [43] Stephen N Robinovitch, Wilson C Hayes, y Thomas A McMahon. Distribution of contact force during impact to the hip. *Annals of biomedical engineering*, 25(3):499–508, 1997. 19
- [44] T Yoshikawa, CH Turner, M Peacock, CW Slemenda, CM Weaver, D Teegarden, P Markwardt, y DB Burr. Geometric structure of the femoral neck measured using dual-energy x-ray absorptiometry. *Journal of Bone and Mineral Research*, 9(7):1053–1064, 1994. 20
- [45] Stephen N Robinovitch, Thomas A McMahon, y Wilson C Hayes. Force attenuation in trochanteric soft tissues during impact from a fall. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(6):956–962, 1995. 20
- [46] KM DeGoede y JA Ashton-Miller. Fall arrest strategy affects peak hand impact force in a forward fall. *Journal of biomechanics*, 35(6):843–848, 2002. 22

- [47] James Chiu y Stephen N Robinovitch. Prediction of upper extremity impact forces during falls on the outstretched hand. *Journal of biomechanics*, 31(12):1169–1176, 1998. 22
- [48] RM Lorente Ramos, J Azpeitia Armán, N Arévalo Galeano, A Muñoz Hernández, JM García Gómez, y J Gredilla Molinero. Absorciometría con rayos x de doble energía. fundamentos, metodología y aplicaciones clínicas. *Radiologia*, 54(5):410–423, 2012. 23
- [49] AC Looker, HW Wahner, WL Dunn, MS Calvo, TB Harris, SP Heyse, CC Johnston Jr, y R Lindsay. Updated data on proximal femur bone mineral levels of us adults. *Osteoporosis International*, 8(5):468–490, 1998. 23, 24, 25
- [50] TP Pinilla, KC Boardman, ML Bouxsein, ER Myers, y WC Hayes. Impact direction from a fall influences the failure load of the proximal femur as much as age-related bone loss. *Calcified tissue international*, 58(4):231–235, 1996. 24, 25
- [51] Dan Dragomir-Daescu, Jorn Op Den Buijs, Sean McEligot, Yifei Dai, Rachel C Entwistle, Christina Salas, L Joseph Melton III, Kevin E Bennet, Sundeep Khosla, y Shreyasee Amin. Robust qct/fea models of proximal femur stiffness and fracture load during a sideways fall on the hip. *Annals of biomedical engineering*, 39(2):742–755, 2011. 24, 25, 26, 27, 34
- [52] AC Courtney, EF Wachtel, ER Myers, y WC Hayes. Effects of loading rate on strength of the proximal femur. *Calcified tissue international*, 55(1):53–58, 1994. 25, 26, 27
- [53] O Ariza, S Gilchrist, RP Widmer, P Guy, SJ Ferguson, PA Crompton, y B Helgason. Comparison of explicit finite element and mechanical simulation of the proximal femur during dynamic drop-tower testing. *Journal of biomechanics*, 48(2):224–232, 2015. 25
- [54] ML Bouxsein, BS Coan, y SC Lee. Prediction of the strength of the elderly proximal femur by bone mineral density and quantitative ultrasound measurements of the heel and tibia. *Bone*, 25(1):49–54, 1999. 25, 27
- [55] Benjamin J Roberts, Erica Thrall, John A Muller, y Mary L Bouxsein. Comparison of hip fracture risk prediction by femoral abmd to experimentally measured factor of risk. *Bone*, 46(3):742–746, 2010. 25, 27
- [56] Holger F Boehm, Annie Horng, Mike Notohamiprodjo, Felix Eckstein, Dominik Burklein, Alexandra Panteleon, Juergen Lutz, y Maximilian Reiser. Prediction of the fracture load of whole proximal femur specimens by topological analysis of the mineral distribution in dxa-scan images. *Bone*, 43(5):826–831, 2008. 25, 27
- [57] SL Manske, T Liu-Ambrose, DML Cooper, S Kontulainen, P Guy, BB Forster, y HA McKay. Cortical and trabecular bone in the femoral neck both contribute to proximal femur failure load prediction. *Osteoporosis international*, 20(3):445–453, 2009. 25, 27
- [58] JS Bauer, S Kohlmann, F Eckstein, D Mueller, E-M Lochmüller, y TM Link. Structural analysis of trabecular bone of the proximal femur using multislice computed tomography: a comparison with dual x-ray absorptiometry for predicting biomechanical strength in vitro. *Calcified tissue international*, 78(2):78–89, 2006. 25, 27

- [59] E Dall'Ara, B Luisier, R Schmidt, M Pretterklieber, F Kainberger, P Zysset, y D Pahr. Dxa predictions of human femoral mechanical properties depend on the load configuration. *Medical engineering & physics*, 35(11):1564–1572, 2013. 25, 26, 27
- [60] Mary L Buxsein, Pawel Szulc, Fracoise Munoz, Erica Thrall, Elizabeth Sornay-Rendu, y Pierre D Delmas. Contribution of trochanteric soft tissues to fall force estimates, the factor of risk, and prediction of hip fracture risk. *Journal of bone and mineral research*, 22(6):825–831, 2007. 25, 26, 27
- [61] Matthias Gebauer, Olaf Stark, Eik Vettorazzi, Joachim Grifka, Klaus Püschel, Michael Amling, y Johannes Beckmann. Dxa and pqct predict pertrochanteric and not femoral neck fracture load in a human side-impact fracture model. *Journal of Orthopaedic Research*, 32(1):31–38, 2014. 25, 27
- [62] Felix Eckstein, Eva-Maria Lochmüller, Christoph A Lill, Volker Kuhn, Erich Schneider, Günter Dellng, y Ralph Müller. Bone strength at clinically relevant sites displays substantial heterogeneity and is best predicted from site-specific bone densitometry. *Journal of Bone and Mineral Research*, 17(1):162–171, 2002. 25, 27, 28
- [63] Elizabeth R Myers, Elizabeth A Sebeny, Aaron T Hecker, Thomas A Corcoran, John A Hipp, Susan L Greenspan, y Wilson C Hayes. Correlations between photon absorption properties and failure load of the distal radius in vitro. *Calcified tissue international*, 49(4):292–297, 1991. 26, 28
- [64] Monique E Muller, Colin E Webber, y Mary L Buxsein. Predicting the failure load of the distal radius. *Osteoporosis International*, 14(4):345–352, 2003. 26, 28
- [65] Peter Augat, Hiroyuki Iida, Yebin Jiang, Edward Diao, y Harry K Genant. Distal radius fractures: mechanisms of injury and strength prediction by bone mineral assessment. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(5):629–635, 1998. 28
- [66] Elizabeth R Myers, Aaron T Hecker, Daniel S Rooks, John A Hipp, y Wilson C Hayes. Geometric variables from dxa of the radius predict forearm fracture load in vitro. *Calcified tissue international*, 52(3):199–204, 1993. 28
- [67] JA Spadaro, FW Werner, RA Brenner, MD Fortino, LA Fay, y WT Edwards. Cortical and trabecular bone contribute strength to the osteopenic distal radius. *Journal of orthopaedic research*, 12(2):211–218, 1994. 28
- [68] P Augat, H Reeb, y LE Claes. Prediction of fracture load at different skeletal sites by geometric properties of the cortical shell. *Journal of Bone and Mineral Research*, 11(9):1356–1363, 1996. 28
- [69] CF Njeh, C Wu, B Fan, D Hans, T Fuerst, Y He, y HK Genant. Estimation of wrist fracture load using phalangeal speed of sound: an in vitro study. *Ultrasound in medicine & biology*, 26(9):1517–1523, 2000. 28

- [70] G Cheung, P Zalzal, M Bhandari, JK Spelt, y M Papini. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. *Medical engineering & physics*, 26(2):93–108, 2004. 31
- [71] Marco Viceconti, Massimiliano Casali, Barbara Massari, Luca Cristofolini, Sanzio Bassini, y Aldo Toni. The estandardized femur program proposal for a reference geometry to be used for the creation of finite element models of the femur. *Journal of biomechanics*, 29(9):1241, 1996. 31
- [72] biomedTown: The biomedical Research Community. https://www.biomedtown.org/biomed_town/LHDL/Reception/datarepository/repositories/BelRepWikiPages/TheStandardizedFemurSolidModel, Nov-2015. 31
- [73] Mary L Buxsein, Pawel Szulc, Fracoise Munoz, Erica Thrall, Elizabeth Sornay-Rendu, y Pierre D Delmas. Contribution of trochanteric soft tissues to fall force estimates, the factor of risk, and prediction of hip fracture risk*. *Journal of bone and mineral research*, 22(6):825–831, 2007. 32
- [74] Santanu Majumder, Amit Roychowdhury, y Subrata Pal. Effects of trochanteric soft tissue thickness and hip impact velocity on hip fracture in sideways fall through 3d finite element simulations. *Journal of biomechanics*, 41(13):2834–2842, 2008. 33
- [75] Santanu Majumder, Amit Roychowdhury, y Subrata Pal. Simulation of hip fracture in sideways fall using a 3d finite element model of pelvis–femur–soft tissue complex with simplified representation of whole body. *Medical engineering & physics*, 29(10):1167–1178, 2007. 33, 35
- [76] Amy C Courtney, Edward F Wachtel, Elizabeth R Myers, y Wilson C Hayes. Age-related reductions in the strength of the femur tested in a fall-loading configuration. *J Bone Joint Surg Am*, 77(3):387–395, 1995. 34
- [77] Norimitsu Wakao, Atsushi Harada, Yasumoto Matsui, Marie Takemura, Hiroshi Shimokata, Masashi Mizuno, Masako Ito, Yukihiro Matsuyama, y Naoki Ishiguro. The effect of impact direction on the fracture load of osteoporotic proximal femurs. *Medical engineering & physics*, 31(9):1134–1139, 2009. 36
- [78] Alan N Gent. *Engineering with rubber: how to design rubber components*. Carl Hanser Verlag GmbH Co KG, 2012. 49, 51
- [79] Robert A Shanks et al. General purpose elastomers: structure, chemistry, physics and performance. In *Advances in Elastomers I*, pages 11–45. Springer, 2013. 51
- [80] AC Laing y SN Robinovitch. Effect of soft shell hip protectors on pressure distribution to the hip during sideways falls. *Osteoporosis International*, 19(7):1067–1075, 2008. 54
- [81] Andrew C Laing y Stephen N Robinovitch. Low stiffness floors can attenuate fall-related femoral impact forces by up to 50 % without substantially impairing balance in older women. *Accident Analysis & Prevention*, 41(3):642–650, 2009. 60

Apéndices

APÉNDICE A

Relación entre Fuerzas: Piso-Tejido blando y Tejido blando-Fémur

El presente anexo busca establecer una relación entre la fuerza de reacción en la interfaz tejido blando-piso y la fuerza recibida por el fémur (trocánter mayor), la cual depende del espesor de los tejidos blandos. La diferencia entre estas dos fuerzas se prevé no sea muy grande, dado que como se comenta en [41], conforme el área de contacto aumenta durante el impacto, la rigidez de los tejidos blandos también aumenta debido a la compresión sufrida. Debido a esto se espera que la fuerza de contacto se transmita casi directamente al fémur, haciendo casi despreciable la contribución del tejido blando a la atenuación de esta. Primeramente se presentará la manera en la cual se obtuvo esta relación, para lo cual se hizo uso de un segundo contacto entre el Tejido blando-Fémur y posteriormente se evaluará que efecto tiene sobre el valor de las dos fuerzas obtenidas la variación del área en la cual actúa el segundo contacto.

A.1. Relación entre Fuerzas: Piso-Tejido blando y Tejido blando-Fémur

Para evaluar esta relación, se efectuaron una serie de simulaciones similares a las usadas para obtener el valor de la masa agregada en el capítulo 3. En el modelo de MEF se uso la geometría de fémur obtenida, la cual fue modificada para asignar condiciones de frontera (restricción de movimiento y masa agregada). Además de añadir a este, la capa correspondiente a los tejidos blandos que rodean al fémur, cuyas características se describirán a detalle mas adelante. El fémur fue posicionado con base en las pruebas de resistencia ósea, con una inclinación de 10° con respecto a la horizontal y 15° de rotación interna.

Al modelo se le asignaron las propiedades de materiales mencionadas en la Tabla 3.1. En lo correspondiente al mallado, se uso un elemento SOLID164, fijando el tamaño en 0.003 m en los tejidos blandos, hueso trabecular y cortical. En el suelo rígido se uso el mismo elemento, con un tamaño de 0.005 m. Esta malla tiene las mismas características a la utilizada para encontrar con exactitud el valor de masa agregada, lo cual se hizo con el fin de obtener datos mas confiables.

Se añadió como condición de frontera una masa efectiva, cuyo valor corresponde al necesario para obtener una fuerza de impacto para los datos antropométricos de una mujer entre 60-69

años (5277 N). La masa efectiva necesaria para reproducir esta fuerza fue de 10.7 kg. Además se restringieron ciertos nodos en la sección distal del fémur para generar la posible rotación en la articulación de la rodilla y un desplazamiento en el eje horizontal.

En lo referente a la aplicación del tejido blando, el espesor de este fue variado de entre 30 mm a 65 mm, para analizar su efecto sobre la fuerza recibida al fémur. Algo que es importante mencionar, es que el espesor solo fue modificado en su parte inferior, manteniéndose fijo en la parte superior como se muestra en la Fig. A.1. Esto se hizo para que el incremento o reducción en el espesor de tejidos blandos de la parte superior, no modificara la masa de esta parte y en consecuencia la fuerza de impacto. Con lo cual se buscó cuantificar solamente el efecto de la atenuación de los tejidos blandos.

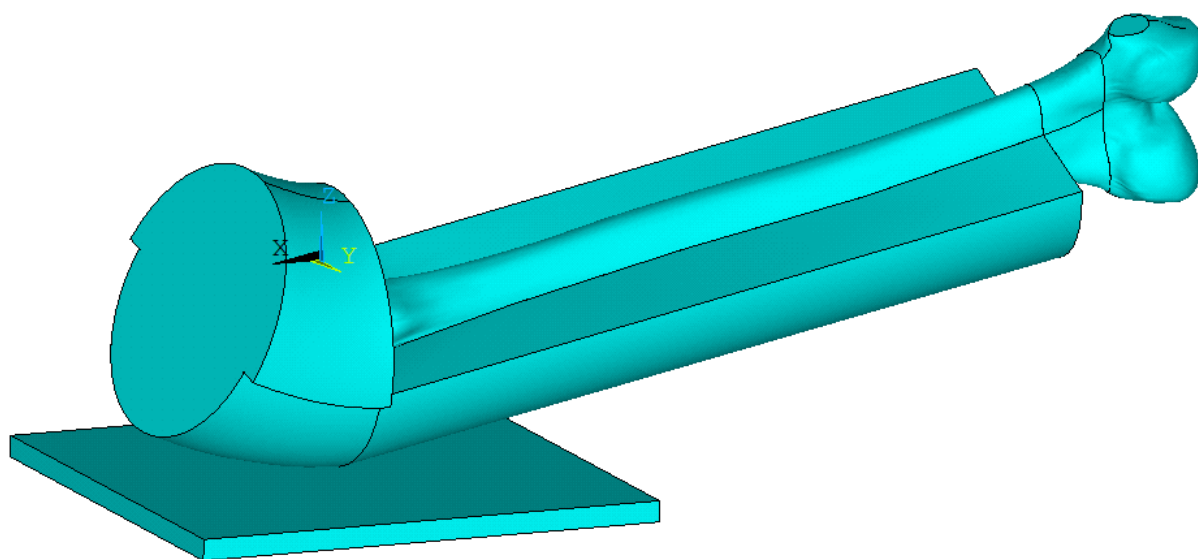


Figura A.1. Variación del espesor de tejido blando.

Para obtener la fuerza recibida por el fémur, fue necesario añadir a la simulación un segundo contacto en la interfaz tejido blando y fémur. Debido a esto, la fuerza entre la interfaz Piso-Tejido blando se vio reducida, en comparación con la fuerza de impacto (F_{imp}) obtenida sin el segundo contacto, lo cual puede observarse en la Tabla A.1. En esta tabla se observan los resultados de diversas simulaciones, en las cuales se señala la F_{imp} , así como las fuerzas entre Tejido blando-Suelo y Fémur-Tejido blando. Además se evaluó la atenuación debida a los tejidos blandos, la cual corresponde a la diferencia entre estas 2 últimas fuerzas.

Espesor de Tejido blando (mm)	F_{imp} (N)	Fuerza máxima en las interfaces al emplear 2 contactos		Atenuación	
		Tejido blando - Suelo (N)	Fémur - Tejido blando (N)	(N)	(%)
30	5484	3993	3803	191	4.77
35	5379	4121	3862	259	6.29
40	5266	4265	3985	280	6.56
45	5108	4246	3854	392	9.24
50	4925	4205	3803	402	9.57
55	4779	3955	3484	472	11.92
60	4638	3984	3497	487	12.23
65	4498	3807	3311	496	13.02

Tabla A.1. Resultados para el análisis del efecto de espesor de tejido blando.

Los valores de atenuación obtenidos son pequeños, lo cual ya se había previsto anteriormente debido al incremento de la rigidez durante el impacto. Sin embargo este aumentó al mismo tiempo que el incremento del espesor de los tejidos blandos, dejando ver una tendencia en la atenuación. Debido a lo anteriormente comentado, se propuso que la fuerza que recibe el fémur corresponda a una porción de F_{imp} , obteniendo la siguiente expresión:

$$F_{femur} = F_{imp} (1 - aten) \quad (A.1)$$

Donde la F_{femur} es la fuerza recibida al fémur y $aten$ es el valor de atenuación correspondiente al espesor utilizado, la cual tomando un espesor de 40mm es de 0.0656. La relevancia en la obtención de F_{femur} radica en que esta es la que realmente se puede relacionar con la resistencia del fémur (F_{frac}) obtenida por medio de pruebas experimentales.

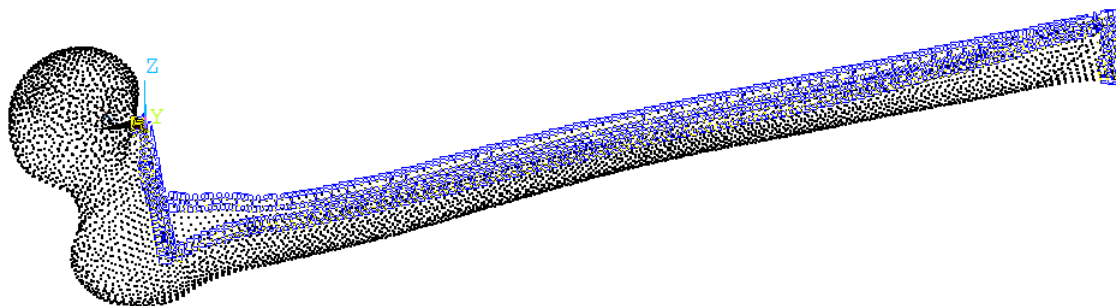
A.2. Efecto del segundo contacto en las Fuerzas: Piso-Tejido blando y Tejido blando-Fémur

Como se observó en la sección anterior, la fuerza de impacto entre tejido blando y piso se modifica una vez que se añade un segundo contacto correspondiente a la interfaz Tejido blando-Fémur. Esto puede deberse a que en el segundo contacto hay pérdida de energía por la constante interacción de las superficies involucradas, lo cual disminuye la fuerza de impacto. Como alternativa para lograr que no se perdiera esta energía, se modificó el área de contacto correspondiente a la interfaz Tejido blando - Fémur.

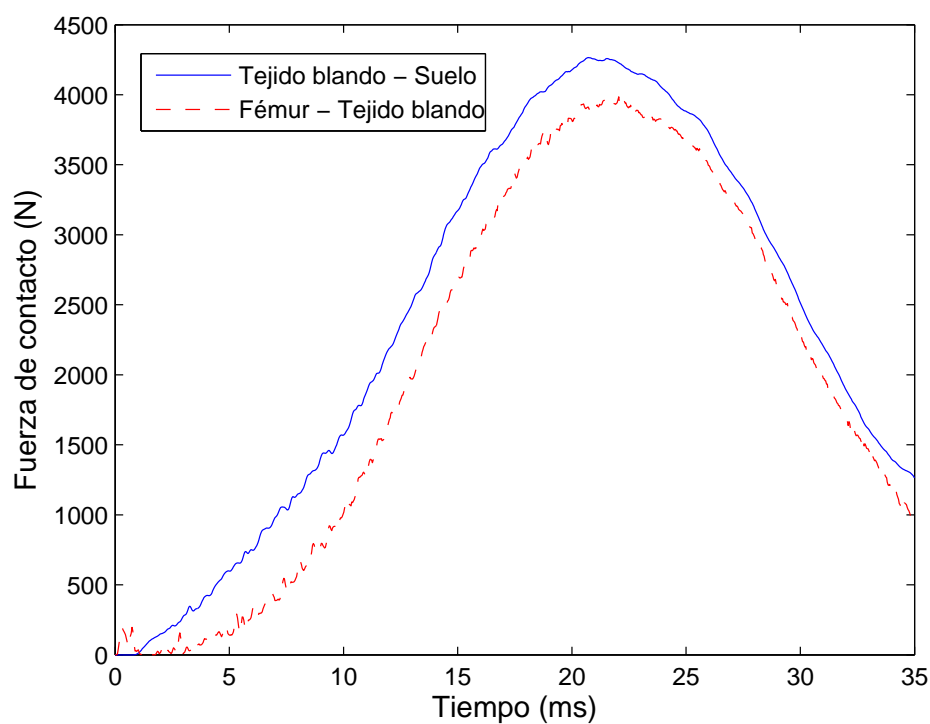
La metodología propuesta consistió en variar la zona en la que actúa el segundo contacto, para lo cual primeramente se hizo que el mallado de las superficies en contacto del fémur y tejido blando fuera muy parecido. A través de esto se lograron unir las mallas de estos dos materiales, por medio de la unión de ciertos nodos de dichas superficies, atenuando el efecto del contacto en estas zonas. Esto se efectuó considerando un tejido blando de espesor de 40 mm.

El objetivo principal en estas simulaciones consistió en lograr que la fuerza entre la interfaz Suelo-Tejido blando se aproximara a la obtenida sin colocar un segundo contacto (F_{imp}), y analizar el efecto que la unión tuviera sobre la fuerza entre Tejido blando-Fémur. Para esto se varió la zona de unión de las dos superficies, desde una sección pequeña hasta unir una gran porción de las superficies. En las siguientes figuras se muestran varias configuraciones de área de

contacto, en la parte superior se muestra la parte unida y en la inferior la gráfica correspondiente a la fuerza de contacto resultante en las dos interfaces. En la Fig. A.2 se muestra la primera configuración, en la cual el área de unión es pequeña, solo en los límites de las superficies, a lo cual le corresponde una mayor área de contacto.



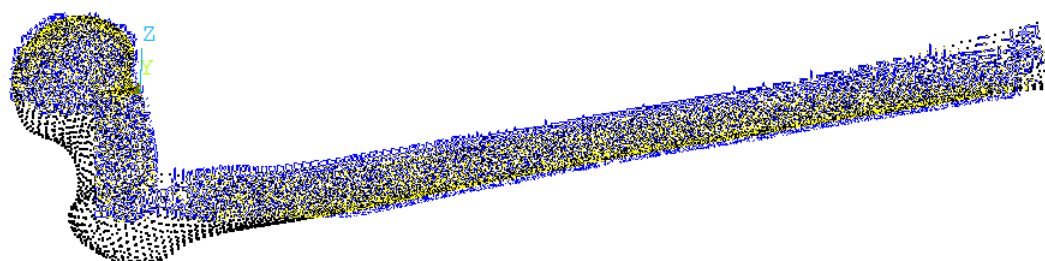
(a)



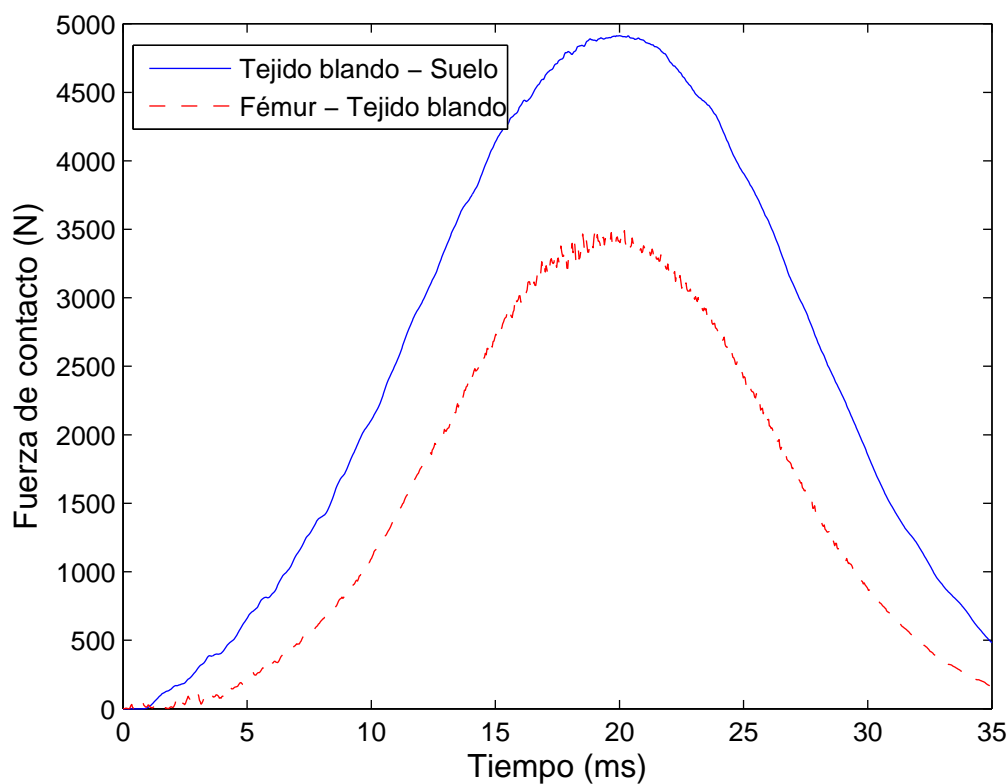
(b)

Figura A.2. Primera configuración para la obtención de las fuerzas de contacto. (a) Porción de superficie unida en azul, y (b) Diagrama de las fuerzas de contacto vs tiempo.

En las Figs. A.3 y A.4 se redujo la superficie en la cual actúa el contacto, incrementando el área de unión. El área de contacto se centro en la zona donde se cree ocurre la mayor fuerza de impacto (trocánter mayor), esto con el fin de obtener la fuerza más grande.

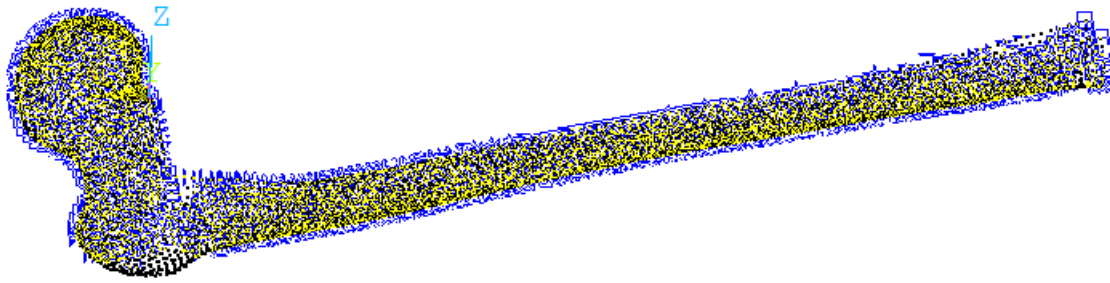


(a)

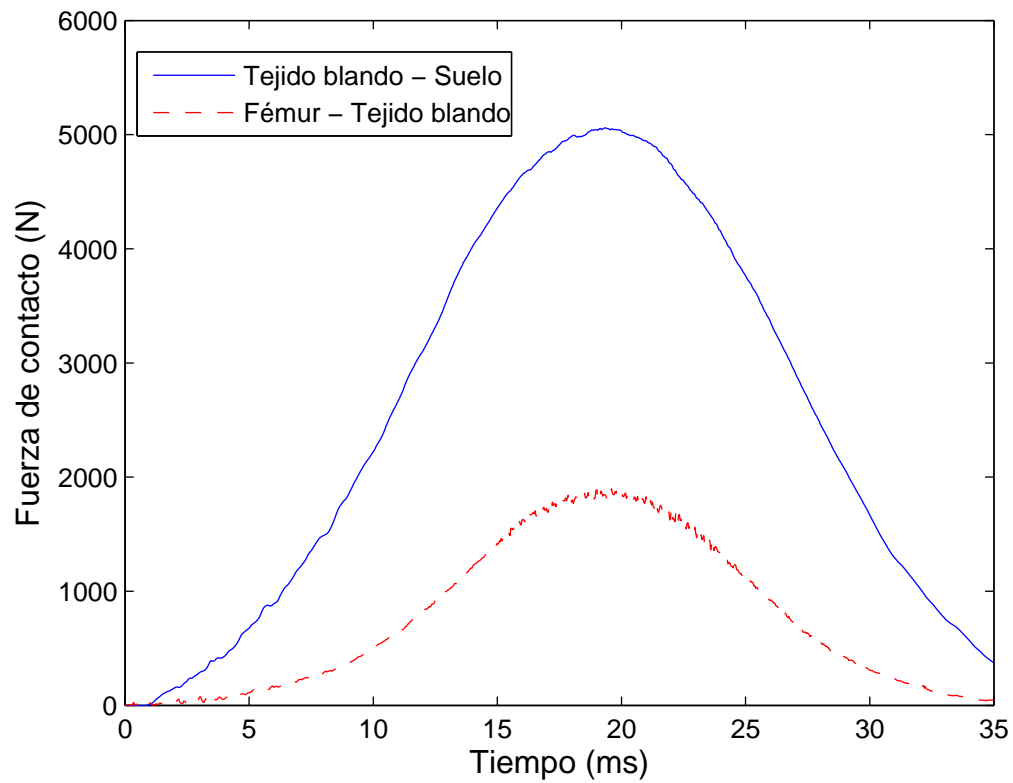


(b)

Figura A.3. Segunda configuración para la obtención de las fuerzas de contacto. (a) Porción de superficie unida en azul, y (b) Diagrama de las fuerzas de contacto vs tiempo.



(a)



(b)

Figura A.4. Tercera configuración para la obtención de las fuerzas de contacto. (a) Porción de superficie unida en azul, y (b) Diagrama de las fuerzas de contacto vs tiempo.

Tal como se observó en las figuras anteriores, conforme se reduce el área en la cual el contacto funciona, la fuerza entre Suelo-Tejido blando tiende a alcanzar la fuerza sin el segundo contacto (F_{imp}), lo cual se buscaba comprender a través de las diferentes configuraciones propuestas y simulaciones. Sin embargo también obsérvese que existe una reducción significativa de la fuerza entre Tejido blando-Fémur, la cual se cree es debido a que conforme se limita el área de contacto, también sucede lo mismo con el movimiento en la interfaz, disminuyendo la fuerza del contacto.

En otras palabras, el reducir el área de contacto compromete la fuerza entre Tejido blando-Fémur, no haciendo viable la obtención de la relación entre las fuerzas Piso-Tejido blando y Tejido blando-Fémur de esta manera. Debido a lo anterior se recomienda el uso de los resultados obtenidos en la primera parte del anexo para la obtención de la fuerza que recibe el fémur.