



UNIVERSIDAD
DE PIURA

REPOSITORIO INSTITUCIONAL
PIRHUA

ESTUDIO DE LA INFLUENCIA DE LAS VIBRACIONES DE BAJA MAGNITUD SOBRE LAS OSTEOPATÍAS EN EL SER HUMANO

Andrea Lizbeth Borjas Chunga

Piura, diciembre de 2013

FACULTAD DE INGENIERÍA

Departamento de Ingeniería Mecánico-Eléctrica

Borjas, A. (2013). *Estudio de la influencia de las vibraciones de baja magnitud sobre las osteopatías en el ser humano*. Tesis de pregrado en Ingeniería Mecánico Eléctrica. Universidad de Piura. Facultad de Ingeniería. Programa Académico de Ingeniería Mecánico Eléctrica. Piura, Perú.



Esta obra está bajo una [licencia](#)
[Creative Commons Atribución-](#)
[NoComercial-SinDerivadas 2.5 Perú](#)

Repositorio institucional PIRHUA – Universidad de Piura

UNIVERSIDAD DE PIURA
FACULTAD DE INGENIERÍA



“Estudio de la influencia de las vibraciones de baja magnitud sobre las osteopatías en el ser humano”

Tesis para optar el Título de Ingeniera Mecánico – Eléctrico

Autora: Andrea Lizbeth Borjas Chunga

Asesor: Dr. Carlos Jahel Ojeda Diaz

Piura, Diciembre 2013

A Dios, por guiar mis pasos.
A mis padres por su apoyo incondicional.

Prólogo

La osteoporosis es una de las principales enfermedades en el mundo, principal causa de fracturas de muñeca, vértebras y cadera. La calidad de vida disminuye por el riesgo de fractura que se presenta, donde personas, en especial de escasos recursos que no pueden acceder una prótesis o tratamiento, tienen alta probabilidad de morir al año de producirse la lesión. Esta realidad mundial no es ajena en nuestro país y en nuestra región, cada año cientos de personas mayores de 50 años, en la mayoría mujeres, presentan osteoporosis.

Por su gravedad e impacto socio económico, es que se viene investigando por distintas ciencias las causas, implicaciones y tratamientos para inhibir o prevenir esta enfermedad. Dentro de esta línea, ingenieros y médicos han estudiado los mecanismos de formación de hueso, su mantenimiento y pérdida del mismo, y formulado una nueva técnica no invasiva y no farmacológica, vibraciones mecánicas de muy baja magnitud, con el que se puede formar nuevo hueso y mejorar la calidad de éste, siendo además segura.

Esta técnica de ser efectiva, podría ser accesible para las personas de escasos recursos, aunque aún no está aceptado como tratamiento, ha mostrado tener efectos positivos en ensayos clínicos, y se podría seguir la línea de investigando en nuestra región beneficiando a las personas con osteopenia o adultos mayores con baja masa ósea y a la larga mejorar la calidad de vida. Es por estos motivos que decidí realizar mi investigación en este tema, para evaluar la efectividad de esta técnica y la factibilidad de seguir con los experimentos clínicos en nuestra ciudad.

Para finalizar, quiero expresar mi agradecimiento a las personas que me han apoyado. Agradezco a mis padres por su aliento y apoyo incondicional. Agradezco al Dr. Carlos Ojeda Diaz por su asesoría y facilitación de las herramientas necesarias, así como la confianza depositada en mí. Así mismo agradecer el apoyo del Ph. D. Clinton Rubin, director del Departamento de Ingeniería Biomédica de la Universidad Stony Brook, New York, por proporcionarme material para profundizar esta investigación así como responder mis consultas sobre el tema, vía correo electrónico.

Resumen

En este trabajo se ha profundizado sobre los mecanismos de formación y resorción ósea y determinantes fragilizantes en las osteopatías, desde la visión de la biomecánica. Así mismo reúne el estado de arte y alcances de una nueva técnica no invasiva y no farmacológica de vibraciones de baja magnitud y alta frecuencia, investigada clínicamente en las últimas décadas, con mucho potencial para la formación de nuevo hueso e inhibición de osteopenia. Estas vibraciones servirían como sustituto a las señales mecánicas de 20 a 50 Hz muy pequeñas, producidas por las contracciones musculares que se van desgastando o desapareciendo con la edad. También se ha demostrado tener efecto directo in vitro a células óseas.

Además de esto, teniendo las plataformas vibratorias comerciales gran aceptación para entrenamiento, se hicieron pruebas para medir su intensidad de vibración y evaluar según los estándares si es seguro o peligroso el uso desmesurado de éste.

Por último, señalar que sería interesante la continuación en esta línea con pruebas experimentales y la implementación del laboratorio de Biomecánica con equipos especiales que ayuden en la investigación y a la larga mejorar la calidad y masa ósea en personas con problemas de osteopenia u osteoporosis.

Índice general

Introducción	1
Capítulo 1: Vibraciones y la biomecánica en el cuerpo humano	3
1.1. Introducción	3
1.2. Historia y antecedentes	4
1.3. Vibraciones mecánicas	5
1.3.1 Resonancia	7
1.4. Vibraciones de cuerpo entero (whole body vibration)	8
1.4.1 Respuesta a la vibración horizontal y vertical	10
1.4.2 Respuesta biodinámica del cuerpo humano a la vibración	11
1.5. Vibración transmitida por la mano (vibración mano-brazo)	14
1.5.1 Frecuencia ponderada y salud ocupacional	15
1.5.2 Efectos en la salud de la vibración mano brazo	17
1. 6. Estado de arte de las plataformas vibratorias	19
1.6.1 Plataforma vibratoria vertical	20
1.6.2 Plataforma vibratoria oscilante o basculante	21
1.6.3 Contraindicaciones y riesgos de las plataformas vibratorias	22
Capítulo 2: Enfoque biomecánico de las osteopatías	25
2.1. Conceptos generales del sistema óseo	25
2.1.1 Componentes del tejido óseo	25
2.1.2 Clasificación del tejido	26
2.2. Características biológicas y biomecánicas del tejido óseo	27
2.2.1 Procesos de modelación y remodelación	27
2.2.2 Concepción y funcionamiento del mecanostato óseo	29
2.2.3 Calidad ósea	31
2.2.4 Daños del hueso y microcracks	33
2.3. Influencia de la edad, género y actividad física sobre el tejido óseo	34
2.3.1 Cambios en las características óseas según edad y género	34
2.3.2 Efectos de la actividad física en el tejido óseo	35
2.3.3 Microstrain	37
2.4. Osteopatías fragilizantes	39
2.4.1 Biomecánica del hueso: determinantes de la fragilidad ósea	39
2.4.2 Osteopenia y osteoporosis	41

2.4.3 Diagnóstico de osteoporosis y osteopenia	43
2.4.4 Efectos adversos de terapias con drogas más frecuentes	45
2. 5. Problemática de la osteoporosis en el Perú	46
Capítulo 3: Vibraciones mecánicas y sus aplicaciones	47
3.1. Objetivos generales de la unidad	47
3.2. Vibraciones mecánicas y análisis vibracional	47
3.2.1 Vibraciones mecánicas	47
3.2.2 Técnicas de análisis vibracional	53
3.3. Aplicación del análisis vibracional en mantenimiento predictivo	57
3.3.1 Características generales	57
3.3.2 Análisis de la forma de onda en el tiempo	58
3.3.3 Aplicación de promedio de tiempo sincrónico	60
3.4. Aplicación del análisis vibracional en la medicina	63
3.4.1 Casos generales	63
3.4.2 Análisis femoral en implantes de prótesis femorales	65
3. 5. Aplicación de las vibraciones en el deporte tenis	76
3.5.1 Biomecánica del deporte	76
3.5.2 Vibraciones en el tenis	77
Capítulo 4: Efecto de las vibraciones de baja magnitud sobre osteopatías en el ser humano	85
4.1. Estado de arte de vibraciones para las osteopatías	85
4.1.1 Antecedentes	85
4.1.2 Estudios experimentales con vibraciones BMAF	94
4.1.3 Dispositivos vibratorio de baja magnitud en el mercado	107
4.2. Hipótesis y análisis biomecánico del tejido óseo en resultados experimentales	111
4.2.1 Hipótesis	111
4.2.2 Parámetros morfométricos a evaluar en tejido óseo	113
4.2.3 Análisis de resultados experimentales sobre tejido óseo según índices	122
4.3. Efecto de las señales BMAF a nivel celular	125
4.3.1 Señales BMAF previene la disminución de formación ósea en preosteoblasto	126
4.3.2 Efecto de vibraciones LMHF en osteocitos en la regulación de osteoclastos	128
4.4. Influencia de la actividad muscular sobre las señales transmitidas al hueso	131
4.5. Señales de plataforma vibratoria y su seguridad en la salud	132
4.5.1 Alcance	132
4.5.2 Materiales y método	132
4.5.3 Resultados	135
4.5.4 Discusión	142

Conclusiones y recomendaciones	145
---------------------------------------	-----

Bibliografía	149
---------------------	-----

Anexos

Anexo 1: Datos estadísticos de Osteoporosis en el Perú por MINSA 2012,2013

Anexo 2: Introducción a la biodinámica del cuerpo humano

Anexo 3: Tomógrafo cuantitativo computarizado periférico (pQCT) STRATEC

Anexo 4: Manual plataforma vibratoria BodyFit

Introducción

La capacidad de un organismo para adaptarse eficazmente a las señales físicas cambiantes provenientes del medio ha sido de vital importancia para el éxito de su supervivencia y evolución. Y si estas mismas señales físicas pudieran ser aprovechadas por el mismo hombre para su bien, para prevenir o revertir la edad, lesiones o enfermedades relacionadas al deterioro, disminuiría la actual dependencia a agentes farmacológicos y proveería de un bien de fácil acceso.

Las señales mecánicas son pieza clave para la formación, mantenimiento y salud del sistema esquelético y una forma de llegar a este y en especial a las células óseas de una manera no dañina para la salud es mediante las vibraciones de muy baja magnitud, esporádicas de alta frecuencia, que transmitidas desde los pies como vibración de cuerpo entero (WBV), han demostrado tener efectos anabólicos y anti-resortivos, mostrándose como una posible y prometedora intervención no farmacológica para prevenir o inhibir los problemas de disminución de masa o fragilidad aumentada presentadas en los huesos como osteopenia u osteoporosis respectivamente. No sólo se ha estudiado estas vibraciones in vivo en mujeres con osteoporosis post menopáusicas, niños con discapacidad, mujeres con baja densidad mineral ósea, adultos mayores y animales mediante WBV, sino también in vitro directamente a las células óseas clave de la formación y remodelamiento óseo, y en células madres mesenquimales para la diferenciación del destino de las células a formarse.

El primer capítulo, es un marco general sobre las vibraciones y el cuerpo humano, se explica los términos como resonancia, efectos de tipo ocupacional de las vibraciones como mareo y otras lesiones, transmisibilidad e impedancia, vibración de cuerpo entero (WBV), vibración transmitida por la mano (HAV), y las lesiones que ocasiona su exposición desmedida. Para finalizar, introduce el tema de las plataformas vibratorias comerciales, que se usan para entrenamiento, los tipos, y las contraindicaciones y riesgos que tienen estas plataformas considerando la norma ISO 2631 sobre el tiempo de exposición permitido según frecuencia y aceleración sin que afecte la salud de la persona.

El segundo capítulo trata sobre las osteopatías desde el enfoque de la biomecánica. Comienza con unos conceptos generales del sistema óseo, componentes y clasificación, modelación y remodelación ósea, necesaria para el entendimiento de los próximos capítulos. La concepción biomecánica del sistema esquelético introduce el término de mecanostato óseo, calidad ósea y las lesiones o microcracks, y determinantes de la fragilidad ósea. Se explica también brevemente de las enfermedades osteopenia y osteoporosis y las herramientas utilizadas para su diagnóstico. Por último se hace mención de la realidad socio económico de esta enfermedad en el Perú y nuestra región.

El tercer capítulo incluye más conceptos teóricos sobre vibraciones mecánicas y análisis vibracional. Sus aplicaciones en la ingeniería son muchas, como técnica en el mantenimiento predictivo, utilizado en todas las industrias, además también se utiliza el análisis vibracional como herramienta útil en la medicina, en particular para el análisis en implantes de prótesis femoral no cementadas. Las vibraciones tienen presencia también en los deportes, como es el caso del tenis, donde los efectos del impacto de la pelota con la raqueta a esa velocidad generan una reacción que es controlada y amortiguada por la muñeca y antebrazo cuyas vibraciones viajan alrededor del brazo y llegan hacia el codo y hombro, que a la larga sino se sigue un plan disciplinario de entrenamiento y médico pueden ocasionar lesiones en la salud como es el conocido codo de tenista.

El último capítulo toca el tema central de este trabajo, las vibraciones mecánicas de baja magnitud y alta frecuencia a dosis de breves minutos y su potencial como intervención para la prevención e inhibición de osteopatías como osteoporosis y osteopenia, por los efectos anabólicos que ha demostrado tener en distintos ensayos clínicos, pasando primero por experimentos en animales. En la sección 4.1.1 se explica cómo se llegó a descubrir que las cargas dinámicas a ciertas frecuencias y tiempo de exposición tenían efectos de mantener la masa ósea en un estado de desuso o reposo el resto del día, primero con métodos invasivos en animales para posteriormente utilizar estas señales dinámicas de forma no invasiva en animales y personas mediante WBV (sección 4.1.2). Punto siguiente se presenta el fundamento científico de su hipótesis, y experimentos realizados que la sustentan. Pero para probar esta técnica como un tratamiento para la osteoporosis, se debe medir que mejoren la masa ósea así como su microarquitectura que predomina en su calidad mecánica, esto es posible mediante los parámetros morfométricos mencionados. Pero no todas las plataformas vibratorias tienen este efecto osteogénico, ni son de la misma forma seguras para la salud, para cuantificar la vibración se usa por lo general la frecuencia y la magnitud en aceleración; según lo anterior, se midió mediante algunos ensayos la magnitud de vibración de una plataforma comercial para determinar la intensidad de vibración con que trabaja sus distintas velocidades no especificadas en manual y poder concluir si tiene está dentro de los umbrales de tolerancia de tiempo de exposición a vibración de cuerpo entero según la norma ISO 2631.

Capítulo 1

Vibraciones y la biomecánica en el cuerpo humano

1.1 Introducción

En el transcurso de nuestros días estamos constantemente expuestos a vibraciones, ya sea si estamos viajando (en automóvil, bicicleta, tren, barco, etc), en actividades domésticas y en algunas ocupaciones donde se usen herramientas eléctricas (martillos perforadores, sierras, taladradoras de percusión, amoladoras, etc.). La exposición a vibraciones se presenta cuando se transmite el movimiento oscilante de alguna estructura (suelo, asiento u objeto) a alguna parte del cuerpo.

Nuestro sistema biológico no es indiferente a estas vibraciones pues somos influenciados por estas, teniendo efectos negativos como positivos.

Estos efectos dependen de muchos factores como: la frecuencia y amplitud del movimiento oscilatorio, el tiempo de exposición, así como las características de la persona expuesta, etc.

En este capítulo se introducirá de manera general al cuerpo humano considerado tanto un sistema mecánico como biológico y los efectos principales de las fuerzas vibratorias sobre este sistema.

La Biomecánica de las vibraciones en el cuerpo humano tiene una naturaleza multidisciplinaria, pues incluyen ciencias como biomecánica, biodinámica, física, ingeniería, biología, anatomía, fisiología. (Figure 1.1)

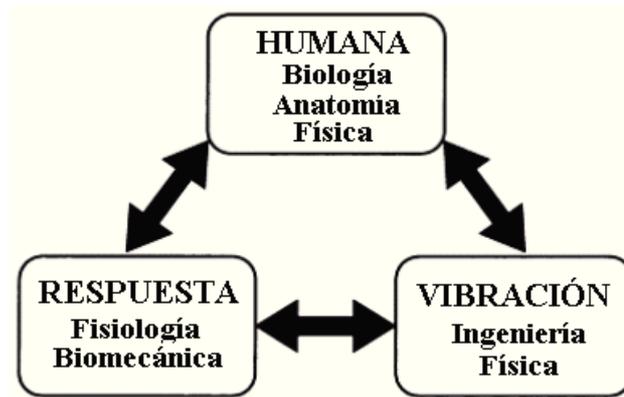


Figura 1.1 Componentes y áreas temáticas de la disciplina de “Respuesta Humana a las Vibraciones”. Fuente: Mansfield, 2005.

A nivel biomecánico el cuerpo es un mecanismo complejo a analizar, como una estructura que le afectan ruidos y vibraciones.

De forma general, el cuerpo constituido por masa y elasticidad, se comporta como un sistema vibratorio. Por otra parte por estar constituido por elementos viscoelásticos, amortigua las vibraciones generales originadas por acciones exteriores.

1.2 Historia y Antecedentes

Las primeras observaciones realizadas fueron por Clayberg (1949) en conductores de transporte militar y los efectos en la salud. Mencionó problemas renales, cerebro e irritación ocular y malestar gástrico. Hace referencia a los graves dolores lumbares con hernia de disco intervertebral o ruptura.

Estudios del mismo año de Paulson en conductores de tractor indicaron dolor de espalda baja como molestia más común, rigidez de cuello, dolor en extremidades, trastornos digestivos, ardor, frecuencia urinaria y mareos.

Así como estos, continuaron los casos de enfermedades, como osteoartritis, hernias discales, fibrositis traumática, entre otros desórdenes, en diferentes tipos de conductores mayormente, pilotos de helicópteros, operadores de excavadores (Griffin, 1990. Apéndice 5).

También se observaron trastornos en los huesos y articulaciones en usuarios de herramientas eléctricas vibratorias. Estos estudios se iniciaron en 1926 hasta la actualidad, donde en la mayoría de herramientas usadas eran martillo neumático, taladros neumáticos, remachadoras neumáticas, martillos de perforación, sierras de cadena, perforadores, y demás equipos vibratorios, donde se encontraron casos de osteoartritis en la articulación del hombro, problemas de articulación, deformaciones artríticas en el codo, quistes óseos en su mayoría, descalcificación, trastornos en los dedos, manos y brazo, artrosis en los dedos y muñecas, entre otros como disminución de la densidad mineral ósea (Griffin, 1990. Apéndice 10).

Lo que despertó mayor interés en conocer porqué estos efectos tan dañinos en los usuarios con el fin de poder evitarlos y mejorar la seguridad y ergonomía en el trabajo.

En 1911, Giovanni Loriga describió por primera vez los síntomas del síndrome de dedos blancos causado por vibración por el uso de martillos, taladros neumáticos, etc. Esta enfermedad de los dedos blancos (HAVS -Hand-Arm Vibration Syndrome) es también conocida como la enfermedad de los dedos muertos, pues se ponen los dedos blancos y fríos. Es un trastorno que afecta a los vasos sanguíneos, nervios, músculos y articulaciones, de la mano, la muñeca y el brazo. (Sección 1.3.2)

Sin embargo no todos los tipos de vibraciones son dañinas para el hombre. Actualmente se están realizando muchas investigaciones sobre los efectos benéficos de las vibraciones mecánicas en la salud.

El entrenamiento por vibración fue estudiado por primera vez por el profesor ruso Nazarov en los años de 1970, los entrenadores olímpicos rusos utilizaron la tecnología de vibración para un óptimo entrenamiento. Debido al gran éxito de los atletas rusos, el equipo de la agencia espacial ruso realizó estudios sobre la tecnología de vibración y los efectos negativos que surgen de la ingravidez espacial, deformación muscular y pérdida de masa ósea¹.

Estos estudios de Nazarov no fueron muy conocidos en el mundo occidental. El entrenamiento con vibraciones y sus efectos positivos se redescubrieron a finales de los 80's por el italiano fisiólogo de esfuerzo² Bosco, gracias a sus estudios sobre éstos, seguido de muchos otros médicos e ingenieros Biomédicos investigadores y científicos.

Todos los estudios realizados hasta el momento sobre la vibración de cuerpo entero han puesto de manifiesto que el uso adecuado de algunas plataformas vibratorias ha sido favorable para la salud humana. Sin embargo, aún quedan muchos aspectos por describir y profundizar, especialmente los mecanismos celulares y a nivel tisular, que expliquen las mejoras físicas que se constatan en los estudios.

1.3 Vibraciones Mecánicas

Una vibración mecánica es el movimiento de una partícula o de un cuerpo que oscila alrededor de una posición de equilibrio. Es definida por su frecuencia y amplitud.

El tipo de onda más simple es la sinusoidal y es definida como:

$$a(t) = A \sin(2\pi ft)$$

Donde $a(t)$ es la aceleración (medida en m/s^2) en tiempo t . Tiene una amplitud A y una frecuencia f ciclos por segundo (unidad = Hertz, Hz); Figura 1.2. La frecuencia es el

¹ Página web de CIENCIA @ NASA: http://ciencia.nasa.gov/science-at-nasa/2001/ast02nov_1/

² Fisiología de Esfuerzo: es el estudio de cómo las estructuras y funciones de nuestros cuerpos se ven alteradas cuando estamos expuestos a series agudas y crónicas de ejercicio.

número de veces por segundo que se realiza el ciclo completo de oscilación, el recíproco del periodo de oscilación medido generalmente en s o ms (ver figura 1.2).

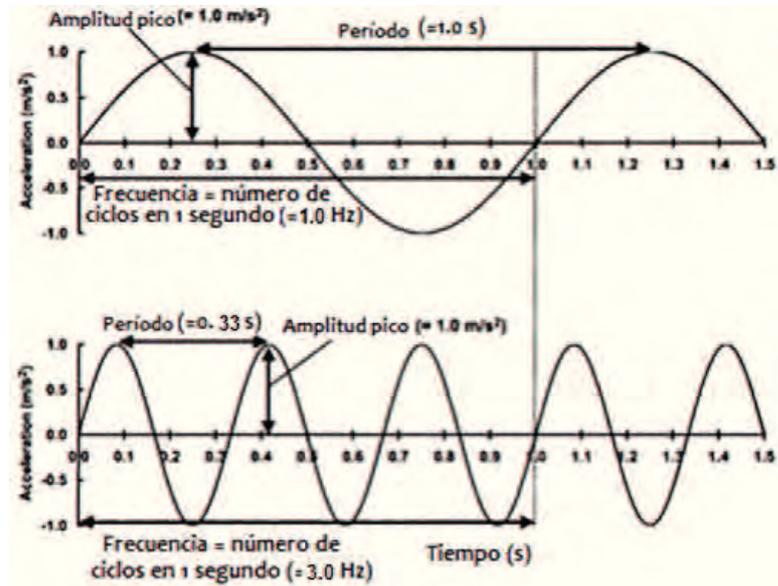


Figura 1.2 Descriptores básicos de una onda de 1 Hz y 3 Hz, con un pico de amplitud de 1,0 m/s².

Existen diferentes formas de onda además del sinusoidal como es multi-sinusoidal o compuesta, la transiente, tipo shock, estacionario aleatorio, estacionario no aleatorio, entre otros (ver figura 1.3).

La magnitud de la vibración se expresa habitualmente en términos de aceleración, aunque existen otras unidades de medida, tales como 'g' ($1 g = 9,80665 m / s^2$).

A bajas frecuencias, el desplazamiento es la propiedad más importante. En las frecuencias media y alta, la velocidad y la aceleración son las propiedades más importantes, respectivamente (ver cap. 2.2).

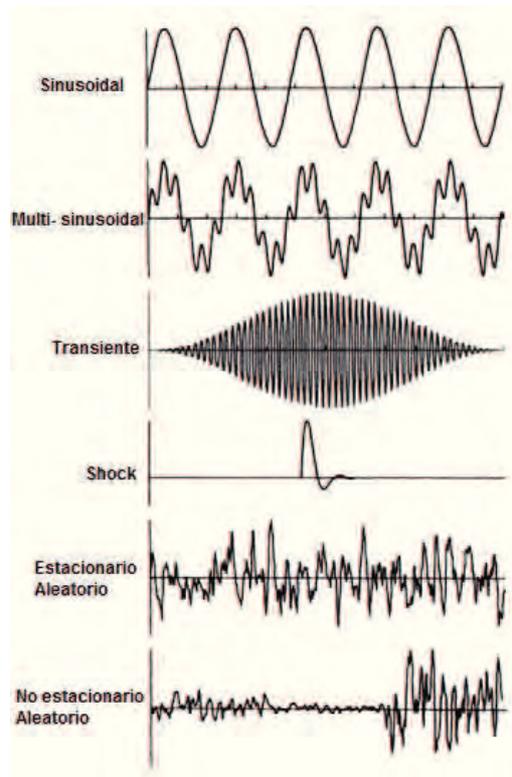


Figura 1.3. Ejemplos de forma de onda de diferentes tipos de movimiento oscilatorio.

1.3.1 Resonancia

Si una estructura mecánica oscila muy lentamente, ésta se moverá como una unidad única y coherente, en calidad de una masa pura. Sin embargo, a altas frecuencias, la vibración puede ser localizada en el punto de aplicación, es decir, la estructura está aislada de las vibraciones.

Entre estas frecuencias altas y bajas hay una zona donde la respuesta del sistema se maximiza cuando se compara con el estímulo. Esto es conocido como resonancia. Como se observa en la figura 1.4, a bajas frecuencias la respuesta es igual a los estímulos; alrededor de la frecuencia de resonancia la respuesta es mayor que el estímulo, a altas frecuencias la respuesta es menor que el estímulo. A medida que aumenta la amortiguación, la respuesta de pico disminuye

La amplitud de la vibración es muy alta, tanto mayor como menor sea el amortiguamiento. Este efecto puede ser destructivo en algunos materiales rígidos.

Todos los sistemas tienen una frecuencia de resonancia, y las estructuras complejas tienen más de uno.

La frecuencia de resonancia es también conocida como frecuencia natural, es la frecuencia de movimiento armónico que resulta al introducir un desplazamiento y/o una velocidad inicial a un sistema en posición de equilibrio y dejarlo vibrar libremente (sin amortiguamiento).

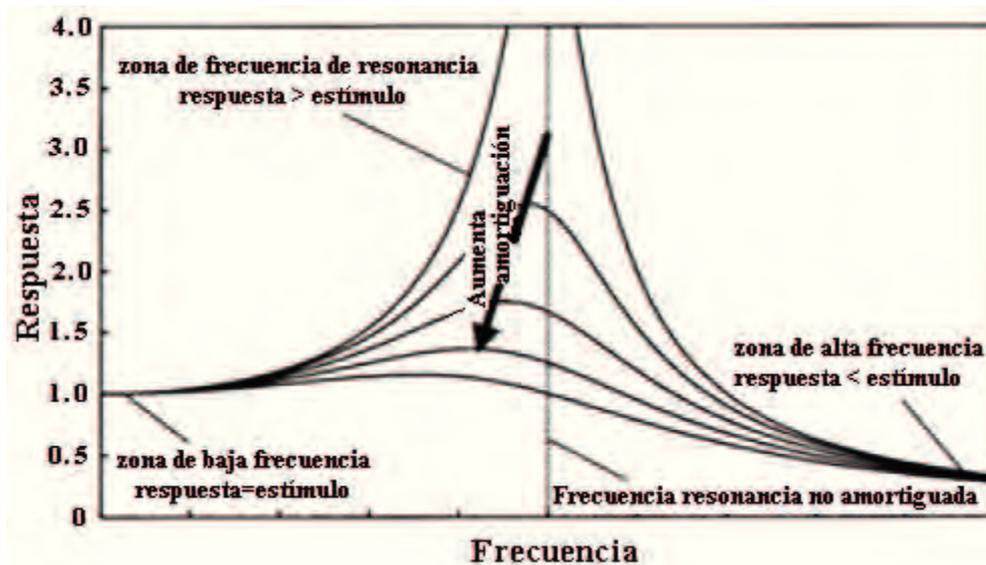


FIGURA 1.4 Respuesta de un sistema dinámico simple a la vibración.³

Los seres humanos son inherentemente muy amortiguados, aunque las resonancias son claramente observables. Estas resonancias suponen que si un individuo está expuesto a vibración, su respuesta dependerá no sólo de la magnitud, sino también de la frecuencia del estímulo.

1.4 Vibraciones de Cuerpo Entero (whole-body vibration)

Vibración de cuerpo entero ocurre cuando el cuerpo es soportado sobre una superficie el cual está vibrando.

Las principales posibilidades de este tipo de vibración son tres: sentado en un asiento en vibración, parados en un piso en vibración, echados en una cama vibratoria.

El umbral absoluto para la percepción de las vibraciones verticales para las frecuencias entre 1 y 100 Hz es de aproximadamente 0.01 m/s² (Griffin, 1990), es decir entre estos valores no se percibirá la vibración, por encima de esta aceleración la vibración puede traer consigo incomodidad.

³ Fuente: Mansfield (2005).

TABLA 1.1 Ejemplos de actividades donde se está expuesto a efectos desfavorables de la vibración de cuerpo entero.

Conductores de tractores.
 Vehículos de combate blindados (p. ej., tanques) y otros similares.
 Otros vehículos todoterreno:
 . Maquinaria de movimiento de tierras: cargadoras, excavadoras, volquetes, etc.
 . Máquinas forestales.
 . Maquinaria de minas y canteras.
 . Carretillas elevadoras.
 Conducción de algunos camiones (articulados y no articulados).
 Conducción de autobuses y tranvías.
 Vuelo en algunos helicópteros y aeronaves de alas rígidas.
 Algunos trabajadores que utilizan maquinaria de fabricación de hormigón.
 Uso de algunas embarcaciones de alta velocidad.
 Conducción de algunos ciclomotores.
 Algunas actividades deportivas.
 Algunos otros tipos de maquinaria industrial.

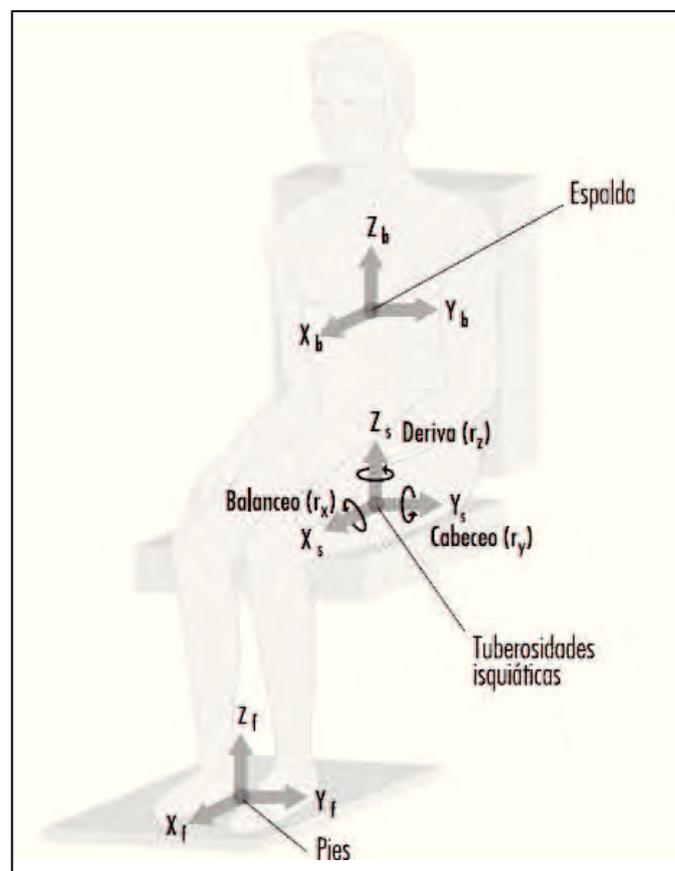


Figura 1.5 Ejes de vibración para la vibración de todo el cuerpo centrado en los pies, el asiento y la espalda. Fuente: adaptado de Griffin, 1990.

La Organización Internacional de Normalización (ISO 2631-1), ha proporcionado las siguientes guías relativas a la magnitud y la comodidad para pasajeros en transporte público:

<0,315 m/s ²	no incómodo
0,315 - 0,63 m/s ²	poco incómodo
0,5 - 1 m/s ²	regularmente incómodo
0,8 - 1,6 m / s ²	incómodo
1,25 - 2,5 m/s ²	muy incómodo
> 2 m/s ²	extremadamente incómodo

Muchos laboratorios de estudio experimentales de la respuesta humana a la vibración trabajan e investigan utilizando vibración sinusoidal puro, sin embargo, en la práctica, con las herramientas eléctricas no es posible estudiarlas así por lo que las vibraciones son más complicadas.

1.4.1. Respuesta a la Vibración Horizontal y Vertical

Vibraciones horizontales hacen referencia al movimiento en las direcciones de atrás para adelante o transversal (eje x) y lateral (eje y).

A frecuencias menores de 1 Hz la oscilación tiende a causar un balanceo en el cuerpo, pero éste puede ser resistido por acción muscular o el apoyo del asiento, para mantener una posición vertical estable.

En el rango de 1 a 3 Hz de frecuencia es difícil estabilizar la parte superior del cuerpo y el malestar causado por la aceleración tiende a ser mayor.

A medida que aumenta la frecuencia disminuye la buena transmisión a la parte superior del cuerpo, por ejemplo a frecuencias por encima de 10 Hz. la vibración horizontal en la superficie del respaldo del asiento es sentida mayormente cerca del punto de contacto con el asiento.

La presencia de un respaldo puede alterar grandemente los efectos de movimiento horizontal. A bajas frecuencias el respaldo puede ayudar a estabilizar la parte superior del cuerpo y reducir sus efectos, sin embargo, a altas frecuencias, el respaldo es la principal causa de vibración transmitida a la parte superior del cuerpo y puede incrementar grandemente sus efectos, en particular la vibración transversal.

También influyen otros parámetros como la postura de los músculos, el asiento, etc.

Vibración vertical hace referencia al movimiento en las direcciones del eje z, de arriba hacia abajo. La vibración vertical de un asiento causa vibraciones en varios ejes en la cabeza; en el caso del movimiento vertical de la cabeza, la transmisibilidad suele alcanzar su máximo valor en el intervalo de 3 a 10 Hz. (Figura 1.6)

1.4.2 Respuestas Biomecánicas del cuerpo humano a la Vibración

Es posible investigar la respuesta del cuerpo humano en el entorno dinámico mediante sus respuestas mecánicas.

Hay dos principales enfoques: hacer evaluaciones en el punto de conducción o de contacto (por ejemplo el sitio de contacto entre el cuerpo de la persona y las fuerzas de carga) o en un punto alejado de las fuerzas motrices (donde se transmite la vibración).

Para describir el modo en que la vibración produce movimiento en el cuerpo suelen utilizarse dos respuestas mecánicas: impedancia e transmisibilidad.

La impedancia mecánica del cuerpo se refiere a la fuerza que se requiere para que el cuerpo se mueva a cada frecuencia.

En el punto de contacto, el método de impedancia mecánica usa mediciones de fuerza y aceleración para determinar la respuesta del cuerpo como un todo.

La transmisibilidad, en cambio, indica qué fracción de la vibración es transmitida al cuerpo (por ejemplo, desde el asiento a la cabeza).

Se mide en simultáneo la aceleración de la zona alejada y del punto de contacto (“driving point”) para calcular la magnitud de vibración transmitida.

La transmisibilidad depende en gran parte de la frecuencia de vibración, del eje de vibración y de la postura del cuerpo.

La vibración vertical de un asiento causa vibraciones en varios ejes en la cabeza; en el caso del movimiento vertical de la cabeza, la transmisibilidad suele alcanzar su máximo valor en el intervalo de 3 a 10 Hz (ver figura 1.6)

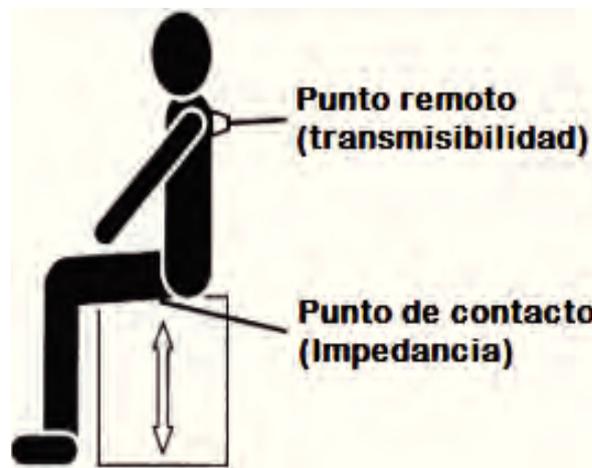


Figura 1.6 Ilustración de las diferencias conceptuales entre transmisibilidad e impedancia para la investigación biomecánica de las vibraciones. Fuente: Adaptado de Mansfield, 2005.

Si una persona es expuesta a una señal sinusoidal que gradualmente incrementa en frecuencia (barrido sinusoidal), distintas partes del cuerpo resonaran a su vez.

La transmisibilidad es definida como la razón de la vibración medida entre dos puntos (usualmente el punto de conducción y una ubicación alejada).

Si se considera la transmisión de vibración de la superficie del asiento a la columna vertebral, la ecuación sería:

$$T(f) = \frac{a_{columna}(f)}{a_{asiento}(f)}$$

En la transmisibilidad, interesa determinar cuáles son las frecuencias de resonancia, (muestra un pico en la transmisibilidad) y cuán amortiguada está cada resonancia, así como determinar en cuáles frecuencias hay aislamiento de vibración (hay menor vibración en la zona remota que en el punto de contacto).

Si hay un pico en la transmisibilidad, entonces, en esa frecuencia de vibración se amplifica debido a una acumulación de energía almacenada en el repetido estiramiento y la compresión de los tejidos. En las frecuencias donde se produce aislamiento, no hay acumulación de energía almacenada.

Para el caso de vibraciones de cuerpo entero, la transmisibilidad de cuerpo entero se mide generalmente en la columna vertebral y en la cabeza. En la columna lumbar, hay picos en alrededor de 4 Hz, en cambio entre 8 a 10 Hz hay una ligera reducción de la frecuencia de vibración con una magnitud mayor⁴. Esta reducción en la frecuencia es un síntoma de un sistema de ablandamiento no lineal, mediante el cual el cuerpo pierde la rigidez a medida que aumenta la magnitud de la aceleración. Una teoría planteó que esto es posible debido a una deformación de la columna vertebral ante una aceleración elevada (Mansfiel, 2005).

En el caso de la transmisibilidad en la cabeza, para los estudios es importante la influencia de existir o no respaldar en la exposición.

En la vibración vertical la transmisibilidad es mayor cuando no hay respaldar que cuando lo hay y la frecuencia donde ocurre el pico es mayor en el caso de sin respaldar (Figura 1.7).

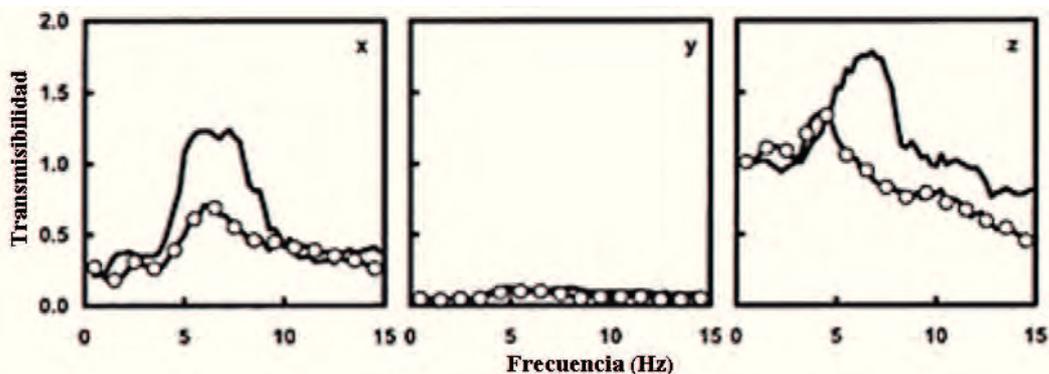


Figura 1.7 Transmisibilidad media entre la aceleración vertical del asiento y la aceleración de atrás para adelante de la cabeza (eje x), la aceleración lateral (eje Y) y vertical (eje z) de 12 sujetos sentados con un respaldar (-) y sin respaldar (- O-)5.

⁴ Kitazaki, 1994; Mansfield y Griffin, 2000; Matsumoto y Griffin, 1998

⁵ Extraído y adaptado de Padan y Griffin, 1993

La impedancia mecánica del punto de contacto es la relación entre la fuerza y la velocidad a cualquier frecuencia f tal como sigue:

$$Z(f) = \frac{F(f)}{v(f)}$$

Un método alternativo para expresar la impedancia mecánica es usar la masa aparente a la frecuencia f tal como sigue:

$$M(f) = \frac{F(f)}{a(f)}$$

Para sistemas rígidos, la masa aparente es la misma que la masa del sistema, pero para sistemas más complejos (como la del cuerpo humano), bajo efecto de vibración, la ecuación queda en función de la frecuencia, incrementando la masa aparente en algunas frecuencias, siendo mayor aún que la del sistema. A muy bajas frecuencias la masa aparente tiende a ser el valor de la masa del sistema.

En la figura 1.8 se observa cómo cambia la masa aparente de dos sujetos, de diferentes masas, a medida que aumenta la frecuencia de vibración vertical, siendo muy cercana a la masa de los sujetos a vibraciones cercanas a 0 Hz, y a 5 Hz la masa aparente es la máxima. A mayor frecuencia la masa aparente tiende a disminuir.

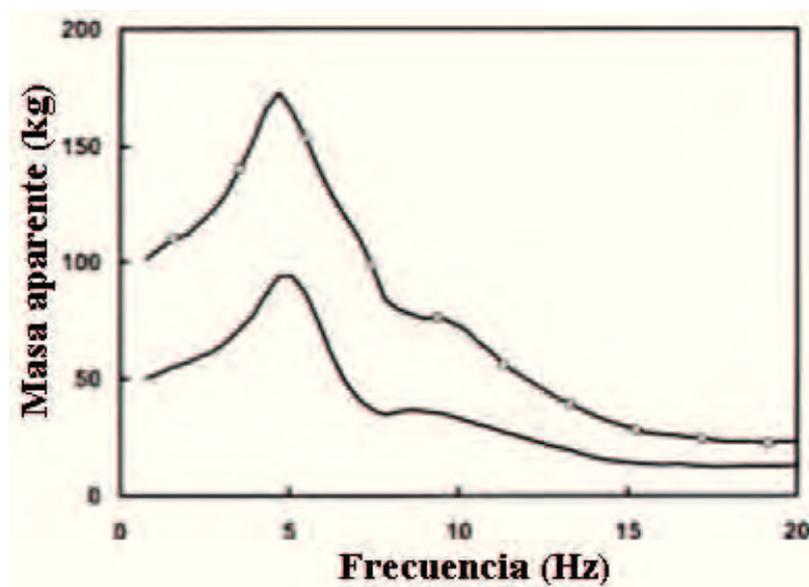


Figura 1.8. Masas aparente, de un sujeto de 100 kg (-o-) y de 50 kg (—), expuestos a vibración vertical.

1.5 Vibraciones Transmitidas por la mano (Vibración mano brazo)

Este tipo de vibración sucede cuando la persona sostiene una herramienta que genera vibración, ya sea taladros, perforadoras, herramientas eléctricas, etc. Además de percibirse las vibraciones en los receptores táctiles en la piel, hay un riesgo en los sistemas vascular y neurológico.

El sentido de tacto es el resultado del trabajo en combinación de muchas vías de recepción, llamados receptores táctiles. Las señales sensoriales captadas por las manos son textura, forma, temperatura, tamaño, movimiento, dolor.

Haciendo un breve resumen los sentidos somáticos del cuerpo humano se pueden clasificar en tres grandes grupos:

- a) Sentidos Mecanorreceptores: Incluyen las sensaciones táctiles (tacto, presión y vibración) y de posición (estática y de movimiento).
- b) Sentidos termorreceptores: sensaciones de frío y calor.
- c) Sentidos del dolor: sensaciones que dañan el tejido del cuerpo.

La ubicación precisa del estímulo (vibración) en la mano puede además afectar los resultados en las pruebas de percepción a distintas frecuencias y aceleraciones; a bajas frecuencias (10 a 20 Hz) el umbral es mayor en la palma de la mano cerca a los dedos, mayor aceleración, (ubicación 2, figura 1.9) con respecto a los demás, y va aumentando hasta los 70 Hz para las tres ubicaciones de la mano y luego desciende la aceleración (mm/s^2). A frecuencias mayores de 100 Hz, la ubicación 2 y las yemas de los dedos presentan menores umbrales de recepción, es decir mayor sensibilidad a la vibración, lo que implicaría la sensación de incomodidad o discomfort pero no necesariamente riesgos de salud (lesiones) causados por estas vibraciones transmitidas.

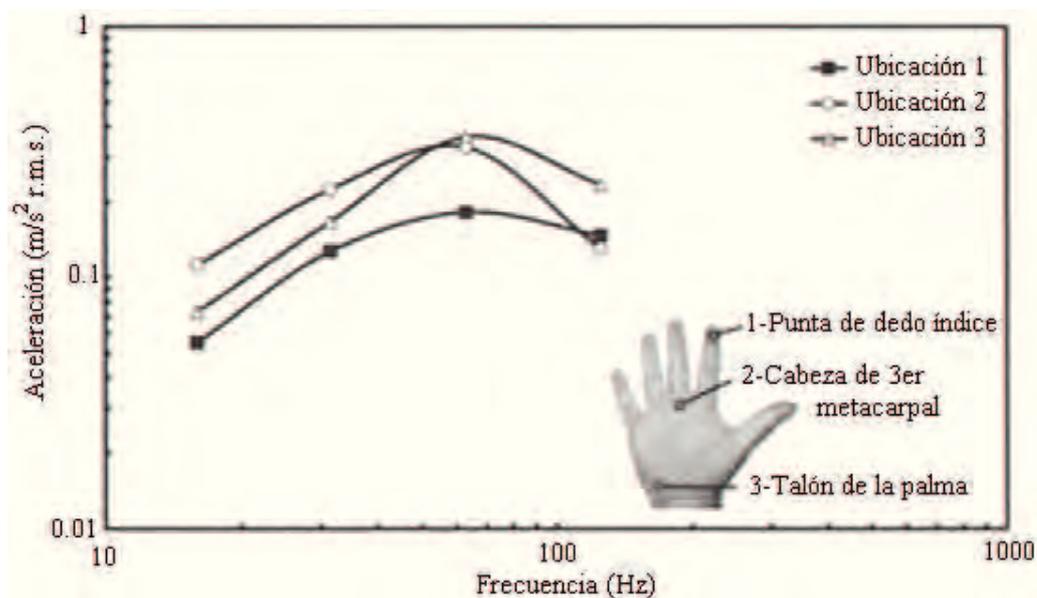


Figura 1.9. Principales umbrales de recepción de vibración como una función de la frecuencia para tres mediciones ubicadas en la mano. Fuente: adaptado de Morioka, 1999.

1.5.1 Frecuencia ponderada y salud ocupacional

Según la norma ISO 5349-1 (2001)⁶ el valor eficaz de la aceleración medido durante la exposición diaria total, a_{hv} , resulta de la raíz de la suma de los cuadrados (valor total) de los valores eficaces de las aceleraciones ponderadas en frecuencia determinados según los ejes ortogonales x, y y z:

$$A(8) = a_{hv} = \sqrt{a_{hw,x}^2 + a_{hw,y}^2 + a_{hw,z}^2}$$

Los acelerómetros para medir estas aceleraciones se ubican según el sistema de coordenadas basicéntrica (Figura 1.10).

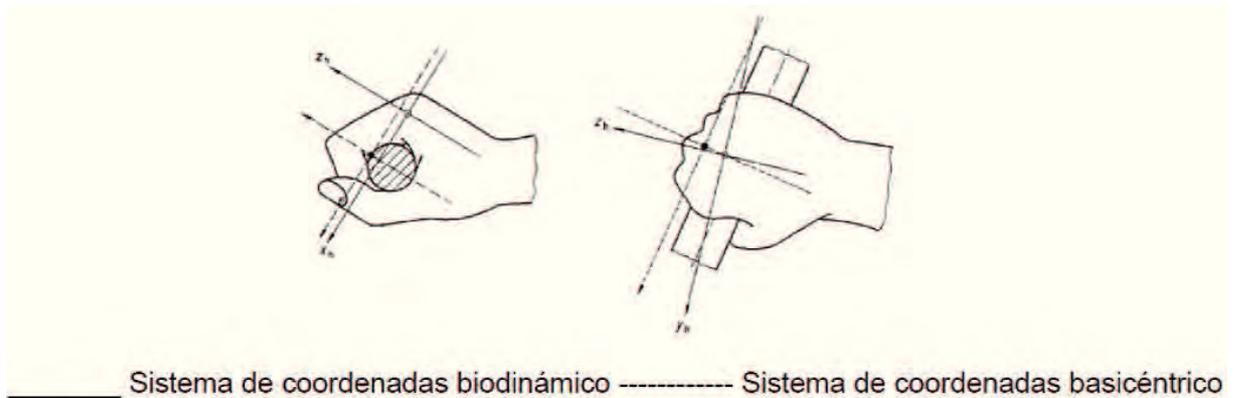


Figura 1.10. Sistemas de coordenadas para la medición de vibraciones mano-brazo.

Las medidas de a_{hv} requieren la aplicación de filtros de ponderación y banda limitante (de 8 Hz a 1 kHz).

La ponderación de la frecuencia indica la importancia asumida de diferentes frecuencias en tanto a la sensibilidad que produce en la mano del hombre. A frecuencia de 12.5 Hz se tiene mayor sensibilidad.

La ponderación puede ser aplicada para evaluar el riesgo de lesión debido a vibración o cuando se requiera un indicador de la magnitud de la sensación.

La aceleración eficaz ponderada en frecuencia a_{hw} se expresa como la raíz de la suma de los cuadrados de las aceleraciones eficaces a_{hi} multiplicadas por su ganancia ponderada (Wh).

$$a_{hw} = \sqrt{\sum_i (a_{hi} * Wh_i)^2}$$

La Directiva 2002/44/CE del Parlamento Europeo y del Consejo sobre las disposiciones mínimas de seguridad y de salud relativas a la exposición de los trabajadores a los

⁶ Anula y sustituye al ISO 5349 (1986).

riesgos derivados de los agentes físicos- vibraciones (2002) establece unos valores límite que no deben ser sobrepasados por ninguna circunstancia (valores límite de exposición) y unos niveles cuya superación implica establecer un programa de medidas técnicas/organizativas destinado a la reducción del nivel, es decir un valor que da lugar a una acción (Griffin, 2001):

- a) El valor límite de exposición diaria normalizado para un período de referencia de 8 horas se fija en 5 m/s^2
- b) El valor de exposición diaria normalizado para un período de referencia de 8 horas que da lugar a una acción se fija en $2,5 \text{ m/s}^2$.
- c) El valor umbral es 1 m/s^2 . Por debajo de este valor la exposición continua o repetitiva no tiene ningún efecto adverso sobre la salud y seguridad de los trabajadores.

La tabla 1.2 muestra los valores de aceleración eficaz ponderada en frecuencia según las horas de exposición total diaria que se considera en una jornada de trabajo, 8 horas, expresada en m/s^2 o g.

Tabla 1.2. Valores límite umbral para vibraciones transmitidas por las manos según la Conferencia Americana de Higienistas Industriales del Gobierno 1992. Fuente: Griffin, 2001.

Exposición diaria total (horas)	Aceleración eficaz ponderada en frecuencia en la dirección dominante que no debe sobrepasarse.	
	m/s^2	g
s	4	0.4
2-4	6	0.61
1-2	8	0.81
1	12	1.22

Puede darse magnitudes de vibración y espectros de frecuencia diferentes en herramientas del mismo tipo o cuando se utilizan de manera distinta una misma herramienta (Figura 1.11).

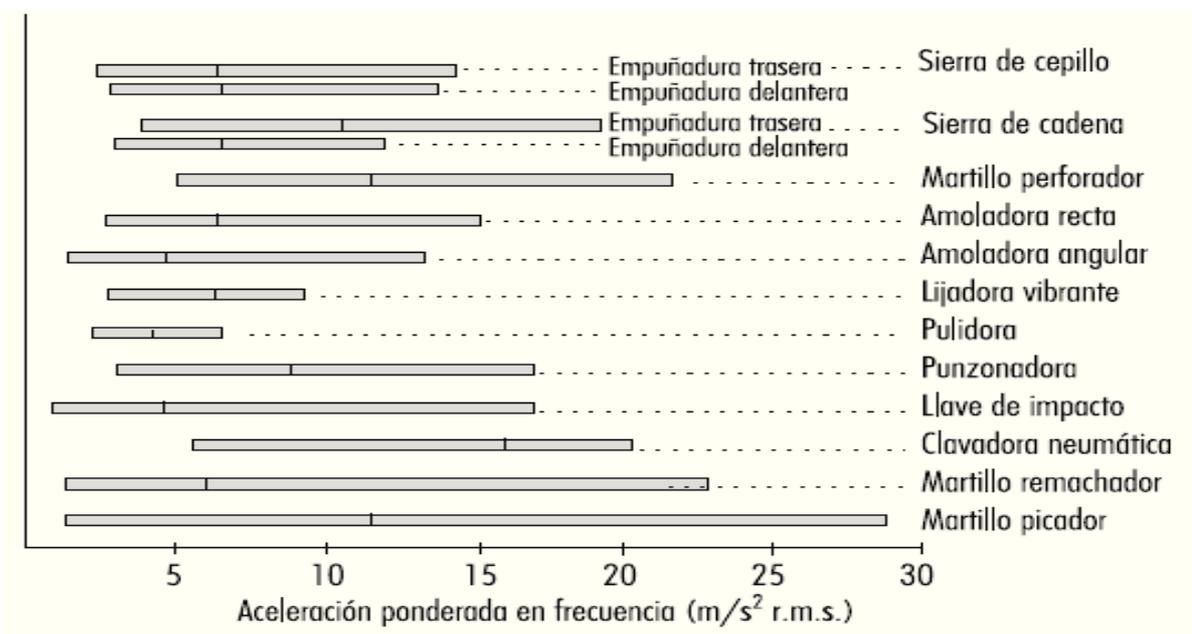


Figura 1.11. Ejemplos de valores medios y rango de distribución de la aceleración eficaz ponderada en frecuencia en el eje dominante medida en las empuñaduras de algunas herramientas a motor utilizadas en trabajos forestales y en la industria⁷.

1.5.2 Efectos en la salud de la vibración mano-brazo

La exposición a vibraciones transmitidas por la mano puede ocasionar un amplio rango de trastornos agrupados en cinco grandes tipos.

A) Trastornos vasculares.

El más conocido trastorno clínico es síndrome de los dedos blancos o dedos muertos inducido por vibración (VWF, vibration- induced white finger), conocida también como enfermedad de Raynaud secundaria -de origen ocupacional (Mansfield, 2005) . Un claro ejemplo lo vemos en la figura 1.12.

Se caracteriza por episodios de dedos blancos o pálidos causado por oclusión espástica de las arterias digitales generalmente ocasionado por el frío, durante estos ataques se puede experimentar pérdida completa de sensibilidad táctil.

Según investigaciones este síndrome está relacionado con el uso de herramientas de percusión para el trabajo de metales, amoladoras, herramientas rotativas, perforadores utilizados en excavación, martillos percusores, maquinaria vibratoria de trabajo forestal y otras herramientas y procesos motorizados (Griffin, 2001).

⁷ Fuente: Asociación Internacional de la Seguridad Social (AISA), Sección Internacional para la Investigación 1989, referido por Griffin (2001).



Figura 1.12. Caso de síndrome de los dedos blancos.

B) Trastornos de los huesos y articulación.

Uno de los trastornos más común que se presenta en trastornos de huesos en usuarios de herramientas vibratorias es el daño al hueso semilunar de la muñeca⁸. Esto puede ser en parte causado por el suministro reducido de la sangre al hueso además de la compresión de microfacturas.

También se ha revelado por estudios realizados una alta prevalencia de vacuolas y quistes óseos en las manos y muñecas, prevalencia elevada de osteoartrosis de muñeca y artrosis y osteofitosis de codo en mineros del carbón, trabajadores de la construcción de carreteras y trabajadores del metal expuestos a choques y a vibración de baja frecuencia (menores de 50 Hz) y gran amplitud producida por herramientas neumáticas de percusión.

C) Trastornos neurológicos.

Las herramientas que transmiten vibración pueden ocasionar adormecimiento, hormigueo y pérdida de sensibilidad en las manos en los trabajadores, éste último síntoma es producida por una amplia variedad de tipos de herramientas. Además la exposición continua a estas vibraciones desarrolla alteraciones patológicas en los nervios de los dedos, seguido de fibrosis y pérdida de la fibra nerviosa.

El síndrome del túnel carpiano (CTS) es un trastorno común de tipo profesional en trabajadores como perforadores, chapistas, y los trabajadores forestales, que utilizan máquinas vibrantes, donde se presentan sensaciones de calor, calambre o entumecimiento en la palma de la mano y los dedos, especialmente del pulgar y de los dedos medio e índice. Esto es causado además de las vibraciones por movimientos repetitivos, agarre con fuerza y malas posturas (de tipo ergonómicos).

⁸ Griffin, 1990. Appendix 10: "Ejemplos de trastornos de los huesos y articulaciones en usuarios de herramientas vibrantes".

D) Trastornos musculares.

Es común encontrarse con dolores en las manos y brazos y debilidad muscular (por ejemplo pérdida de fuerza en las manos de leñadores). Lo más grave de esta fatiga muscular es que puede causar discapacidad. También hay casos de tendinitis y tenosinovitis⁹ en las extremidades superiores.

Estos trastornos tienen relación con otros factores ergonómicos (anteriormente mencionados) por lo que las vibraciones transmitidas a las manos no es causa exclusiva.

E) Otros desórdenes.

Otros síntomas que no afectan a las manos son relacionados con vibraciones transmitidas a las manos como la pérdida de audición, conforme sea la edad y la exposición al ruido por estas herramientas vibrantes debido a una vasoconstricción de los vasos sanguíneos que irrigan el oído interno.

Otros síntomas listados según casos reportados de varios autores¹⁰ son cambios en el sistema electrofisiológico (electroencefalograma EEG y electrocardiograma ECG), anomalías en la composición de la orina, variaciones en la química de la sangre y cambios en la coagulación, cambios cardiovasculares, y disfunción de los centros autónomos del cerebro como son impotencia, fatiga persistente, dolores de cabeza, insomnios, irritabilidad, etc.

1.6 Estado de arte de las plataformas vibratorias.

No todas las vibraciones son dañinas para la salud como hemos visto anteriormente, también se utilizan las vibraciones como un medio de beneficio para la salud y el deporte. Actualmente está muy en boga el uso de plataformas vibratorias para fitness entre otros.

Uno de los precursores en construir plataformas vibratorias fue el italiano Dr. Carmelio Bosco. Hoy en día se cuenta con una extensa gama de tecnologías y marcas para plataformas vibratorias, con usos tanto como para deportistas de alto rendimiento como para uso doméstico en personas de vida sedentaria.

Este tipo de sistema de ejercicio se ha desarrollado en el mercado de manera muy comercial, y puede llegar a ser perjudicial sino se le da uso adecuado, considerando las recomendaciones de tiempo, frecuencia, amplitud, posición.

Existen dos tipos de plataforma en el mercado según el tipo de movimiento: plataforma vertical y plataforma oscilante (Figura 1.13).

⁹ Tenosinovitis: Inflamación de la vaina protectora que cubre los tendones.

¹⁰ Griffin, 1990. Apéndice 12: “Ejemplos de Síntomas Subjetivas y Observaciones Clínicas Asociadas con el Uso de Herramientas Vibrantes”.

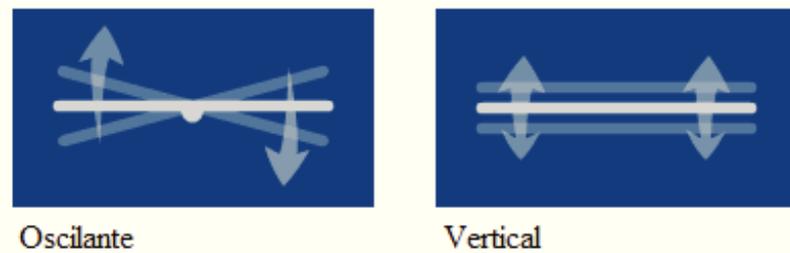


Figura 1.13. Movimiento de la base según tipo de plataforma vibratoria.

1.6.1 Plataforma vibratoria vertical

Su movimiento es de arriba a abajo. Este movimiento incide más directamente en el desarrollo muscular, pues transmite el impacto en forma continua sobre la fibra muscular. Es muy útil para trabajar además en abdomen, brazos, pectorales.

Las sesiones con vibración vertical son más cortas y se utilizan frecuencias menores debido a la calidad de vibración, generalmente frecuencias de 25 a 50 Hz y amplitudes hasta 4 mm.

Por debajo de los 15 Hz los órganos blandos del abdomen del usuario pueden alcanzar resonancia por lo que se debe utilizar con cuidado por debajo de ésta frecuencia.

Utilizada y recomendada para deportistas de alto rendimiento.

Pueden ser más costosos por lo que son más especializados para entrenamientos deportivos.

Las plataformas vibratorias especiales para deportistas generalmente tienen costo muy alto (algunas marcas por encima de 10 mil dólares), incluyen programas de preparación física específicas, estimulando las fibras musculares, consiguiendo efectos inmediatos sobre la fuerza, el tono y la recuperación muscular. Es importante que este tipo de máquinas venga con manuales de uso y características del equipo como frecuencias, aceleración, duración de trabajo, carga máxima y posiciones de trabajo (figura 1.14).



Figura 1.14. Áreas de trabajo muscular según la posición del cuerpo. Fuente: adaptado de página web Metacafe Plataforma vibratoria COMPEX WINPLATE.

6.1.1 Plataforma vibratoria oscilante o basculante

Se mueve de arriba abajo el lado derecho e izquierdo alternativamente. Simula el movimiento de balanceo de una caminata por lo tanto es más cómoda de utilizar.

La vibración produce una contracción refleja sobre la fibra muscular de forma alternada. El impacto general se reduce y hay una menor transmisión de vibraciones por lo que se necesita más tiempo de sesiones para conseguir iguales beneficios que con plataformas verticales.

Es común encontrar varias frecuencias y velocidades en este tipo de plataformas oscilantes utilizadas para distintos efectos deseados. La publicidad no escatima en prometer múltiples beneficios sin mencionar los riesgos o contraindicaciones.

Los valores indicativos para los distintos objetivos con las plataformas de vibración vertical y una plataforma vibratoria oscilante de 50 velocidades (según reconocida

empresa española distribuidora de productos médicos y para la salud Quirumed¹¹), se comparan en la tabla 1.3.

Tabla 1.3. Comparación de gama de frecuencias a aplicar en una plataforma vibratoria vertical y oscilante.

Plataforma de vibración vertical	Plataforma vibratoria oscilante
20-30 Hz - rehabilitación	4 - 12 Hz - rehabilitación, osteoporosis, relajación y celulitis.
25-35 Hz - osteoporosis	10 - 14 Hz - adelgazamiento y drenaje linfático.
30-35 Hz - relajación	14 - 25 Hz - entrenamiento y endurecimiento.
25-35 Hz - drenaje linfático	20-30 - potenciación muscular deportiva.
30-35 Hz - entrenamiento y fitness.	

Muchas de las plataformas no señalan en sus niveles de intensidad la frecuencia ni amplitud, lo que conlleva a un uso erróneo de estas plataformas, sin poder comprobar su efectividad y seguridad para la salud.

1.6.3 Contraindicaciones y riesgos de las plataformas vibratorias

Es recomendable antes de usar una plataforma vibratoria siempre consultar con un médico, especialmente en los siguientes casos que pueden resultar como contraindicaciones¹²:

- Epilepsia
- Diabetes
- Afecciones cardíacas
- Afecciones en la columna vertebral
- Prótesis, implantes y marcapasos, en especial implantes de cadera.
- Migraña severa.
- Trombosis
- Embarazo.
- Enfermedades reumáticas inflamatorias.
- Cálculos renales o biliares.
- Problemas en la retina

Se ha publicado que vibraciones a altas frecuencias (5 a 100 Hz), y alta magnitud (mayor que 1 g), conlleva a una amplia gama de respuestas patológicas. Sin embargo, se hace caso omiso de tales peligros, dispositivos conocidos como Power Plate, Galileo, Soloflex, Galaxy, Nemes, y otros, utilizan fuerzas g (magnitudes) que superan con creces 1.0 g, y se debe abordar con extrema precaución (Rubin, 2006).

¹¹ Información obtenido de: <http://www.quirumed.com/es/Catalogo/ver/1062/Plataformas%20Vibratorias>

¹² <http://www.puntofape.com/alertan-sobre-el-alto-riesgo-del-mal-uso-de-las-plataformas-vibratorias-3099/>; <http://suite101.net/article/tipos-de-plataformas-vibratorias-beneficios-y-contraindicaciones-a35540>

“Las magnitudes usadas en esos dispositivos (Galaxy, SoloFlex, Galileo, Power-Plate, NEMES, etc.), si bien exceden los 8.0 g, están más allá de los límites recomendados para tolerancia humana por el ISO y OSHA.....e inherentemente peligrosos, y para nuestro conocimiento, muestran muy poco de alguna evidencia de que sus dispositivos sean seguros para el hueso, cartílago, músculo, tendón, ligamentos o alguno de los órganos mayores” (Traducido de Rubin, 2006, pág. 3).

Las vibraciones son potencialmente muy peligrosas y deben enfocarse con precaución, es por esto que OSHA y la ISO han declarado una estándar con advertencias específicas en umbrales de duración para tolerancia humana, indicando el tiempo que puede ser expuesto de forma segura. Según ISO-2631 el tiempo de exposición depende de la aceleración y la frecuencia de la vibración, como se muestra en la figura 1.15.

Introduciendo los parámetros de alta frecuencia y alta magnitud (>10 g) de algunos dispositivos comerciales, se puede ver que sobrepasan los límites dados, (peligrosos para la salud), mientras que otros de baja magnitud (<1 g) no tendrían mayores problemas de salud a un tiempo dentro del estándar.

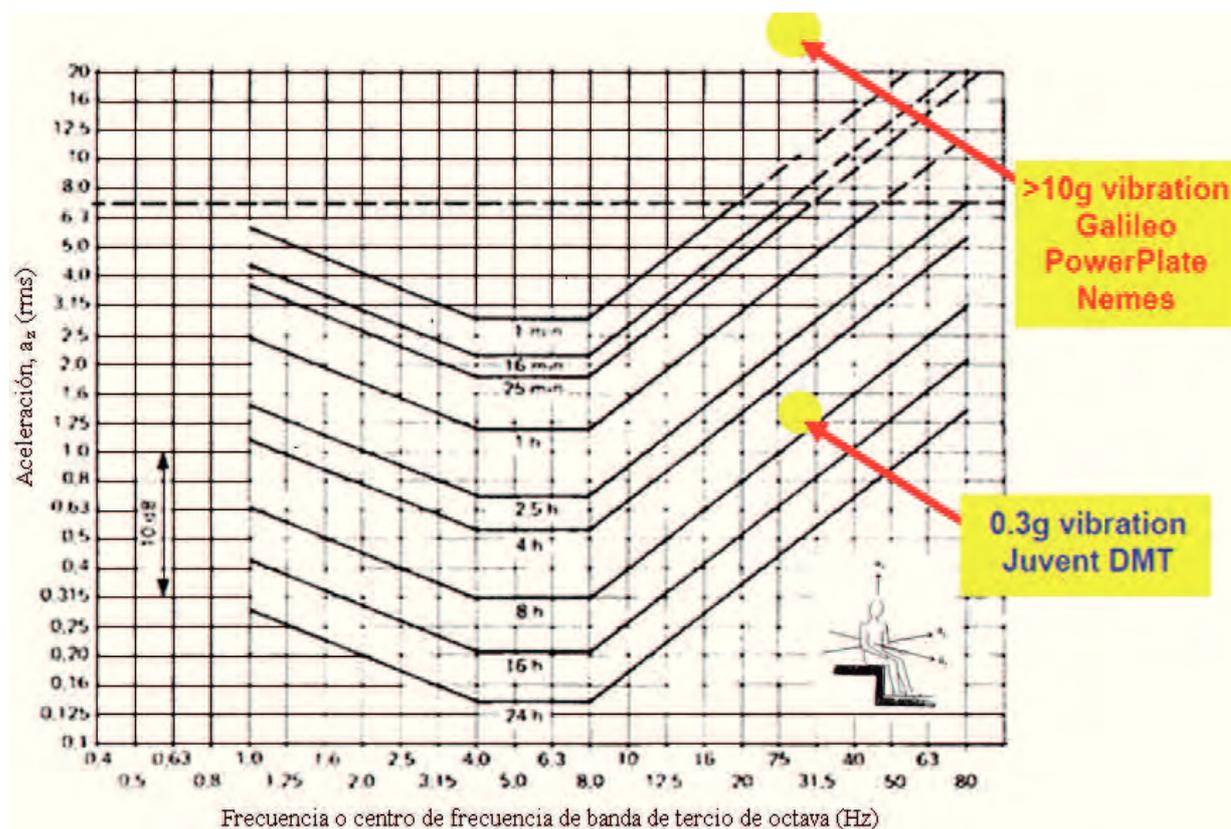


Figura 1.15. Umbrales de duración de exposición de tolerancia humana. ISO 2631.

Fuente: adaptado de Rubin, 2006, p. 5.

Capítulo 2

Enfoque biomecánico de las osteopatías

2.1 Conceptos generales del sistema óseo.

El sistema óseo es un sistema muy bien diseñado para mantener una rigidez necesaria y/o mayor a las necesidades mecánicas requeridas en nuestras actividades físicas cotidianas. En otras palabras, los huesos son estructuras biomecánicas controladas en función a las deformaciones derivadas de las contracciones musculares que se ocasionan en la actividad física del día a día (Wainwright, 1980) y de influencias externas.

Los huesos desempeñan funciones de sostén, protección de órganos vitales, como condicionante del movimiento humano: proveer eslabones cinéticos, proveer sitios de inserción muscular, y de reservorio de minerales.

Los huesos son materiales composite formados por fibras de colágeno y cristales de fosfatos de calcio que se van depositando sobre los haces de fibras, que con el tiempo le va otorgando rigidez y resistencia al hueso. Contiene alrededor 70% mineral (hydroxyapatita), 22% proteínas (colágeno tipo I) and 8% agua en promedio.

2.1.1 Componentes del tejido óseo.

Para la formación, mantenimiento y resorción del tejido óseo es fundamental la interacción de los tres tipos de células óseas:

- a) **Osteoblastos:** Células especializadas productoras de fibras de colágeno (osteoide). Estas fibras las puede formar de dos formas: ordenada en laminillas (hueso lamelar) o desorganizada (hueso tramado, propio del callo de fractura, de estados de alta remodelación ósea). Además segregan fosfatasas que catalizan la producción de cristales (de calcio y fósforo) que se depositarán automáticamente en las fibras colágenas (Ferretti, 2001) en un medio básico (pH alto). Proviene de células osteoprogenitoras. Después de su diferenciación los osteoblastos poseen tres destinos: 5% se convierten en células inactivas (de revestimiento óseo-*lining cells*), 30%

llegan a ser osteocitos y un 65% experimentan la muerte programada celular, llamada apoptosis (García et al, 2007). Estas proporciones pueden cambiar según el tipo y edad de hueso y estado o desorden hormonal (Dallas et al, 2010).

Los osteoblastos tienen su origen de las células madre mesenquimal, que se transforma luego en células osteoprogenitoras y luego en osteoblastos.

- b) **Osteoclastos:** células especializadas productoras de enzimas osteolíticas que degradan el osteoide calcificado o no, el cual es el fundamento del recambio óseo para procesos de recambio fisiológico (remodelación ósea), reparativo (de microfracturas) y patológico (osteopenia y osteoporosis). Son células macrófagas que derivan de leucocitos agranulocitos (linaje hemato-inmune). Los osteoclastos trabajan normalmente con los osteoblastos formando la “unidad de remodelamiento óseo” (URO).
- c) **Osteocitos:** Células intrínsecas de la estructura ósea resistiva. Los osteocitos están interconectados entre sí mediante cientos de prolongaciones citoplasmáticas (*gap junction*) y también conectadas directamente con los osteoblastos mediante las mismas prolongaciones.

Los osteocitos se encuentran ubicado dentro del tejido en unas microcavidades dentro del osteoide mineralizado denominadas “lagunas osteocíticas” u “osteoplasma” donde también hay fluido periosteocítico, llamándose en conjunto “complejo lagunado canalicular”. Están especializadas para detectar las deformaciones producidas y como respuesta enviar mensajes inhibidores o estimulantes según sea el caso a los blastos o clastos vecinos (Lanyon et al., 1993 y Marotti, 2000).

Otra de sus funciones y muy importante es la homeostasis de calcio en la sangre.

2.1.2 Clasificación del tejido

De manera general el esqueleto humano está constituido por dos tipos diferentes de materiales:

- a) **Cortical:** hueso compacto, forma parte de alrededor 80% del total del esqueleto. El hueso cortical es casi sólido, tiene un 10% de porosidad y se divide en varios subgrupos: hueso largo (ejemplos fémur, tibia), hueso corto (muñeca, tobillo), hueso plano (bóveda del cráneo y huesos irregulares).
- b) **Trabecular:** es llamado también hueso esponjoso o canceloso, forma parte de alrededor del 20% de total del hueso. Presenta alta porosidad entre 50 a 90%. Están formados por delgadas trabéculas, que en huesos ya formados corresponde al hueso esponjoso laminillar rodeadas por células de revestimiento óseo. Los osteocitos de las trabéculas se mantienen desde los capilares vecinos sanguíneos ubicados en la médula ósea. La orientación de cada trabécula y la disposición de sus laminillas óseas mineralizadas están determinadas por las tensiones mecánicas locales con el fin de resistir las compresiones y tensiones a la que es sometida; si cambian las direcciones

de estos estímulos mecánicos que es sometido el hueso trabecular (ya sea por aumento de peso, crecimiento u otro), esta debe cambiar su orientación¹³.

Se encuentra en la metáfisis de huesos largos, cubierta por hueso cortical, y en los cuerpos vertebrales.

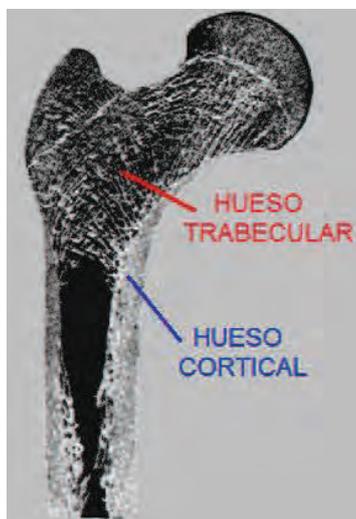


Figura 2.1. Tipos de hueso trabecular y cortical en el fémur y cabeza de fémur.

2.2 Características Biológicas y Biomecánicas del Tejido Óseo.

2.2.1 Procesos de modelación y remodelación

A) Modelación:

Explicado con visión a la biomecánica, cuando aumenta la tasa de deformación máxima habitual (deformabilidad utilizada como nivel de referencia es alrededor 0.2%)¹⁴ los osteocitos, liberan factores estimulantes a los osteoblastos inactivos que recubren el material calcificado (“lining cell” regionales), debido a la disposición multirradial de las prolongaciones de los osteocitos que le permiten censar las minideformaciones que las estructuras calcificadas son sometidas cada vez que sobre ellas se ejercen una fuerza (Lanyon et al. 1993). Estos osteoblastos producirán nuevo hueso lamelar que se aposicionará en los sitios sometidos a mayor deformación dándole mayor reforzamiento para el futuro (Rubin et al. 1990).

¹³ Escuela de Medicina P. Universidad Católica de Chile. (s.f.). Estructura del hueso esponjoso o trabecular. Obtenido de: <http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/segundo/histologia/histologiaweb/paginas/co28299.html>

¹⁴ Ver sección 2.2.2: Concepción y funcionamiento del “mecanostato” óseo.

El material óseo “sólido” que se segrega sin calcificación se llama osteoide, cuando se completa la calcificación se convierte en hueso completamente calcificado¹⁵. Después del crecimiento en largo, la modelación es el único proceso conocido para ganar masa ósea.

B) Remodelación:

Por al contrario, una reducción de la tasa de deformación máxima por el uso (casos de reposo, inmovilización o ingravidez) los osteocitos inducen a las células de revestimiento a retraerse, descubriendo el material mineralizado subyacente y atraer así a los osteoclastos vecinos (“lining cells” locales), que se activarán y comenzarán a destruir ese tejido. Proceso llamado destrucción osteoclástica pura. Este proceso es más rápido que el de modelación, por eso un aumento de remodelación o resorción conlleva a una disminución de masa ósea, que puede ser notable o no.

Después de esto, se produce una migración de osteoblastos al lugar que proceden a elaborar hueso nuevo proporcionalmente a la calidad del material removido (ver figura 2.2).

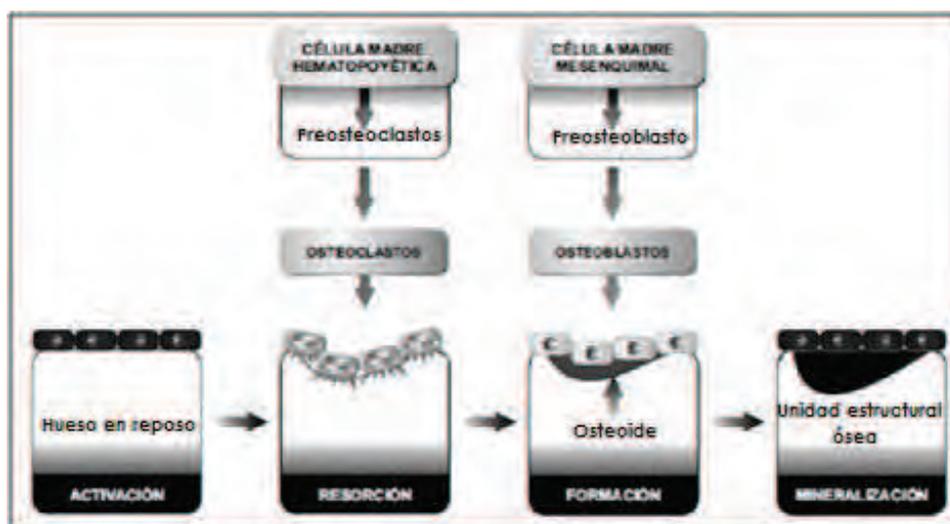


Figura 2.2. Fases del remodelado óseo¹⁶.

La remodelación puede operar de dos formas: reponiendo el material removido de forma total, si la calidad del material removido era buena (modo “conservativo”); o de forma parcial si la calidad no era buena o si se produce interferencia de otros factores (extracción de calcio por regulación del metabolismo fosfocálcico)¹⁷, provocando un balance negativo (modo “desuso”).

La remodelación cumple las siguientes funciones: recambio del esqueleto, reemplazo de una clase de material óseo por otra, contribuye a la homeostasis mineral del medio interno, y reparación de microfracturas.

¹⁵ La calcificación incompleta es una anomalía en las enfermedades de raquitismo y osteomalacia.

¹⁶ Extraído y adaptado de Neyro et al, 2011.

¹⁷ Ver también ANEXO 1: Metabolismo fosfocálcico y su influencia en los sistemas.

Su actividad es intensa durante toda la vida en humanos y animales superiores, y con la edad tiende a incrementarse la proporción del modo desuso (Grynpas, 1993 y Burr, 1997).

El modo “conservativo” es el único proceso conocido que permite conservar la masa ósea, mientras que el modo “desuso” y la destrucción osteoclástica pura son los únicos mecanismos posibles para perder masa ósea.

La remodelación en el adulto sucede en el hueso medular esponjoso trabecular principalmente (relacionado con el crecimiento radial-grosor del hueso), mientras que durante el crecimiento se efectúa en el hueso cortical subperióstico.

Actuadores de la remodelación ósea:

- Lagunas de Howship se encarga del remodelado en la superficie del hueso.
- Sistemas o conductos de Havers se encargan del remodelado en profundidad en forma también orientada por la liberación direccional de mediadores celulares a cargo de los osteocitos.

2.2.2 Concepción y funcionamiento del “mecanostato” óseo.

El mecanostato óseo de Frost se refiere al tejido óseo como un sistema regulatorio retroalimentado que adecua la eficiencia mecánica de la estructura ósea a la magnitud de las deformaciones “pico” direccionales que le produce el uso mecánico regional (Frost 1987; Frost 1996 & Frost 2003).

El estímulo o llamado también input del mecanostato es la deformación del material óseo calcificado, debido al uso mecánico local.

La variable regulada por el mecanostato es la deformación de la estructura, un cambio porcentual en alguna longitud determinada de la misma, frente a los estímulos “usuales máximos”.

El punto de referencia o setpoint del sistema es un valor de deformabilidad típica de 0.2% (alrededor de 2/1000 de la longitud inicial, o 2000 “microstrains”) para el uso mecánico habitual máximo, valor constante para todos los huesos de todos los vertebrados estudiados (Schiessl et al., 1996).

Los receptores de estas deformaciones son los osteocitos, quienes juegan un papel fundamental en este sistema pues son los mecano-sensores que transforma la señal mecánica en química y ésta, a su vez, produce la respuesta de los osteoblastos y osteoclastos, los efectores del sistema.

El objetivo de este sistema de control sería el mantenimiento de una determinada rigidez (indeformabilidad) de la estructura ósea regional, dentro de los límites fisiológicos óptimos. Los cambios en el balance de masa ósea (figura 2.3, abajo) que pueden producirse son independientes del accionar del mecanostato, que regula la calidad mecánica de la estructura determinada por la calidad del material óseo y la distribución espacial de la masa mineral del hueso, un desbalance que involucre la calidad mecánica (figura 2.3, arriba) puede conllevar a una fragilidad ósea.

No se conoce ningún sensor biológico de la masa ósea mineralizada, (como el caso de los osteocitos que censan la deformación local), ni existe una retroalimentación, por lo que la cantidad de masa ósea, por constante que pueda parecer, no es regulada biológicamente (como sí es el caso de la rigidez).



Figura 2.3. Esquema elemental del mecanostato óseo, centrado en el control osteocítico de la deformabilidad del tejido local, que diferencia el desbalances de masa (abajo) de la alteración de calidad mecánica (arriba). Fuente: Ferretti et al., 2001.

La rigidez de los huesos o el proceso de adaptación de las células óseas a las cargas mecánicas es modulado (no regulado) también por otros factores no mecánicos como factores genéticos (la mayor parte de la masa ósea de un sujeto depende de su genética) del estado normal de las células óseas, entre otros, como se muestra en la tabla 2.1 (Cointry et al., 2004 y Manolagas, 2000).

Tabla 2.1. Procesos mecánicos y no mecánicos relacionados con el proceso de remodelación ósea.

Mecánico	No mecánicos
Fuerza de la gravedad (peso de la persona).	Hormonas.
Actividad física - sedentarismo.	Factores locales (autocrinos, paracrinos).
Contractilidad muscular.	Edad/sexo/ genética.
Esfuerzo	Dieta (calcio, vitaminas, minerales, etc).
Ingravidez, reposo prolongado.	Algunas enfermedades (artritis, reumatoide)

2.2.3. Calidad ósea

La “calidad ósea” descrita de forma simplificada, según Wainwright et al. (1980), para la función de sostén del esqueleto está referida a dos propiedades:

- 1) **Rigidez:** resistencia a la deformación del hueso-órgano. (Lo único que se *regula* en el esqueleto de todos los vertebrados).
- 2) **Tenacidad:** resistencia a la formación y al avance de trazos fractuarios en el tejido duro resultantes de la deformación. Resistencia a la fractura.

En Ferretti et al. (2003), se describen dos características que determinan la calidad biomecánica ósea:

- a) Calidad del material óseo sólido (matriz calcificada) definida por las propiedades materiales óseas, que son la rigidez específica (módulo elástico) del material calcificado y su capacidad de soportar stress por deformación sin resquebrajarse (Landis, 1995, citado por Ferretti et al., 2003). Los factores que dependen de la composición y el grado de mineralización (calcificación) de la matriz amorfa y de las fibras colágenas, y del arreglo espacial micro-estructural de las mismas (anisotropía del material), de las líneas de cemento remodelatorias, y de los microcracks producidas en el material por el uso mecánico (Martin et al., 1998).
- b) Calidad del diseño óseo, caracterizada por las propiedades arquitectónicas (conectividad de la trama trabecular, momentos de inercia de la sección cortical, entre otras). A nivel tisular se describe un tejido cuya calidad depende la distribución espacial del material (anisotropía del tejido) a lo largo y a lo ancho de todo el hueso, con distinta configuración para las tramas trabeculares y para las cortezas compactas (Currey, 1988; Currey, 1999; Compston, 1994).

En la tabla 2.2 se sintetiza los determinantes de la calidad mecánica de hueso integrado como producto de las otras dos calidades y los determinantes de cada uno.

Tabla 2.2. Determinantes de la calidad de un hueso integrado y de sus dos determinantes: la calidad del material óseo y la calidad del diseño macroarquitectónico de la estructura. Fuente: Ferreti, 1999a.

Calidad del Material Óseo
<ul style="list-style-type: none"> ● Dependiente del grado de mineralización. <ul style="list-style-type: none"> ○ Densidad mineral volumétrica de la matriz ideal, sin poros. ● Independiente del grado de mineralización. <ul style="list-style-type: none"> ○ Composición y arreglo microcristalino. ○ Disposición de microcristales alrededor de las fibras colágenas. ○ Cantidad, calidad y arreglo espacial de la trama colágena. ○ Composición de la matriz amorfa acribilar. ○ Arreglo espacial de las laminillas y osteones. ○ Densidad y posición espacial de las líneas de cemento. ○ Densidad y posición espacial de microfracturas.
Calidad de Diseño (macro) Arquitectónico
<ul style="list-style-type: none"> ● Para los cuerpos vertebrales (resistencia a compresión). <ul style="list-style-type: none"> ○ Proporción de trama trabecular y corsé cortical. ○ Disposición de la trama trabecula (columnas, travesaños). ○ Continuidad de la trama trabecular. ● Para los huesos largos (resistencia a flexión y torsión) <ul style="list-style-type: none"> ○ Espesor cortical relativo. ○ Momentos de inercia rectangulares y polares de la sección cortical.
Calidad del Hueso integrado (= calidad de material x calidad de diseño):
<ul style="list-style-type: none"> ● Rigidez (relación entre carga y deformación). ● Resistencia a la fractura.

El funcionamiento adecuado del “mecanostato óseo” es el que provee de una buena calidad ósea.

Las remodelaciones parciales pueden modificar la cantidad de masa mineral en el esqueleto disminuyéndolo, por lo anterior expuesto, esta disminución no implica necesariamente que la calidad ósea disminuya. Para que exista una disminución de la calidad ósea con la remodelación, es necesario la modificación de las propiedades arquitectónicas óseas, por ahuecamiento de huesos tubulares, adelgazamiento o discontinuación de la trama trabecular; o la alteración de las propiedades del material óseo, por excesiva tunelización haversiana del tejido cortical sólido (Zioupou et al., 1998).



Figura 2.4. Determinantes biológicos de las propiedades biomecánicas óseas y metodologías para estimar indicadores de variables relevantes para su evaluación.
Fuente: Ferretti et al., 2003.

2.2.4 Daño del hueso y Microcracks

Diariamente, debido a nuestra actividad, el hueso tiene que soportar cargas de tensión, compresión, momentos de flexión y torsión, ya sea al caminar, correr, saltar, y el hueso acumula toda esta energía de cada impacto. Para liberar la energía acumulada, crea diminutos mecanismos de disipación llamados microcracks, consecuencia normal del deporte y actividad física (Augat et al., 2006).

Parte del rol de mantener la rigidez de los huesos es la detección y remoción de hueso dañado. Estos daños pueden ocurrir desde niveles nano, micro o macroestructurales.

Los huesos acumulan daño por fatiga por la exposición a cargas cíclicas. Los microcracks o microfisuras son un recurso para disipar la energía con el fin de evitar una disipación de energía total, es decir una fractura completa, partiéndose el hueso en dos.

Un ejemplo de daño a nivel micro estructural es el incremento de densidad del mineral del tejido que disminuye la ductilidad (por reducción de la movilidad de fibra de colágeno), así mismo un incremento de la cristalinidad cambia la forma y el tamaño de cristal imponiendo esfuerzos en los cristales y moléculas de colágeno vecinas (Seeman, 2006).

La presencia de microdaños en el hueso fue descrita por primera vez por Frost (1960), y le continuaron muchos estudios más hasta el día de hoy (Devas, 1975; Norman et al., 1997; Schaffler et al., 1995).

La acumulación de microdaños también es peligrosa pues disminuye la resistencia del hueso entero, por eso los microdaños deben ser detectados y reparados (Danova et al., 2003).

Es por su capacidad de reconstrucción que se puede considerar al hueso como uno de los mejores materiales inteligentes, pues sólo el hueso tiene la habilidad de detectar la

ubicación y extensión del daño y sólo él tiene mecanismos efectivos para restaurar su estado original (Seeman, 2006).

Los microdaños varían según el tipo de esfuerzo que es sometido y la edad del hueso. En 2006, Diab et al. reportaron que ante esfuerzos de compresión los daños aparecen como microfisuras lineales y tiene su origen en el aumento de tensiones o discontinuidades, mientras que ante esfuerzos de tensión aparecen como daños difusos y largas microfisuras.

Según el tipo de tejido óseo, el hueso canceloso o trabecular tiene mayor presencia de microdaños que el hueso cortical, y el microdaño crece exponencialmente con la edad, pero este lo hace más rápidamente en mujeres que en hombres (Robling et al., 2006).

Un hallazgo importante para la reparación de los microdaños es la muerte del osteocito, aparte de ser un daño para sí mismo, es una de las maneras de definir la ubicación y extensión del daño, e induce la fase resortiva de remodelación por los osteoclastos (Kurata et al., 2006).

Por lo mismo, una baja densidad de osteocitos podría ser peligroso, pues conlleva a una predominancia de microcracks, que en los pacientes involucra un riesgo de fractura frágil en el hueso compacto (Qiu et al., 2005). En algunos pacientes que padecen de fractura espontánea de vertebra por compresión, el hueso canceloso iliaco posee menos osteocitos que lo normal. La deficiencia de osteocitos contribuye a la fragilidad del hueso, pues dificulta la detección de los microdaños por fatiga (Qiu et al., 2003).

Para reducir el riesgo de fractura, una alternativa es aumentar la densidad de osteocitos en hueso cortical y canceloso (vértebra). Uno de los métodos para conseguir esto puede ser la estimulación de creación de osteocitos o su aceleración, usando estímulos mecánicos mediante vibraciones localizados a frecuencias y aceleraciones previamente estudiadas.

2.3 Influencia de la edad, género y actividad física sobre el tejido óseo.

El tejido óseo y sus características como la masa ósea, la densidad, su resistencia y por ende la calidad ósea, se ven influenciada por muchos factores como la edad, el género, la actividad, la nutrición, las hormonas, drogas o medicamentos y la genética, entre otros.

2.3.1. Cambios en la masa ósea según edad y género

En los hombres la masa ósea es mayor a través de toda la vida, sin embargo, al igual que en las mujeres disminuye no linealmente con el tiempo, aumentando la tasa según avanza la edad.

Como consecuencia de esta pérdida de masa ósea, el tronco se vuelve más corto a medida que los discos intervertebrales de la columna pierden líquido en forma gradual y se hacen más delgados. Las vértebras pierden parte de su contenido mineral, haciendo que cada

hueso se adelgace, por estos cambios la columna vertebral se vuelve curva y comprimida (apretada).

La actividad física depende directamente en la masa ósea y sus propiedades mecánicas debido a las propiedades mecanorreceptores de los osteocitos que envían señales anabólicas (formación de nuevo hueso) a los osteoblastos.

En la figura 2.5 se grafica la influencia de la actividad física tanto en hombres como mujeres y la evolución de su masa ósea a través del tiempo. Se grafica con hombres y mujeres físicamente activos (con actividad física constante) y sedentarios. La línea roja representa a las personas físicamente activas y las líneas amarillas representan a las personas con vida sedentaria. Como se observa los hombres activos poseen mayor masa ósea que los demás. Las mujeres sedentarias por ende son las que presentan menor masa ósea teniendo más riesgo de padecer osteoporosis en una edad adulta avanzada (Bonnet y Ferrari, 2010).

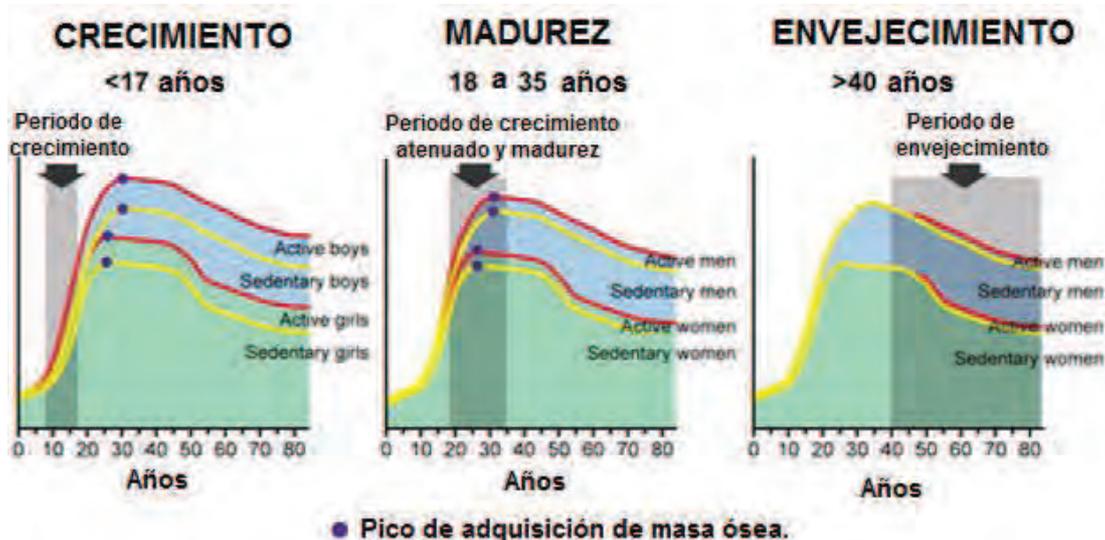


Figura 2.5. Descripción esquemática del efecto de la actividad física en la masa ósea a lo largo de la vida un varón y de una mujer. Nótese el punto de máxima adquisición ósea en la etapa de madurez.

2.3.2 Efectos de la actividad física en el tejido óseo

Como ya se ha dicho, la estimulación mecánica del hueso está en función del peso corporal y de la actividad física de cada sujeto e influye en el proceso de construcción de tejido óseo. Según la ubicación del hueso en el cuerpo, las características morfológicas y prioridades mecánicas los huesos presentarán distintas resistencias.

Según estudios publicados (Ferretti, 1997), esta influencia externa (estimulación mecánica) influye en el tejido óseo de dos formas principalmente:

- a) Orienta la disposición espacial de las fibras colágenas depositadas por los osteoblastos (modelación ósea), en sentido que sea la más adecuada según el requerimiento mecánico (resistencia) a la carga, definida por los estímulos recibidos más frecuentemente.
- b) Induce la destrucción poco a poco de ciertas regiones de tejido óseo vivo, “mal orientadas” con relación al requerimiento mecánico más reciente en la vida del sujeto (según su actividad física más reciente), y la reemplaza con otra orientación o ubicación correcta.

Como la influencia o estimulación mecánica tiene como consecuencia una regulación direccional, el hueso, es un órgano considerado como material anisotrópico, es decir sus propiedades mecánicas cambian según la dirección que se le apliquen los esfuerzos.

De esta condición se tienen observaciones experimentadas (Smith, 1989, citado por Ferretti, 1997):

- a) La inmovilización obligada de segmentos del cuerpo o de cuerpo entero no afecta mayormente la formación ósea pero aumenta mucho la reabsorción. Se reduce en contenido mineral a una tasa de 0.1% semanal. Las trabéculas óseas se reabsorben y van desapareciendo, quedando las necesarias para la integridad estructural estática del hueso. La pérdida ósea no es igual en todo el esqueleto. Una investigación en voluntarios sometidos a reposo en cama durante 17 semanas, concluyó que las partes óseas inferiores tienen mayor pérdida de masa ósea, siendo el hueso calcáneo el que tuvo mayor pérdida, otras pérdidas significativas también se presentaron en el fémur proximal y espina lumbar. Mientras que hubo un significativo aumento de masa ósea en la parte posterior del cráneo debido al aumento de presión intersticial del fluido (figura 2.6). Esta presión es importante porque puede aumentar la masa ósea, o ante un decremento esta presión la masa ósea en áreas acostumbradas a presiones de fluido altas como piernas y pies disminuye (Robling et al., 2006).

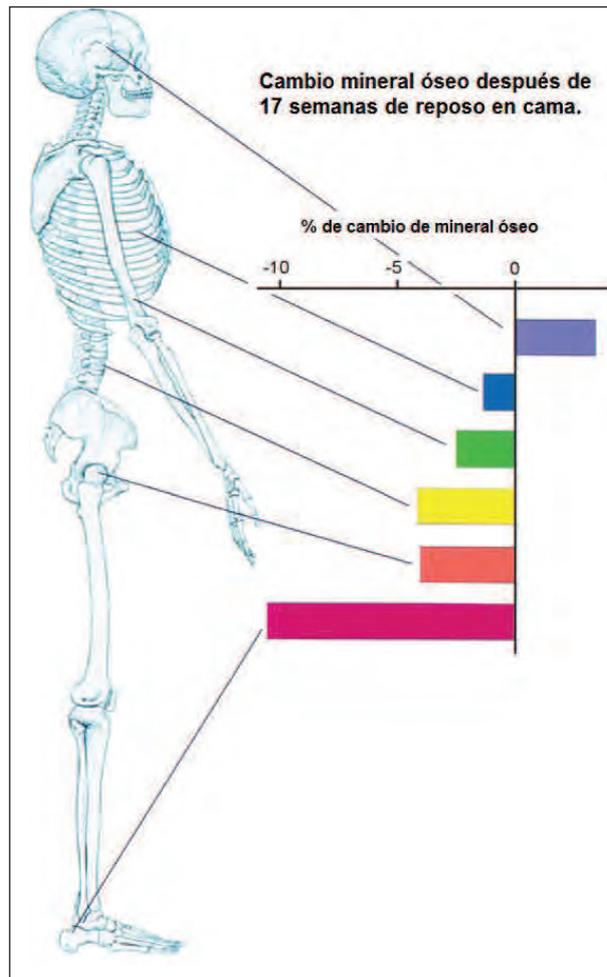


Figura 2. 6. Cambio del contenido mineral en los huesos después de 17 semanas de reposo en cama.¹⁸

- b) La ingravidez propia de los vuelos espaciales, estudiada en ratas y humanos, produce disminución prácticamente a cero de formación ósea y aumenta la reabsorción (destrucción osteoclástica pura). Como consecuencia se tiene desmineralización profunda de los huesos que en normalidad soportan en mayor proporción la carga del peso del cuerpo (fémur y tibia > húmero > costillas).

2.3.3 “Microstrains”

Para la intensidad de las deformaciones causadas por la actividad física se ha establecido una escala de valores en porcentajes o en “microstrains” ($\mu\epsilon$).

Un “microstrain” equivale a una deformación del 0.0001% (equivalente a 1×10^{-6}) de la longitud inicial, por ejemplo 2000 $\mu\epsilon$ equivale a 0.2% de la longitud inicial, es decir una alteración de 0.02mm por cada 1 cm (Rubin et al., 1985). Una representación gráfica de la deformación en microstrains se muestra en la figura 2.7 (Rubin C. & Rubin J, 2006).

¹⁸ Adaptado de Leblanc et al., 1990, citado por Robling et al., 2006.

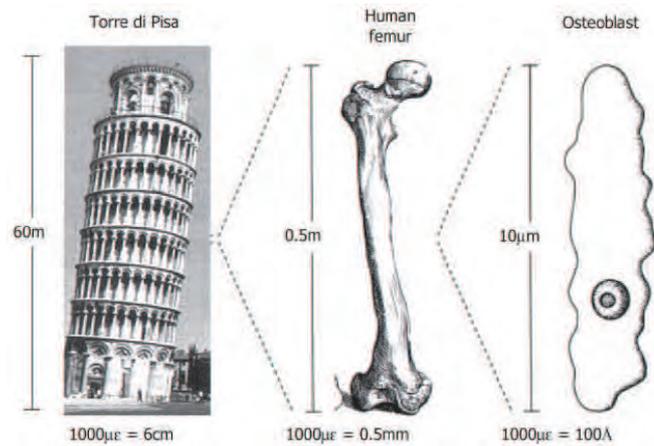


Figura 2.7. Strain se define como un cambio (a carga inducida) de longitud con respecto a la longitud original de la estructura; 1000µε, o 0,1% de deformación, refleja la cantidad de deformación experimentada por el tejido óseo durante una actividad como caminar.

En la figura 2.8 muestra una zona de “Estimulación fisiológica”, los límites son habitualmente entre 400 y 2500 “microstrains” (o 700 y 1500-2000 con criterio más conservador), en esta zona las deformaciones son tolerables, no tiene efectos significativos de estimulación mecánica sobre la remodelación ósea, ya que los pequeños daños (“microcracks”) producidos al material eventualmente, resultan reparables dentro del rango normal de cambio óseo (Rubin et al., 1985).

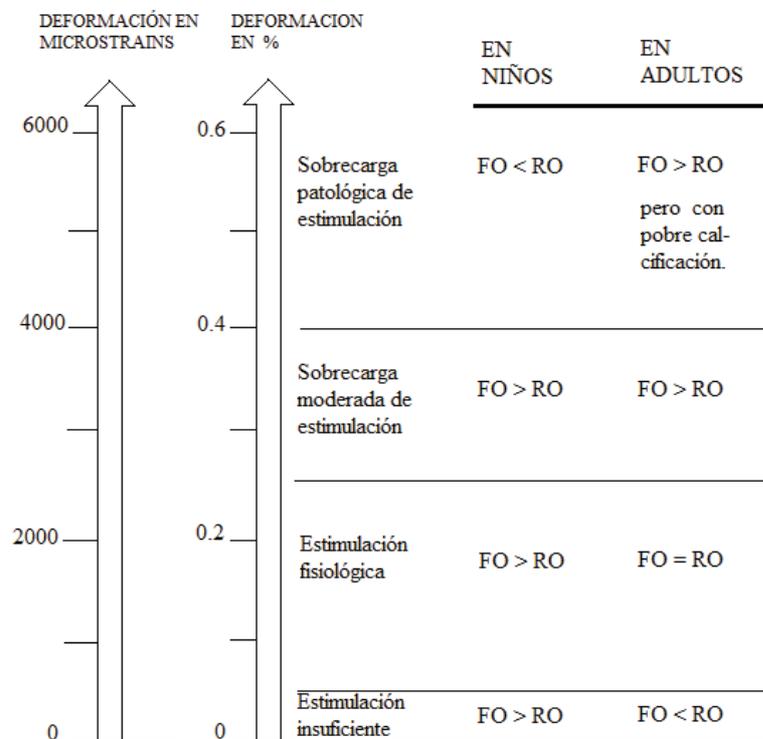


Figura 2.8. Escala de intensidad de deformaciones¹⁹.

¹⁹ Extraído de Ferretti, 1997.

Los valores de deformación ubicados por debajo de esta zona, inhiben la modelación y estimula a la remodelación con pérdida neta de masa ósea, (estimulación insuficiente, modo “desuso”) para eludir el alto costo metabólico del mantenimiento de masa ósea, que pareciera inadecuadamente excesiva (Burr et al. 1989).

Las deformaciones dentro de la “zona moderada de estimulación”, dadas por una actividad física mayor a la normal) estimularán modelación con inhibición de remodelación (mayor formación) arrojando una ganancia neta de masa ósea, debido a que se provocan daños estructurales que se acumularán más rápido que lo que el tejido puede compensar por simple autorreparación.

Existe una cuarta zona de “sobrecarga patológica”, para deformaciones por actividad física exagerada, en el cual se provocan daños materiales que el tejido responde solamente produciendo nuevo material de calidad normal o inferior, ya que hay insuficiente tiempo para calcificar el tejido, induciendo a un estado anómalo de resistencia mecánica que termina siendo peligroso para la integridad del hueso.

En deportistas se presenta generalmente deformaciones de nivel “sobrecarga moderada” a “sobrecarga patológica”. Por lo que deportistas profesionales deben seguir una disciplina exigente, junto con una buena alimentación.

2.4 Osteopatías Fragilizantes.

2.4.1 Biomecánica del hueso: determinantes de la fragilidad ósea.

Una de las funciones de los huesos es soportar y llevar cargas. Una fractura ocurre cuando la carga excede la resistencia del hueso, entonces la debilidad del hueso se puede considerar como frágil. Otro ejemplo de fragilidad es en las vertebras con osteoporosis que se pueden fracturar durante un actividad normal cotidiana, este tipo de fragilidad se debe principalmente a su debilidad ósea. Sin embargo la fragilidad también puede haber en huesos fuertes debido a su incapacidad para absorber suficiente energía de absorción mecánica. Por poner un ejemplo en una caída al suelo o impacto fuerte en la cadera, la fractura puede darse si el impacto excede a la energía mecánica que el hueso puede absorber.

Entonces existen diferentes definiciones biomecánicas para la fragilidad ósea, puede ser definida mediante tres parámetros mecánicos como son: el esfuerzo último (medición de la resistencia), desplazamiento último (referente a la ductilidad), trabajo de falla o tenacidad (energía de absorción). Se puede hablar de una cuarta medida biomecánica, la rigidez, para evaluar una integridad mecánica del hueso, pero no es una medida directa de fragilidad (Turner, 2002).

En la figura 2.9, izquierda se señala las partes y significado de una curva fuerza-deformación, la altura de la curva es la fuerza última (F_u), la pendiente de la curva (la

rigidez), el área bajo la curva es la tenacidad o energía de absorción (U) y el ancho de la curva representa su desplazamiento último referente a su ductilidad (du).

En la derecha se observe los diferentes comportamientos biomecánicos de un hueso saludable normal, uno con osteopetrosis, el cual tiene una elevada resistencia pero poca deformabilidad debido a que las fibras de colágeno pierden su movilidad por demasiada cristalinización (densidad mineral ósea muy alta). En la osteomalacia sucede lo contrario, las fibras de colágeno (osteóide) no son mineralizadas, y por ende no tiene resistencia pero sí bastante deformabilidad, es por eso que los huesos de las piernas de personas con osteomalacia al cargarse demás tienden a pandear o doblarse seguido de una fractura. Lo normal o esperable en una osteoporosis es que haya una disminución de fuerza última y baja deformabilidad, pero no es igual en todos los casos.

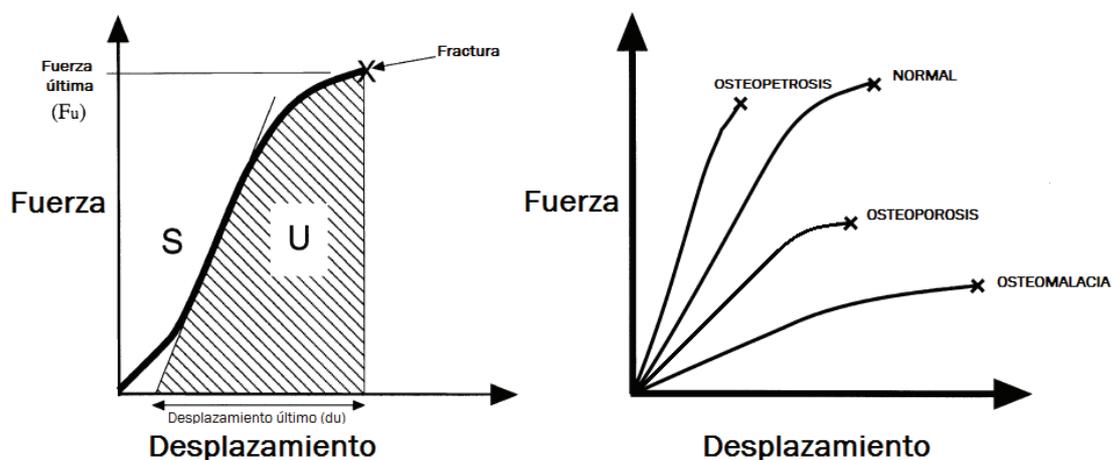


Figura 2.9. A la izquierda curva de fuerza-desplazamiento de una prueba biomecánica a un hueso cualquiera. A la derecha comparación de curvas fuerza-desplazamiento de un hueso normal saludable, con huesos con osteopetrosis, osteomalacia y un caso de osteoporosis. Fuente: adaptado de Turner, 2002.

En un tratamiento para la osteoporosis es importante que aumente tanto su resistencia como su ductilidad.

Existe una relación según el grado de mineralización con la rigidez y energía de absorción del hueso (figura 2.10). En huesos hiper-mineralizado se tiene una mayor rigidez y poca ductilidad por ende existe un riesgo de fractura. En huesos hipomineralizados, su desplazamiento último es grande pero su rigidez ha disminuido por tanto también es frágil y puede presentar fractura.

En síntesis, demasiada mineralización o desmineralización hacen al hueso biomecánicamente frágil.

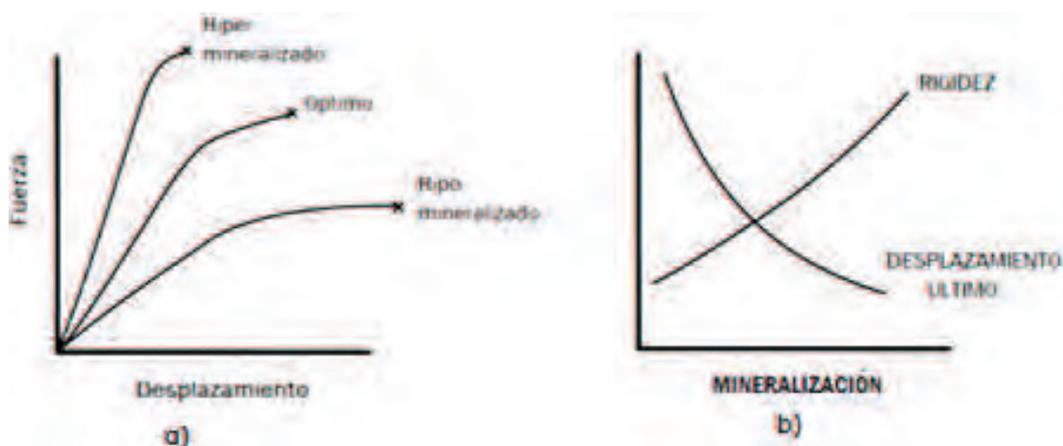


Figura 2.10. Relación entre grado de mineralización con las propiedades mecánicas del hueso rigidez y desplazamiento último. a) Comparación de fuerza y desplazamiento según el grado de mineralización, b) Rigidez y desplazamiento último según la mineralización. Fuente: adaptado de Turner, 2002.

2.4.2 Osteopenia y Osteoporosis.

La fragilidad esquelética puede aparecer o aumentar por tres mecanismos patogénicos fundamentales, aislados o combinados (Frost et al., 1998; Frost., 1987; Kanis et al., 1998):

- 1) **Osteopatías primarias:** Alteración de los sensores y efectores del mecanostato (senil, genéticas), que impida se integren normalmente a la regulación de la calidad ósea. Se perturba su capacidad de producir el material adecuado (calidad), y/o de optimizar su disposición arquitectónica.
- 2) **Osteopatías por desuso.** Reducción de la estimulación mecánica (defecto de *input* o entrada), es decir las deformaciones cotidianas, dejando de aportar al sistema para la modelación y remodelación en la región afectada
- 3) **Osteopatías secundarias.** Una perturbación del entorno endocrino metabólico (factores sistémicos), suficiente para modificar el *setpoint* del sistema (desplazamiento del punto de referencia biomecánica), afectando su capacidad para optimizar la rigidez ósea en ciertas regiones críticas (osteopatías fragilizantes secundarias al factor causal).

La osteopenia es una enfermedad del sistema ósea que involucra una pérdida de masa ósea debido a una remodelación reiterada en modo desuso (osteopenia por “desuso”), formando huesos relativamente frágiles para esfuerzos normales de una persona sana, pero adecuado para el trabajo habitual de la persona con “osteopenia por desuso”.

En el caso de fracturas, favorece más las fracturas por traumas leves que las espontáneas (Frost, 1997 y Cointy et al., 2003). Un tratamiento a esa condición sería recargar mecánicamente el sistema (mayor actividad física).

La osteoporosis se define como una enfermedad sistémica caracterizada por disminución de la masa ósea y por el deterioro micro-arquitectónico del mismo, que lleva a un aumento de la fragilidad del hueso y a un incremento consecuente del riesgo de

fractura. En una acepción más moderna de National Institutes of Health (NIH, 2001) las osteoporosis son "fragilidades osteopénicas".

Se manifiesta regionalmente en zonas con predominio del hueso esponjoso, como caderas, muñecas y principalmente vértebras, y tiene un riesgo aumentado de fracturas espontáneas, principalmente vertebrales (Frost, 1997).

La combinación de ambas etiologías pueden la llamada "fragilidad senil" con características intermedias, con peligros de fracturas traumáticas como espontáneas.

La figura 2.11 muestra los tipos de osteoporosis primaria (1), por desuso (2), secundarias (3 - por factores sistémicos) y senil (4).

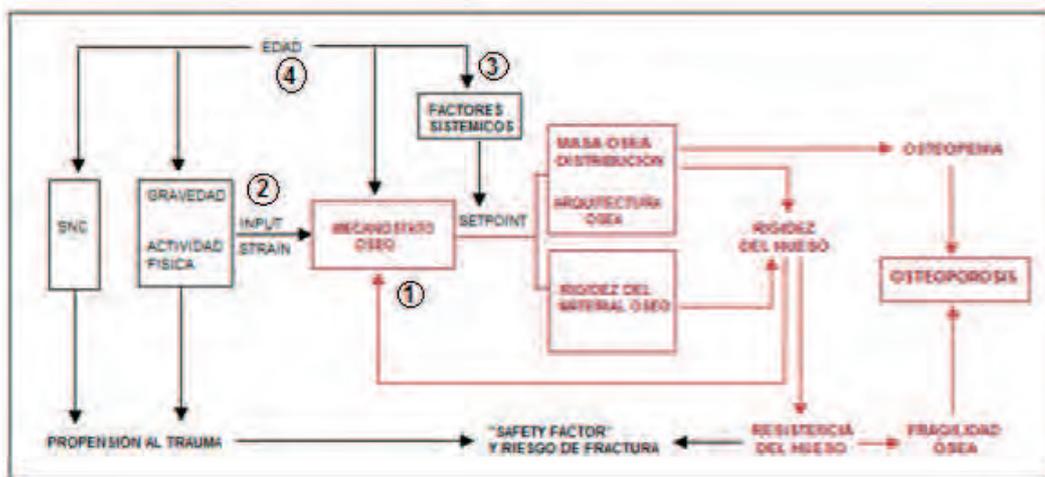


Figura 2.11. Etiopatogenia de la osteoporosis. 1-primaria, 2 - desuso, 3- secundaria y 4-senil. Fuente: Ferretti et al., 2003

Las fracturas en las vértebras son de tipo compresión y presentan tres patrones de fracturas, como se muestra en la figura 2.12, acuñaamiento, bicóncava y aplastamiento.

Según el Estudio Europeo sobre Osteoporosis Vertebral las fracturas más comunes son por acuñaamiento (prevalencia, 51%; 444 de 875), seguidas por las fracturas bicóncavas (17%; 147 de 875) (AZACOT).

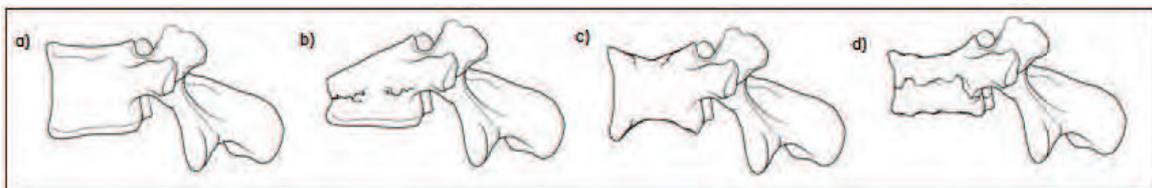


Figura 2.12. Patrones de fractura vertebral. a) cuerpo vertebral normal, b) fractura acuñaamiento, c) fractura bicóncava, d) fractura aplastamiento.

Estas diferencias entre osteopenia y osteoporosis se grafica de manera concisa en la figura 2.13, considerando tanto el metabolismo óseo relacionado con su masa, como su biomecánica ósea, relacionado con su calidad del hueso.

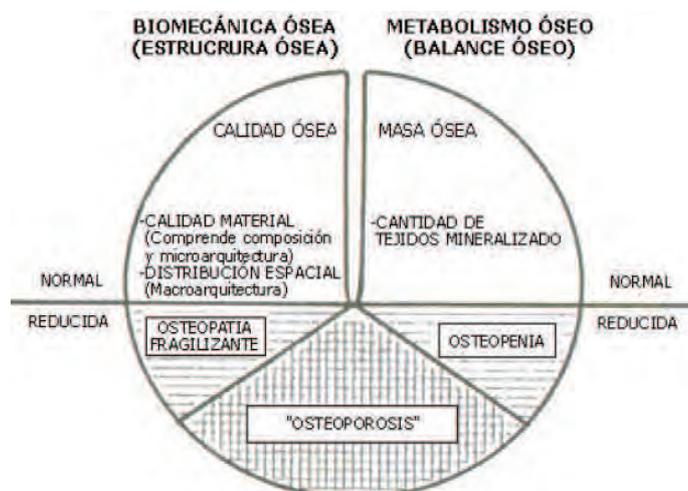


Figura 2.13. Diagnóstico combinado: metabólico y biomecánico (relativo al balance de calidad estructural), de las osteopenias simples y osteopatías fragilizantes. Fuente: Ferretti, 1999.

Existen muchos tratamientos o terapias para la osteoporosis entre ellos medicamentos estimulantes modelatorios e inhibidores de remodelación (“inhibidores de reabsorción”) que representan un potencial peligro al no permitir la reparación de microfracturas.

2.4.3 Diagnóstico de osteoporosis y osteopenia.

La densitometría mineral ósea standard (DEXA20) mide la densidad “areal” (g/cm^2), es decir la masa mineral de los huesos, que no es suficiente para determinar o deducir la calidad ósea.

Para medir la calidad ósea es necesario información de su calidad de material óseo y de la distribución arquitectónica.

La calidad del material óseo puede ser aproximada: midiendo al menos un componente, densidad mineral volumétrica del tejido cortical “sólido” (g/cm^3) mediante una tomografía computarizada cuantitativa, sea en sus modalidades axial (QCT) o periférica (pQCT), como también estimando de manera global (aunque ineficiente) mediante la transmisibilidad de ondas ultrasónicas, SOS, (en unidades de velocidad), medida sobre hueso cortical (tibia, radio, falanges).

²⁰ DEXA: Absorciometría de rayos X de doble fotón

La calidad del diseño arquitectónico de los huesos largos se puede determinar muy bien mediante QCT ó pQCT, midiendo los diámetros, espesores, o idealmente los llamados “momentos de inercia” de las secciones corticales diafisarias o metafisarias.

En la tabla 2.3 se muestra un resumen de los métodos para el diagnóstico y sus propiedades evaluadas en unidades relativas expresadas en cruces.

Tabla 2.3 Metodología disponible para el diagnóstico funcional, biomecánico, de las osteopenias y osteoporosis. Fuente: Ferretti, 1999.

Propiedades Evaluadas				
Método	Masa ósea	Calidad del material	Calidad de Arquitectura	Fuerza mecánica
En cuerpos vertebrales				
DXA	***	-	-	*
QCT	****	**	-	***
En huesos largos				
DXA	****	-	-	*
Ultrasonometría (US)	**	***	-	**
pQCT	***	**	****	***
Diagnóstico	<i>Osteopenia</i>	<i>Competencia Biomecánica</i>		

Según las relaciones antropométricas de masa ósea y masa muscular (análisis densitométrico) se puede realizar un pronóstico diferencial de osteopenia por “desuso” y osteopenia primaria o secundaria (figura 2.13, izquierda).

De manera similar las relaciones biomecánicas entre resistencia ósea e índice de fuerza muscular (análisis tomográfico o dinamométrico) se utilizan para el diagnóstico diferencial entre osteoporosis por “desuso” y osteoporosis primario o secundario (figura 2.12, derecha).

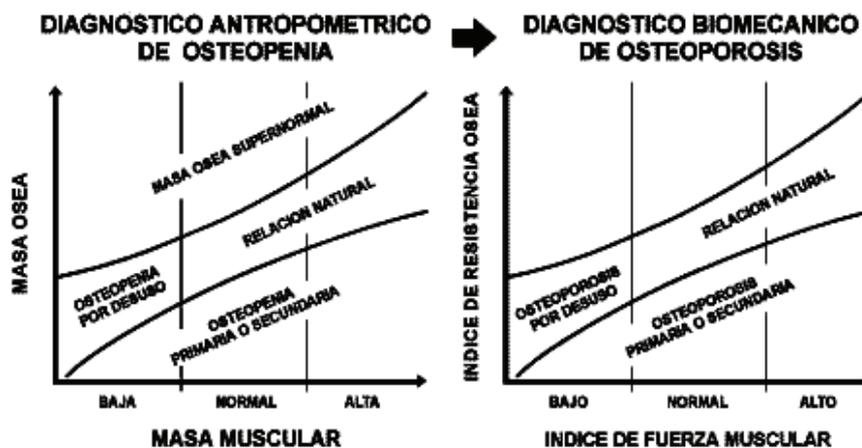


Figura 2.13. Aplicación del análisis densitométrico (izquierda) y tomográfico (derecha) para cuantificar las relaciones antropométricas (izquierda) y biomecánicas (derecha) entre huesos y músculos²¹

2.4.4 Efectos adversos de terapias con drogas más frecuentes.

Los tratamientos con drogas para osteoporosis son principalmente de dos tipos: inhibidores de resorción ósea, y estimuladores de formación ósea.

Un estudio de revisión (Turner, 2002) resume lo siguiente:

- a) Terapias resortivas, (biofosfonatos, alendronates), de alto dosis pueden reducir la remodelación ósea un 80 – 90 % (Chavassieux et al., 1997), aumentando la edad media del tejido óseo que conlleva un incremento en la mineralización, que según la fig.2.8b aumenta la rigidez acosta de disminuir el desplazamiento máximo. Otras de las consecuencia es la disminución de reparación de microdaños aumentando la fragilidad del hueso (Mashiba, 2000)
- b) Terapias anabólicas o estimuladores (como (PTH (1-84)) y (PTH(1-34)) incrementan la remodelación ósea teniendo como efectos el incremento de porosidad en hueso cortical y un aumento pequeño en la porosidad se refleja en una disminución de resistencia. No siempre las consecuencias con estos tratamientos son negativas.

El corticosteroide (muy usados por su potente efecto antiinflamatorio e inmunosupresor) tiene como efecto la apoptosis²² de osteocitos y está asociado con una disminución de la resistencia del hueso, desde antes que haya alguna evidencia de pérdida de masa ósea (O'Brian, 2004, Seeman, 2006,). Alrededor del 30 al 50% de los pacientes que reciben este tratamiento presentan fracturas por osteoporosis inducida por corticosteroide como efecto secundario (Delezé et al., 1996).

²¹ Fuente: Ferretti et al., 2003.

²² **Apoptosis:** proceso celular genéticamente programado por el que las células inducen su propia muerte ante estímulos extra o intercelulares.

2.5 Problemática de la osteoporosis en el Perú.

Según publicación en febrero del presente, en el Perú el 7,4% de mujeres entre los 45 y 60 años padecen de osteoporosis mientras que en los hombres la cifra alcanza el 5,5%²³.

Existe poca o nula información estadística en el Perú de la tasa morbilidad (como consecuencia de fracturas ocasionadas por la enfermedad) y gráficos de tendencias de cómo ha ido aumentando o disminuyendo los números reportados y muertes debido a esta enfermedad.

En cuanto a los datos estadísticos de casos reportados de osteoporosis en el país pueden ser mucho menores al de la realidad por causa de los casos no reportados, en las zonas más alejadas y pobres del país, donde los recursos de hospitalización o seguro médico son muy limitados o nulos y lamentablemente enfermos no pueden recibir un tratamiento médico.

Según los datos entregados para el presente trabajo por el Ministerio de Salud²⁴, de los casos de osteoporosis por etapas de vida y sexo, según departamento, entre los años 2012 y 2013 (de enero a agosto), los departamentos con mayor número de casos reportados de osteoporosis con y sin fractura patológica son Lima, La Libertad, Callao, Ayacucho y Junín, en el orden mencionado, donde el 60% del total se presentaron en mujeres mayores de 59 años (ver tabla en ANEXO 1). Hombres con 60 años a más presentaron el 8.7% del total.

En Piura se tiene también un alto número de osteoporosis reportado, donde el mayor número pertenece al grupo de edad mayor de 60 años.

Consecuentemente, se viene realizando trabajos de investigación sobre Osteoporosis por el Hospital II-1 Santa Rosa desarrollado en Clubes de Madres, Comedores Populares y Comités de Vaso de Leche (2008), financiado por el Gobierno Regional.

Al año 2008 existen 128,272 casos de osteoporosis en mujeres mayores de 50 años y 49,838 casos en mujeres mayores de 65 años con osteoporosis²⁵.

La osteoporosis disminuye la calidad de vida, a causa del gran dolor presente en las fracturas de columna o cadera, y la imposibilidad de caminar más de dos cuerdas debida a ésta, y necesita de un tratamiento costoso de fármacos y atención y supervisión médica.

²³ Diario LaRepública.pe, febrero-2013.

²⁴ Respuesta a Solicitud con N° 13-004011. Oficina de Estadística e informática, MINSA.

²⁵ PIURAWEB.COM, febrero-2008.

Capítulo 3

Vibraciones mecánicas y sus aplicaciones

3.1 Descripción general de la unidad

Este capítulo tiene como fin explicar a más detalle sobre las vibraciones mecánicas mencionado en el subcapítulo.1.3. En la primera parte (subcapítulo 2.2) define vibraciones mecánicas, y las características principales de éstas (sección 2.2.1). Adicionalmente se hablará un poco sobre las distintas técnicas de análisis vibracional (sección 2.2.2), sin llegar a profundizar debido a que no es objetivo principal del presente.

En la segunda parte (subcapítulo 3.3) se expone algunas aplicaciones prácticas de la importancia y el uso de las vibraciones y análisis vibracional en campos muy variados, desde lo más conocido y aplicado en la ingeniería mecánica como es el caso de análisis vibracional en mantenimiento predictivo, seguido del campo de la medicina con una aplicación práctica del uso de las vibraciones y la Función Respuesta en Frecuencia, y por último en el campo del deporte , más específico el Tenis, en el cual se generan vibraciones en cada impacto que a la larga puede ocasionar problemas en los músculos y articulaciones del brazo.

3.2 Vibraciones mecánicas y análisis vibracional

3.2.1 Vibraciones mecánicas

A) Definición de Vibración

Según la norma ISO 2041:1975 VIBRATION AND SHOCK VOCABULARY se define la vibración como “toda variación en el tiempo, de una magnitud que describe el movimiento o la posición de un sistema mecánico, cuando esta magnitud es alternativamente mayor o menor que cierto valor o promedio de referencia”.

Así mismo la misma norma ISO 2041 establece que una “vibración lineal es una vibración en la cual la trayectoria vibratoria de un punto tiene según una línea recta”.

B) Principales características

1) Magnitudes

Como se ha mencionado en el cap.1.3 la onda sinusoidal de vibración posee una frecuencia (recíproco al periodo) medido en Hz ($1\text{Hz} = 60\text{ CPM}^{26}$) y una amplitud. Sin embargo la magnitud de amplitud se puede referenciar mediante varios nombres como amplitud pico a pico, pico, promedio y RMS (ver figura 3.1).

Estas magnitudes son numéricamente distintas, y se pueden convertir multiplicando por un factor, resumidos en la tabla 3.1.

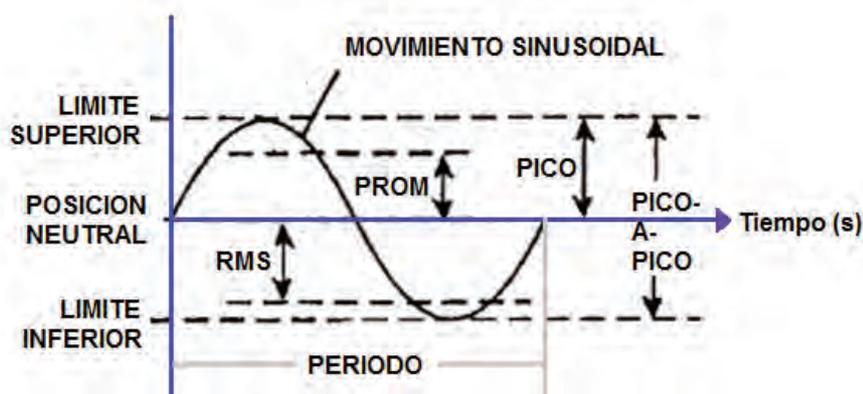


Figura 3.1. Comparación de amplitudes de una onda sinusoidal pura en el tiempo.

Tabla 3.1. Factores de conversión para amplitudes de una onda sinusoidal pura.

MULTIPLICAR PARA OBTENER \ VALOR	PICO A PICO	PICO	RMS	PROMEDIO
PICO A PICO	1.000	2.000	2.828	3.142
PICO	0.500	1.000	1.414	1.571
RMS	0.354	0.707	1.000	1.111
PROMEDIO	0.318	0.636	0.900	1.000

2) Fase

Otra característica importante es la fase, el cual es la medida de cómo un punto de la onda en movimiento en relación a un punto fijo de referencia o con otro punto, medida en grados angulares.

En figura 3.2 se muestra dos ondas en el tiempo diferentes y como las fases pueden compararse en diferentes ubicaciones, en este caso la onda A esta desfasada con la onda B en 180 grados (en adelante). En términos de movimiento de masa, la figura 3.3 muestra dos masas vibrando con una diferencia de fase de 90 grados.

²⁶ CPM: ciclos por minuto.

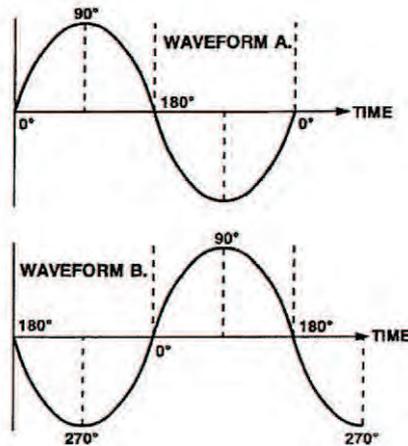


Figura 3.2. Comparación de fases entre dos ondas en el tiempo.

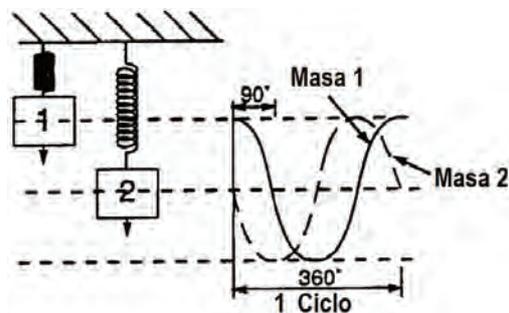


Figura 3.3. Dos masas vibrando a 90° de diferencia de fase.

3) Vibraciones compuestas, aleatoria y golpeteos intermitentes

Una vibración compuesta periódica es la suma de todas las vibraciones simples que se encuentren en cada uno de los componentes que se encuentren en la máquina o cuerpo, a diferentes amplitudes o frecuencias (ver figura 3.4).

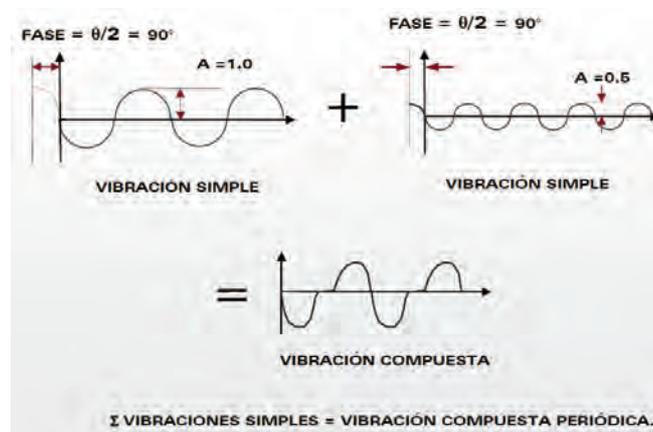


Figura 3.4. Vibración compuesta resultado de la sumatoria de vibraciones simples.

Las vibraciones aleatorias no presentan patrones especiales repetidos constantemente o es demasiado difícil detectar donde comienza un ciclo y donde termina. Este tipo de vibraciones es mejor interpretarlos en el espectro y no en la onda en el tiempo (ver figura 3. 5).

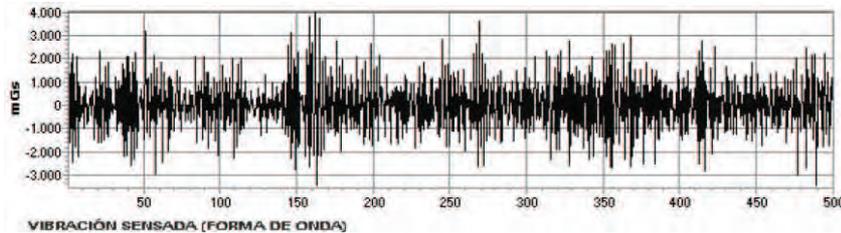


Figura 3. 5. Ejemplo de vibración aleatoria.

Los golpeteos intermitentes están relacionados a golpes continuos que crean una señal repetitiva (ver figura 3. 6). Estas se encuentran comúnmente en los engranajes, en el paso de las aspas de un impulsor o ventilador, etc.



Figura 3.6. Ejemplo de vibración por golpeteos intermitentes.

Otros tipos de ondas para diferentes tipos de movimientos oscilatorios se ilustran en la sección 1.3

4) Desplazamiento, velocidad y aceleración

El desplazamiento se usa preferentemente en vibraciones de rango de baja frecuencia, hasta 600 CPM (10 Hz). El desplazamiento está relacionado con la frecuencia por lo que cualquier medición de desplazamiento tendrá que ser realizado a una frecuencia específica.

La velocidad es la primera derivada del desplazamiento en función del tiempo. El rango de frecuencias efectivo para utilizar el transductor de velocidad es entre 10 – 2 000 Hz (600 - 120 000 CPM), sin embargo también lo usan hasta con frecuencias de 300 – 300000 CPM. Para evaluar la severidad de vibración, la velocidad es independiente de la frecuencia (ADEMINSAC, 2011).

La aceleración es la segunda derivada del desplazamiento en función del tiempo. Se emplea para frecuencias superiores a 120 000 CPM. Para evaluar la severidad depende de la frecuencia. Típicamente es recomendad aplicarla en máquinas.

Estas preferencias de uso según el tipo de vibración (bajas o altas frecuencias), se debe las unidades de amplitud para expresar cada medida, el desplazamiento muestra mayores

amplitudes a bajas frecuencias, mientras que la aceleración muestra mayores amplitudes a altas frecuencias (ver figura 3.7)

Matemáticamente se pueden definir la aceleración, vibración y desplazamiento de una oscilación sinusoidal pura mediante las siguientes ecuaciones, partiendo de la ecuación de desplazamiento (en el capítulo 1.3 se parte de la aceleración):

$$d(t) = Y \text{sen}(2\pi ft)$$

$$v(t) = \frac{d(d(t))}{dt} = (2\pi f)Y \text{sen}\left(2\pi ft + \frac{\pi}{2}\right) = (2\pi f)Y \cos(2\pi ft)$$

$$a(t) = \frac{d^2(d(t))}{dt^2} = (2\pi f)^2 Y \text{sen}(2\pi f + \pi) = -(2\pi f)^2 Y \text{sen}(2\pi f)$$

Así mismo, sus magnitudes de amplitud de cada uno están relacionadas entre sí en términos de amplitud y frecuencia.

$$V = \frac{A}{2\pi f}; \quad D = \frac{V}{2\pi f}; \quad D = \frac{A}{(2\pi f)^2}$$

donde:

D: amplitud de desplazamiento

V: amplitud de velocidad

A: amplitud de aceleración

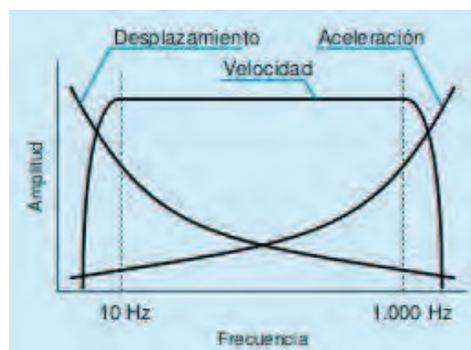


Figura 3.7. Magnitudes de desplazamiento, velocidad y aceleración en frecuencia.

Comparando las fases de la aceleración, velocidad y desplazamiento de la onda en el tiempo (explicados en sección 3.2.2) la aceleración adelanta en 90 grados a la velocidad y en 180 grados al desplazamiento. En términos de desplazamiento, este se retrasa de la aceleración 180 grados y 90 grados de la velocidad (ver figura 3.8).

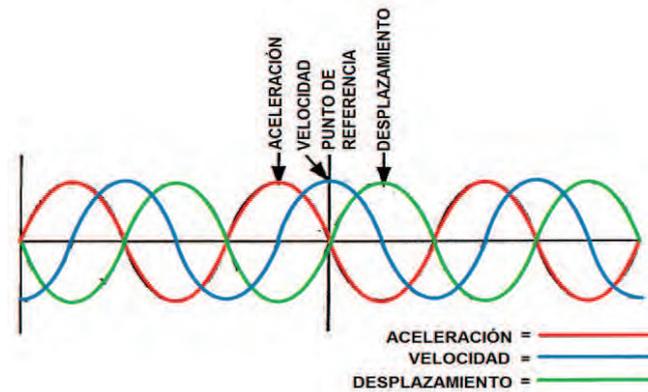


Figura 3.8. Relación de fases entre las ondas en el tiempo de la aceleración, velocidad y desplazamiento.

C) Origen de las frecuencias de las vibraciones

Existen básicamente tres causas que pueden propiciar la presencia de vibraciones en un cuerpo a determinadas frecuencias, estas son las siguientes:

a) Frecuencias generadas: es aquella que un cuerpo o máquina genera durante su funcionamiento habitual. Por ejemplo para el caso de máquinas rotatorias se tienen los desbalances, el paso de las paletas de una turbina, la frecuencia de engranaje.

b) Frecuencias excitadas: son las frecuencias de resonancia de los elementos que componen una máquina (o sistema), incluyendo las estructuras portantes y elementos no rotatorios en general. Cuando se excitan las frecuencias de resonancia, las vibraciones son amplificadas en virtud del amortiguamiento frecuente.

Especialistas en diagnóstico consideran que en 40% de casos de niveles excesivos de vibración en la práctica son ocasionados por el desbalance, este tipo de problema es la mejor representación de una fuerza excitadora de carácter armónico, dada a través de una fuerza de inercia que se genera debido a la aceleración de una masa desbalanceada m_d que gira respecto al eje de rotación con una velocidad angular constante ω (Palomino, 1997).

c) Frecuencias por influencia de vibraciones externas: Como su nombre lo dice, el cuerpo o máquina recibe una vibración externa que influye sobre este como consecuencia de la operación de máquinas vecinas. Es importante estudiar, medir y controlar estas vibraciones que llegan a un cuerpo humano por los casos mencionados en el Cap. 1, o en una máquina. Por lo general estas vibraciones casi nunca son ondas sinusoidales puras, sólo en casos de experimentación en laboratorios donde se desee que las vibraciones de entrada sean oscilatorias puras y se conozca la aceleración y frecuencia.

3.2.2 Técnicas de análisis vibracional

La información medida de una máquina o cuerpo es convertida en formatos de análisis, para poder estudiar su condición. Con la tecnología actual, con amplia variedad de equipos de análisis de vibraciones que usan microprocesadores y DSP (Procesador de señales digitales), es posible convertir la información de vibración de forma más rápida y precisa.

Existen diversas técnicas que se aplican para el análisis de vibraciones del cual se explicarán las más comunes:

- Nivel de vibración total
- Análisis espectral FFT
- Ondas en el dominio de tiempo
- Ploteos Orbitales
- Causa y efecto
- Nueva tecnología de fases multi-puntos (diagrama de burbujas)
- Análisis de envolvente de aceleración para rodamientos y engranajes.

A) Nivel de vibración total

La medición de la vibración total es la técnica más rápida para evaluar el estado de una máquina, comparando con las mediciones pasadas anteriores donde la máquina operaba correctamente. Por esta razón, los niveles de vibración total se grafican por tendencia para detectar cambios en la condición en el tiempo y se puede definir puntos de alarma de la condición actual (ver figura 3.9).

Las desventajas de este método es que las señales de vibración de baja frecuencia pueden perderse por el “ruido” transmitido por otras máquinas cercanas.

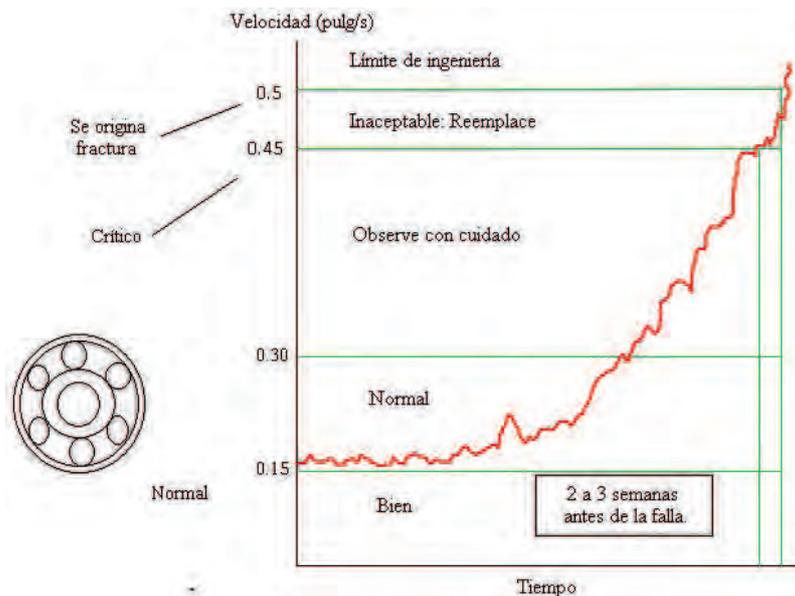


Figura 3.9. Nivel de vibración total de rodamientos²⁷.

²⁷ Fuente: página web ELECTROMNTTO, 2009. <http://electromntto.blogspot.com/2009/02/analisis-vibracional.html>

B) Análisis espectral FFT

El análisis espectral, también llamado análisis de forma y frecuencia, permite descomponer la vibración compuesta total en vibraciones simples, según las principales frecuencias que la componen.

En la figura 3.10 de tres dimensiones se muestra una señal de una onda compleja en el dominio del tiempo (color verde oscuro), compuesta por distintas ondas simples (color azul). Cada una de estas ondas corresponde a una frecuencia individual (1X RPM, 3X RPM, presentado en el dominio de frecuencias (visto en rojo).

La cantidad de vibración de una onda simple es la que determina la amplitud de cada frecuencia y la gráfica Amplitud vs. Frecuencia es conocida como espectro FFT.

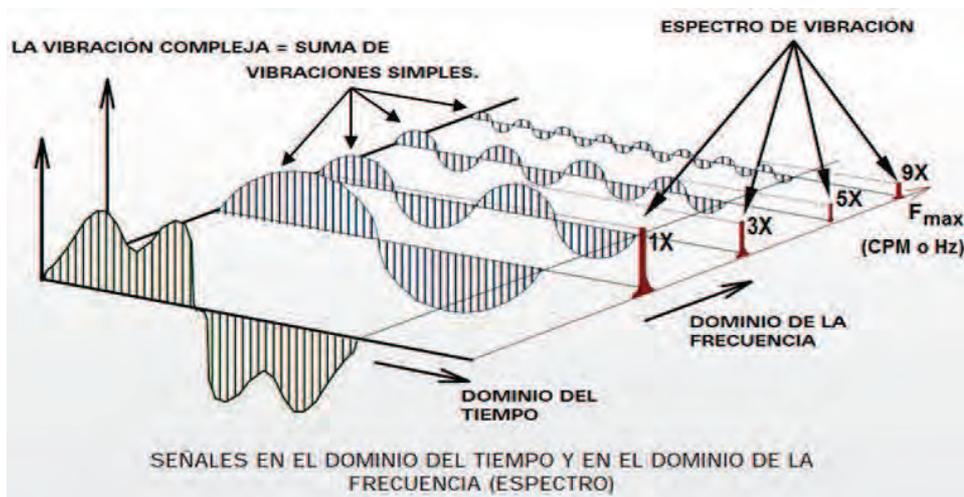


Figura 3.10. Señales en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia (espectro).

Estos espectros son analizados para determinar un tipo de problema, el gráfico de la figura 3.11 muestra un espectro FFT de baja frecuencia con picos a la velocidad de giro de una máquina y múltiplos (órdenes o armónicos). Lo importante es identificar los picos de vibración del espectro, el de primer orden (1X), correspondiente a la velocidad de rotación del eje. En muchas ocasiones, los picos 1x del eje van acompañados de una serie de armónicos o múltiplos enteros de 1x.

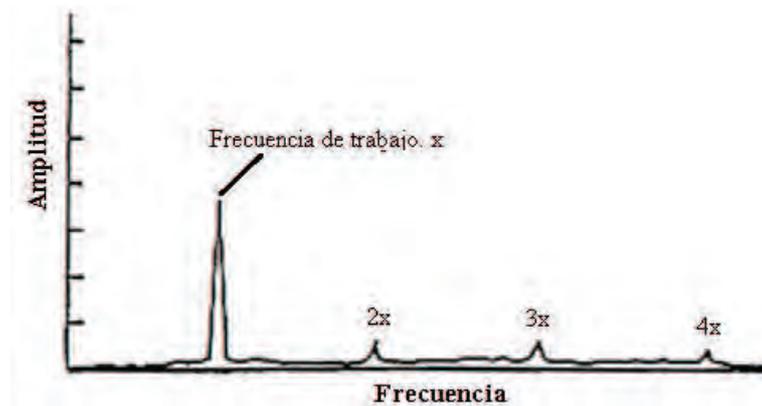


Figura 3.11. Espectro FFT simple, normalizado en órdenes mostrando un pico alto 1X.

Hay algunos espectros que tienen componentes adicionales, picos en frecuencias menores a la frecuencia de giro, si las amplitudes son pequeñas, menores a $1/3$ de la amplitud a la velocidad de giro y están decreciendo en amplitud a medida que aumenta la frecuencia (ver figura 3.12), el espectro se considera normal (ADEMINSAC, 2011, Módulo III).

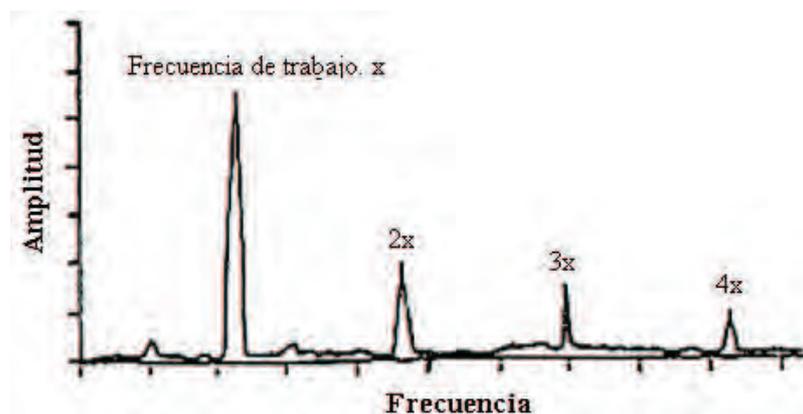


Figura 3.12. Espectro típico de baja frecuencia mostrando un gran pico a 1X y 3 picos de órdenes de 2, 3 y 4. Fuente: ADEMINSAC, 2011. p. 90.

Otra frecuencia muy importante es la frecuencia resonante (frecuencia natural o crítica) del cuerpo o máquina, probablemente la causa más común de alta vibración. A frecuencias por debajo de la frecuencia de resonancia la amplitud será independiente de la frecuencia, a la frecuencia resonante la amplitud alcanza su pico máximo y luego comienza a caer a medida en que se incrementa aún más la frecuencia.

Toda estructura y sus componentes tienen una frecuencia fundamental de resonancia y también frecuencias resonantes más altas, determinadas por sus características físicas (masa, rigidez, amortiguación). Estas frecuencias resonantes también amplifican las señales de vibración.

1) Espectro de desplazamiento, de velocidad y de aceleración

El uso de estos espectros depende del rango de frecuencias a analizar. Por ejemplo para el caso de una máquina rotativa (dependiendo de la velocidad de giro) el espectro de velocidad es la más usada pues tiene un rango más amplio de frecuencia, aunque también se utiliza el espectro de aceleración, pues permiten diferenciar mejor las frecuencias de defectos de la máquina.

En la figura 3.13 se muestran tres espectros de la misma onda: a) espectro de desplazamiento, b) espectro de velocidad y c) espectro de aceleración. En el espectro de desplazamiento se observa claramente el espectro 1X, pero no se observan otros espectros que sí aparecen en el espectro de velocidad y de aceleración, que pueden detectar posibles fallas en la máquina.

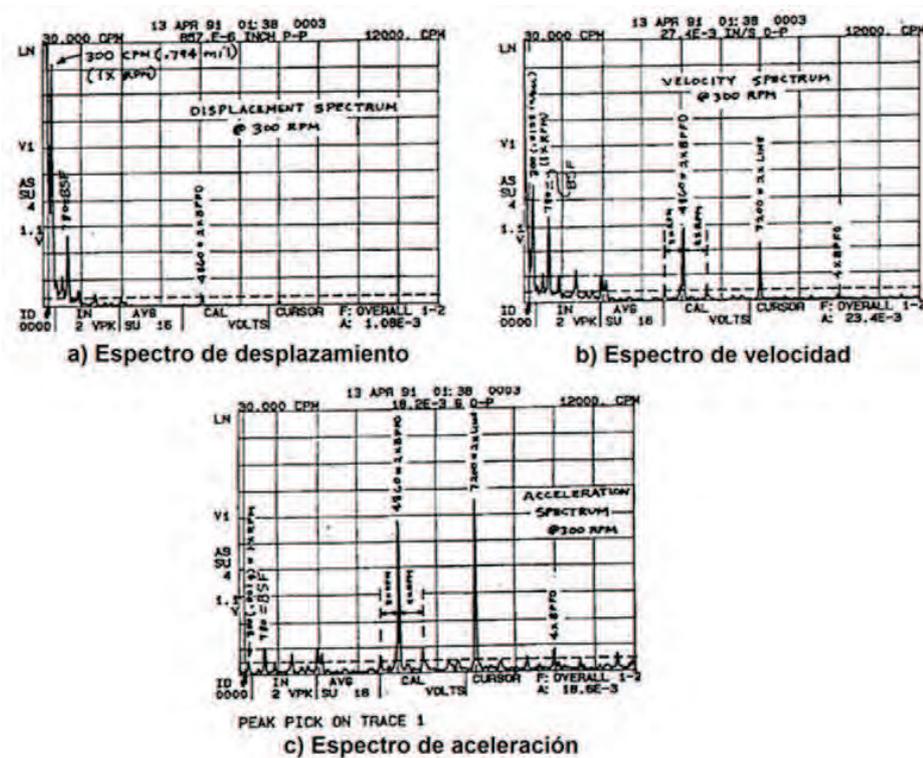


Figura 3.13. Espectros de a) desplazamiento, b) velocidad y c) aceleración, de un ventilador de 300 RPM con rodajes deteriorados.

C) Forma de onda en el dominio de tiempo

Una onda en el dominio de tiempo es una representación gráfica de una muestra en un tiempo corto de la vibración total antes que se convierta en espectro de frecuencia. Son examinadas para eventos que se repiten en el tiempo, como pulsos o varios perfiles característicos claves para determinar una condición de la máquina (o cuerpo analizado) las cuales no son evidentes (para algunos casos) en el espectro de frecuencia (esta parte es mejor explicada en la sección 3.3.1).

Para obtener un mejor análisis, algunos analizadores muestran en simultaneo esta gráfica junto con el espectro FFT para un mejor panorama total y diagnóstico.

3.3 Aplicación de análisis vibracional en mantenimiento predictivo

3.3.1 Características generales

El análisis de vibraciones es una herramienta muy efectiva utilizada en el mantenimiento predictivo. Los problemas que típicamente pueden ser detectados con un buen dominio de análisis vibracional incluyen:

- Desalineamiento
- Desbalance
- Resonancia
- Solturas mecánicas
- Rodamientos dañados
- Problemas en bombas
- Anormalidades en engranes
- Problemas eléctricos asociados con motores
- Problemas de bandas, etc.

El tipo de análisis vibracional más tradicional en el mantenimiento predictivo es el análisis espectral. El éxito de este análisis depende de la correcta interpretación de los espectros capturados de la máquina considerando las condiciones de operación en que se encuentra la máquina en el momento de la medición. Hay establecidos unos estándares internacionales (Tablas Technical Associates of Charlotte) en el cual se comparan la data de los espectros con los de otras máquinas similares en buenas condiciones.

En la figura 3.14 se muestra un esquema de la captura de la información desde una máquina para luego ser analizado sus espectros.

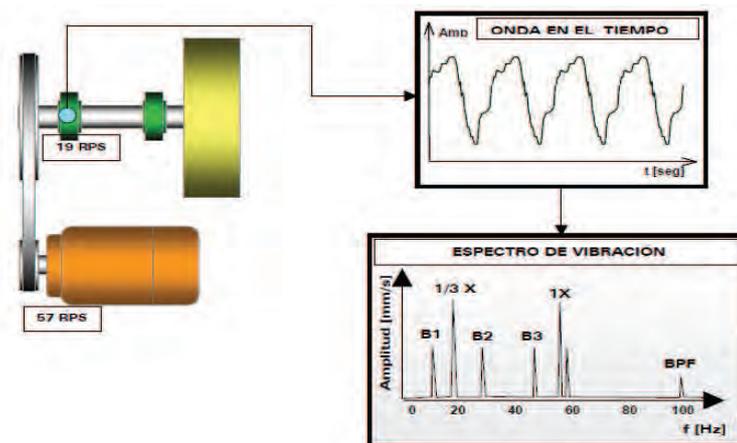


Figura 3.14. Esquema básico para la adquisición de data de vibraciones de una máquina.
Fuente: AMAQ, 2005.

Como ejemplo particular, en la tabla 3.2 se muestra la aplicación de análisis de vibraciones en el mantenimiento de aerogeneradores para cada componente y modo de falla.

Tabla 3.2. Modos de falla y técnicas de mantenimiento en aerogeneradores²⁸.

Componente del aerogeneradores	Sub-componentes	Modo de falla	Técnica de monitorización utilizada.
Rotor	Palas	Aspereza en las superficies de las palas (suciedad, roturas, hielo)	Análisis de las características de potencia de la turbina y oscilaciones de las palas.
	Rotor	Desequilibrio	
		Asimetrías aerodinámicas	
Tren de Potencia	Ejes	Fallos de rodamientos	Análisis de vibraciones.
		Fisuras	
	Multiplicadora	Falla de rodamientos	Análisis de vibraciones. Termografía Análisis de aceite
		Falla de engranajes	
Rodamiento principal	Falla de rodamientos	Análisis de vibraciones.	
Generador	Generador	Falla de rodamientos	Análisis de vibraciones. Análisis de corrientes. Termografía.
		Asimetrías eléctricas	
		Sobrecalentamiento	

3.3.2 Análisis de la forma de onda en el tiempo

Lo más usual en el mantenimiento predictivo usando análisis vibracional era hasta hace poco utilizar sólo los espectros de frecuencia. Más ahora se ha visto que hay problemas de las máquinas que se pueden detectarse con el análisis de forma de onda en el tiempo, y otro problemas que este análisis puede ayudar al análisis de espectro, como se muestra resumido en la tabla 3.3.

Consideraciones para la aplicación de la forma de onda en el tiempo:

- Al contrario de una representación estática de espectro, una forma de onda en el tiempo puede detectar amplitudes pulsantes (BEATS), así como los cambios en su frecuencia.
- La forma de onda en el tiempo puede indicar la verdadera amplitud total, mientras que el espectro FFT solo computa un espectro RMS. El FFT puede suprimir las amplitudes de eventos de impacto importantes (particularmente para problemas de rodamientos y engranajes, la verdadera respuesta vibracional máxima puede ser muy diferente al del valor del espectro FFT).

²⁸ Fuente: Villa, 2011. p. 60

- Las formas de onda en el tiempo pueden medir el amortiguamiento dentro de un sistema, para una onda de tiempo capturada durante una prueba de impulso de frecuencia natural.
- Un diagrama de amplitud vs. frecuencia, no puede distinguir adecuadamente un diagnóstico de impulso (beating) entre dos frecuencias muy cercanas, mientras que con la forma de onda en el tiempo es fácil y presentado con claridad.

Tabla 3.3. Problemas perceptibles sólo por análisis de forma de onda en el tiempo o que ayudan a confirmar los descubiertos en análisis espectral²⁹.

Problemas perceptibles por el análisis de onda en el tiempo y que no pueden ser detectados por análisis espectral.	Problemas cuyo diagnóstico puede ser confirmado con el análisis de forma de onda en el tiempo, cuando el análisis espectral evidencia defectos.
<p>Los dientes de engranaje figurados, rotos o deformados con defecto, en máquinas de velocidad muy baja (<10RPM)</p> <p>En elementos rodantes, los defectos productivos en las máquinas de velocidad muy bajas.</p> <p>Problemas transitorios en el arranque de motores eléctricos que afectan los cojinetes y devanados.</p> <p>Compresores reciprocantes, Vibración por impacto en cortos periodos de tiempo, tales como golpeteo de pistón, soldadura de bielas-cojinetes o defectos en las válvulas de admisión o descarga.</p>	<p>Rodamientos con defectos en moderada o baja velocidad (50- 300 RPM)</p> <p>Problemas eléctricos en el motor (rotor, estator, entrehierro)</p> <p>Lacraduras, marcas en el eje en el sector que es controlado por una sonda de proximidad.</p> <p>Compresores reciprocantes o motores de combustión alternativos, problemas de ignición, compresión y/o combustión.</p> <p>Roce del rotor</p> <p>Cajas Norton de máquinas herramientas.</p> <p>Inestabilidad en la cuña hidrodinámica del aceite.</p> <p>Distinguir desalineamiento y soldadura mecánica.</p> <p>Sopladores rotatorios, roce de lóbulos del impulsor contra su carcasa o entre sí.</p>

A) Casos de problema detectable por análisis de forma de onda en el tiempo, pero no por análisis espectral.

a) Dientes de engranajes fisurados, rotos o deformados:

En la figura 3.15 se muestra las formas de onda en el tiempo de un diente en buen estado (superior) y otro fisurado o roto (inferior), la diferencia de tiempo entre cada pico pronunciado del diagrama inferior es 0.10 s (periodo 0.10 s/ciclo, es decir 10 Hz = 600 CPM) igual a la velocidad de giro del engranaje (600 RPM) indica que presenta sólo una

²⁹ Fuente: ADEMINSAC, 2011. Módulo VIII, p. 267

fisura. Si en cambio, la distancia entre los picos mayores fuera 0.05 s ($0.05 \text{ s/ciclo} = 20 \text{ Hz} = 1200 \text{ CPM}$), la mitad que en el anterior caso (equivalente a 2X RPM) en el mismo eje girando a 600 RPM, indicaría que hay dos diente de engranaje fisurados (ADEMINSAC, 2011).

La figura 3.16 muestra el “waveform” de un diente de engranaje defectuoso (inferior) mientras que el “waveform” de un engranaje con simple desbalance muestra una forma totalmente distinta (superior).

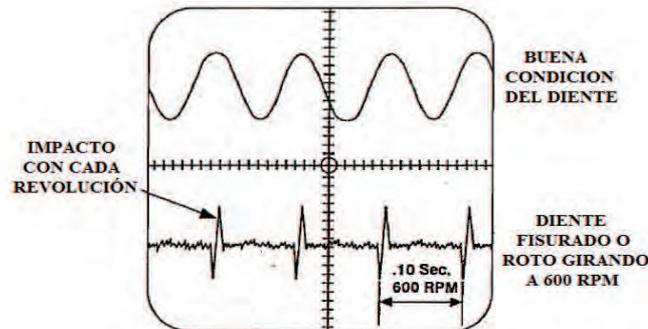


Figura 3.15. Comparación de la forma de onda en el tiempo para dientes de un engranaje en buenas condiciones vs. dientes fisurados o rotos³⁰.

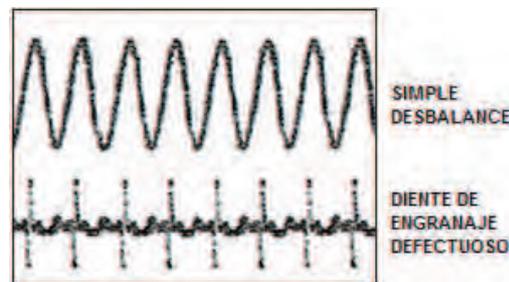


Figura 3. 16. Marcada diferencia en la forma de onda en el tiempo de un engranaje con desbalance simple vs. uno con un diente defectuoso³¹.

3.3.3 Aplicación del Promedio del Tiempo Sincrónico

El promedio de tiempo síncrono (STA- Synchronous Time Average) es una herramienta adicional de diagnóstico que permite evaluar y diagnosticar problemas especialmente en engranajes como el descubrimiento de fisuras y otros defectos en este, mientras la máquina está girando y sin tener que abrirla para la inspección.

En la tabla 3.4 se resumen beneficios y limitaciones de esta herramienta a tener en cuenta (ADEMINSAC, 2011. Módulo VIII).

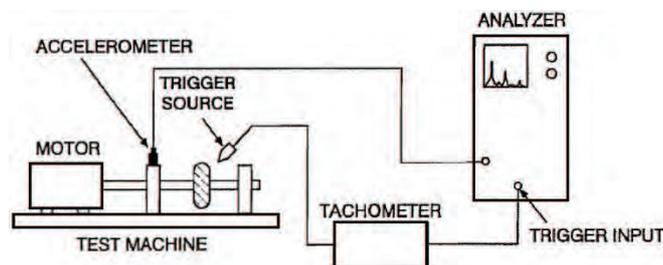
³⁰ Fuente: ADEMINSAC, 2011. P. 269

³¹ Fuente: ADEMINSAC, 2011. p. 270

Tabla 3.4. Beneficios y limitaciones del uso de STA.

BENEFICIOS	LIMITACIONES
"Aisla" el análisis evaluando solo el rotor de interés, aun cuando las otras máquinas sean la fuente de mayor contribución de la vibración (tomando un número suficiente de promedios).	Remueve las frecuencias en el espectro: frecuencias no sincrónicas (no armónicas) donde están incluidas las frecuencias de falla naturales del rodamiento, salvo que alguna frecuencia sea múltiple exacto de 1X. Por lo anterior, al aplicar STA, se puede perder información del estado de los rodamientos.
El STA puede remover la vibración de las frecuencias eléctricas (frecuencia de línea y armónicas) en motores de inducción, para concentrarse sólo en la vibración mecánica.	STA removerá la vibración de origen eléctrico en un motor de inducción, pero no es caso para motores síncronos. La frecuencia de línea (FL) siempre será no sincrónica con la velocidad de giro del motor de inducción, incluso permanecerá después de aplicar muchos promedio de STA.
Permite balancear un rotor en presencia de otros rotores que giran a velocidades similares. Excepto únicamente cuando los demás rotores giran exactamente a la misma velocidad.	STA remueve frecuencias naturales del espectro si es que la frecuencia resonante no es un múltiplo exacto de la velocidad de giro. Para confirmar si es una frecuencia natural es mejor efectuar una prueba de comprobación de frecuencia natural.
Determina el valor real de 1X RPM cuando existe confusión con otras frecuencias cercanas.	Se debe tener mucho cuidado en la captura de la velocidad de referencia TRIGGER, pues de lo contrario el espectro resultante puede indicar falsas frecuencias sincrónicas.
Permite confirmar y evaluar la severidad del estado de los rodamientos, aplicando el STA permite remover la frecuencia de falla del rodamiento, tanto del espectro como del "waveform" y por diferencias inducir el valor del defecto del rodaje.	STA remueve las frecuencias (no sincrónicas) de las fajas por ser menores a la velocidad de giro de la máquina, a menos que alguna armónica de las frecuencias de faja coincida con un pico sincrónico.
Especialmente eficaz en las caja de engranaje. Muy ventajosa para detectar los dientes del engranaje que se encuentren fisurados, rotos o deformados sin detener la máquina. Puede ser la caja de engranajes de un helicóptero y otro.	La sensibilidad del foto-tacómetro frente al montaje, agua neblina en el aire y la distancia del objetivo que ellos están controlando (confirmar distancia de operación en manual). Se debe apuntar el foto-tacómetro adecuadamente al objetivo.
	Problemas con las variaciones rápidas y considerables de RPM del rotor, se recomienda emplear filtro rastreador para estas situaciones.

El esquema de la configuración típico de los instrumentos para el STA se muestra en la figura 3.17

**Figura 3.17.** Configuración típica de instrumental para la ejecución del STA³².

³² Fuente: ADEMINSAC, 2011. p. 285

1) Historia sobre el STA que debió ser empleado para evaluar la caja de engranajes que causó accidente de helicóptero

En diciembre de 1983, un helicóptero se cayó en la costa de Australia dejando dos fallecidos. A sólo 42 horas de vuelo antes del accidente se había realizado un análisis de espectros en la caja de engranajes no detentándose amplitudes-frecuencias de riesgo. Victor Wowk, analista de vibraciones afirma que el mismo tipo de espectros parecían en cajas de engranaje en buen estado por lo que dedujo no habrían limitaciones. Como referencia se tenía que el GMF = 940 Hz con una amplitud menor a 7 g, mientras que en 2X GMF registraba una amplitud de 4.7 g (ver figura 3.18).

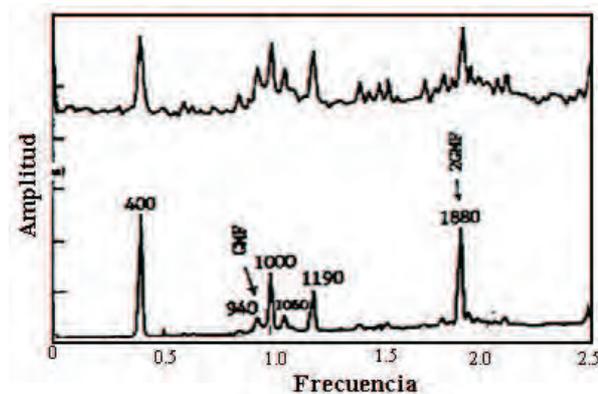


Figura 3.18. Espectros de una caja de engranaje de un helicóptero australiano. Fuente: ADEMINSAC, 2011. p. 292.

Las fisuras de los dientes de engranaje afectan la frecuencia 1X RPM, sin embargo, generalmente un analista busca problemas como desequilibrio o desalineamiento en vibraciones altas, mientras que un engranaje con dientes fisurados no genera necesariamente amplitudes altas en el espectro FFT.

Debido a que los datos fueron grabados en una cinta magnetofónica, lo que permitió hacer un post análisis con los datos registrados y sometidos a muchos promedios de STA en el dominio de tiempo (la señal de referencia del eje se había registrado también y permitió aplicar STA). Este permitió remover la contribución de frecuencias de alto “ruido” y concentrarse en lo que está pasando en 1X RPM y armónicos).

Con lo anterior, Victor Wowk presentó un informe Post-Mordem donde concluyó que el piñón de entrada presentaba una fisura en uno de los dientes. Ante la pregunta de Wowk de por qué falló el análisis espectral la respuesta fue que este análisis de espectro no fue lo suficientemente sensible para este caso. Sin embargo usando el STA se obtuvo el waveform de la figura 3.19, donde se muestra una discontinuidad en el modelo de la forma de onda sinusoidal normal, su posición coincidió físicamente con el diente roto del engranaje del helicóptero accidentado (ADEMINSAC, 2011, Módulo VIII).

Se concluye que si se hubiese practicado anteriormente el STA en el waveform, se hubiese detectado a tiempo el diente fisurado y se hubiese salvado la vida de dos personas.



Figura 3.19. STA en una forma de onda, 42 horas de vuelos antes del accidente del helicóptero³³.

3.4 Aplicación del Análisis Vibracional en la Medicina

3.4.1 Casos generales

El análisis vibracional se ha utilizado últimamente como herramienta para investigación en la rama de la salud debido a que es una técnica no destructiva muy confiable.

Se pueden nombrar de forma resumida algunos ejemplos de aplicaciones de la técnica de vibración en la medicina, después de muchos años de investigación por departamentos de Ingeniería Mecánica, Biomecánica y Medicina de diversas universidades y que aún continúan como materia de investigación:

- Durante procedimientos quirúrgicos aplicados recientemente de implantes de prótesis de cadera para vástagos no cementados se utiliza el análisis vibracional para determinar el punto final de martilleo de inserción del vástago para una óptima estabilidad y apriete de ésta. En sus inicios se utilizó el análisis vibracional para el control de aflojamiento de prótesis femorales. Este caso se explicará más adelante en esta literatura.
- Recientemente estudios sobre la vibrometría para detectar la oseointegración de un reemplazo total de tobillo por artroplastia como herramienta no invasiva, utilizan ultrasonido Doppler para detectar el resultado de la vibración en el componente talar (ver figura 3.20). Mediante la observación de los armónicos en la Transformada de Fourier de la señal de salida, se puede detectar un sistema implante de tobillo flojo o suelto (Dahl *et al*, 2010).
- El análisis de la frecuencia de la resonancia (RFA) puede servir como herramienta no invasiva diagnóstica para la detección de estabilidad inicial de los implantes dentales y durante las fases de cicatrización y en su tratamiento de seguimiento, utilizando un transductor como en la figura 3.21. Huang HM *et al*. (2002) estudió el comportamiento vibratorio de un implante dental bajo diversas condiciones de hueso

³³ Fuente: ADEMINSAC, 2011. p. 292

circundante mediante un modelo 3D de elementos finitos (FE) de un implante de titanio tipo cilíndrico. Los efectos de las condiciones óseas en las frecuencias de resonancia (FR) del implante se computaron con diferentes tipos de hueso y densidades óseas. Los resultados muestran que la FR disminuye directamente cuando la densidad ósea disminuye (desde 17.9 kHz cuando no hay pérdida hasta 0.6 kHz cuando pierde el 90 %) utilizando el mismo tipo de hueso circundante (tipo III). Así mismo, sin pérdida de densidad ósea, las FR varían según el tipo de hueso circundante, para tipo I la FR es 36.1 kHz, y para tipo IV la FR es 9.9 kHz.

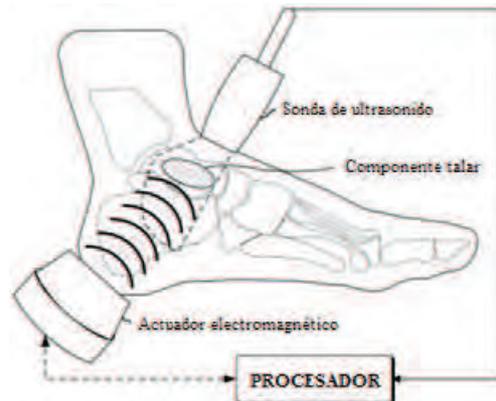


Figura 3.20. Diagrama simple de configuración para vibrometría de ultrasonido. Una ortesis de tobillo³⁴ personalizado (no dibujado) contacta con el actuador electromagnético que provee la vibración de entrada. La sonda de ultrasonido Doppler detecta el resultado de vibración en el componente talar. Fuente: adaptado de Dahl *et al.*, 2010.

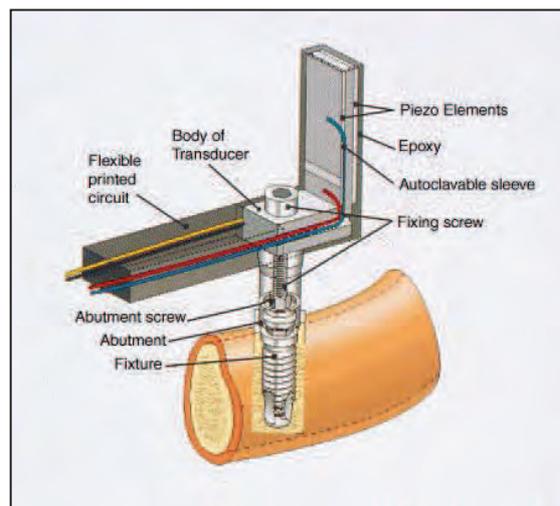


Figura 3. 21. Diagrama de transductor de frecuencia de resonancia para implantes dentales. Sjöström *et al.*, 2005.

³⁴ Refuerzo hecho para ayudar de apoyo al tobillo para personas post cirugías o con dolores musculares.

3.4.2 Análisis Vibracional en implante de prótesis femoral

A) Introducción a prótesis femorales

El reemplazo total de cadera (RTC) es un tratamiento quirúrgico para fractura de cuello femoral o artroplastia total de cadera, en donde se colocan una prótesis en fémur y una prótesis en el acetábulo de la cadera (ver figura 3.22).

La importancia del RTC para mejorar la calidad de vida, y debido al fracaso de muchos modelos de prótesis, ha hecho que desde que se fabricó la primera prótesis con vástago fijado intramedularmente en 1950, se han hecho muchas investigaciones para mejorar éstas, mejorando las dimensiones, curvaturas, materiales, etc, con pruebas “in vivo”, y a base de prueba y error (Ojeda, 2009).

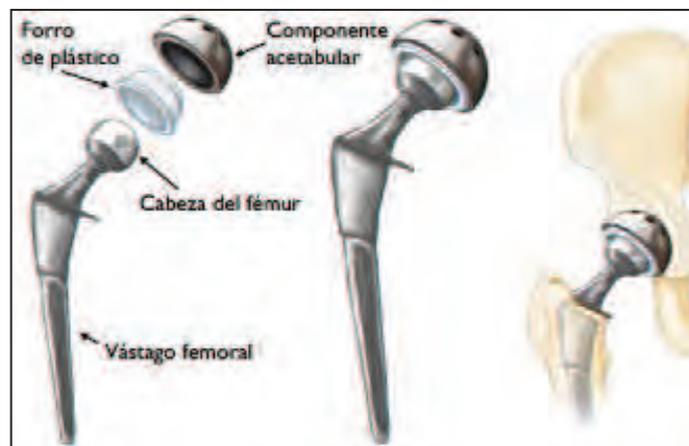


Figura 3.22. Prótesis de cadera total, de fémur intramedular y acetábulo (cadera).

Existen básicamente tres tipos de prótesis de cadera para fémur, cementadas, no cementadas e híbridas. En las prótesis cementadas se llena de cemento el espacio entre el hueso y la superficie de la prótesis, en cuanto las prótesis no cementadas, no necesita cemento y se espera que el hueso crezca dentro de la superficie de la prótesis, conocido como oseointegración. Existen tipo press-fit y personalizadas. Las híbridas tienen parte cementadas y no cementadas.

Uno de los principales problemas del RTC es el aflojamiento de prótesis femorales. En un aflojamiento la prótesis pierde su anclaje y el hueso alrededor se debilita llegando a reabsorberse y en el peor de los casos, se puede fracturar el hueso de alrededor de la prótesis. El aflojamiento primario no siempre es sintomático, el secundario o tardío puede conllevar a mucho dolor al paciente y más posibilidad de fractura.

B) Control de aflojamiento de prótesis femorales por análisis vibracional

Ante esta problemática el análisis vibracional es usada como una herramienta de medición no destructiva y más sensitiva a otras técnicas convencionales para la detección de aflojamiento del sistema fémur/prótesis (Jaecques at al. 2004. Abstract)

Desde un enfoque biomecánico, se nombra los componentes vástago y fémur como sistema fémur/prótesis. Si este sistema está bien fijado se comporta como un sistema dinámico lineal cuando es sometido a una excitación mecánica. Cuando existe un aflojamiento severo la estructura compuesta se comporta como un sistema altamente no lineal.

El pionero en hacer pruebas experimentales fue Rosestein et al. en 1989, usando fémur de cadáveres, diferenciando la transmisión de vibraciones en sistemas con implantes bien fijados y con implantes flojos estudiando la forma de onda transmitida, encontrando que en los implantes bien fijados la onda de salida permanece sinusoidal e indicando un comportamiento lineal, mientras que en los implantes flojos la onda de salida se distorsiona indicando un comportamiento no lineal. La distorsión tiende cerca a las frecuencias de resonancia pero no estudiaron las frecuencias de resonancia. En el análisis espectral de onda se encontró presencia de armónicos en el sistema fémur/ prótesis flojo.

Estudios posteriores (Li et al. 1995) ensayaron modelos de implante con cinco casos distintos: implante fija, implante con aflojamiento severo o tardío, aflojamiento temprano, con tejido fibroso en la interfase cemento hueso (es generalmente conocido que la presencia de tejido fibroso en la interface anuncia aflojamiento), y con fractura de cemento. El método utilizó curvas de frecuencia de respuesta y análisis espectral. Los resultados se muestran en las figuras 3.23, 3.24, 3.25, 3.26, y 3.27. Concluyeron que para un aflojamiento severo el análisis vibracional es muy confiable, mientras que para un aflojamiento temprano tiene un bajo nivel de sensibilidad (37.5%) que para el escenario clínico es inaceptable. Para los demás casos su técnica no fue lo suficientemente sensible para detectar una mínima o no inestabilidad mecánica.

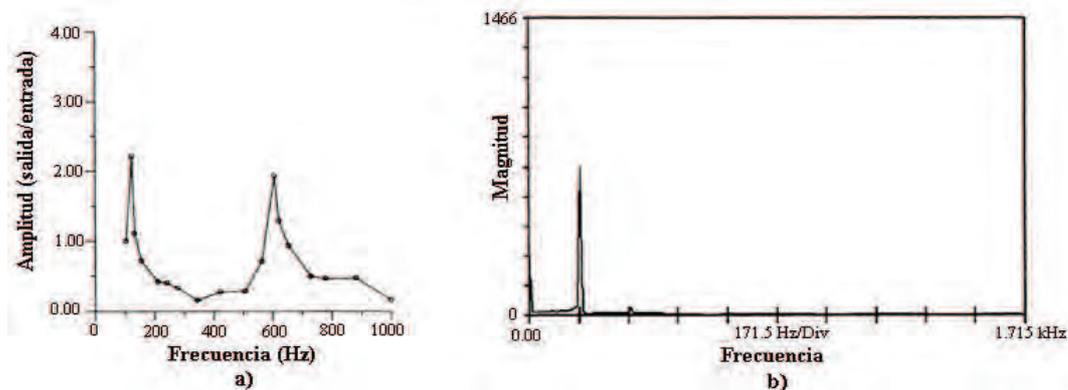


Figura 3.23. De los 24 implantes seguros a) la curva de respuesta en frecuencia mostró uno o dos picos, b) en el análisis espectral se observa sólo la frecuencia fundamental sin armónicos. Fuente: adaptado de Li et al. 1995.

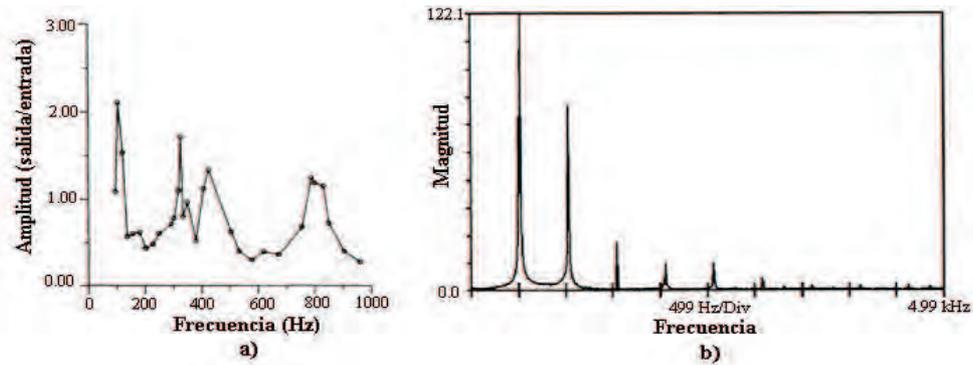


Figura 3.24. En los 21 implantes con aflojamiento tardío a) la curva de respuesta en frecuencia mostró número mayor de dos picos, b) en el análisis espectral se observaron armónicos. Fuente: adaptado de Li et al. 1995.

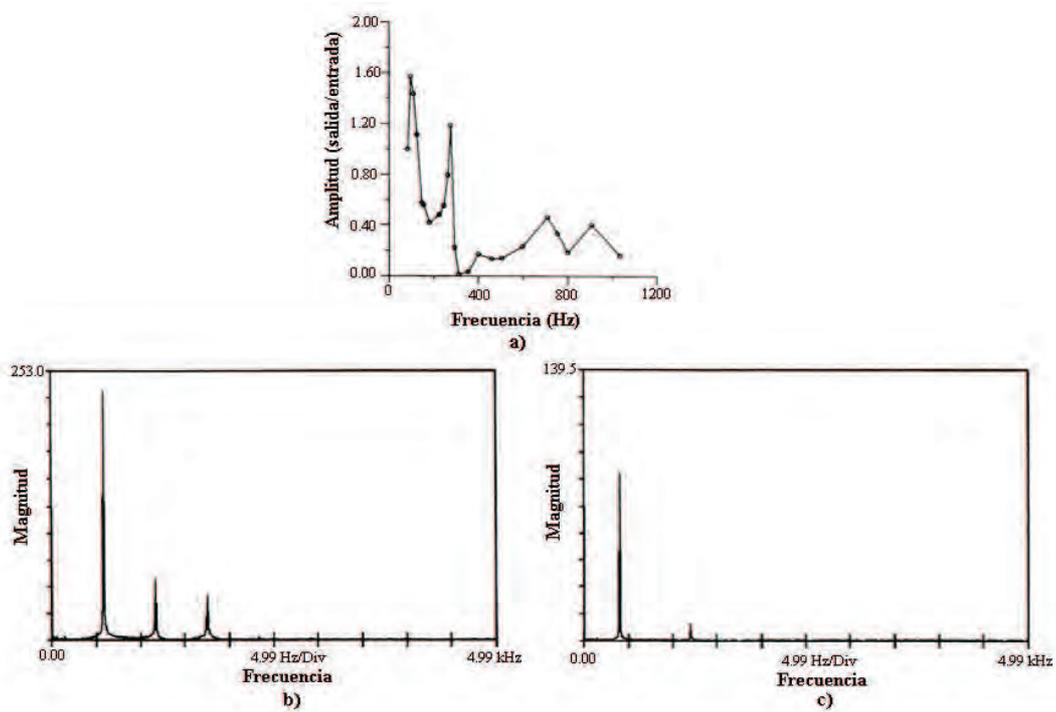


Figura 3.25. De ocho implantes con aflojamiento temprano a) curva de respuesta en frecuencia similares a los implantes fijos. En análisis espectral: b) tres presentaron armónicos, c) cinco no presentaron armónicos. Fuente: adaptado de Li et al. 1995.

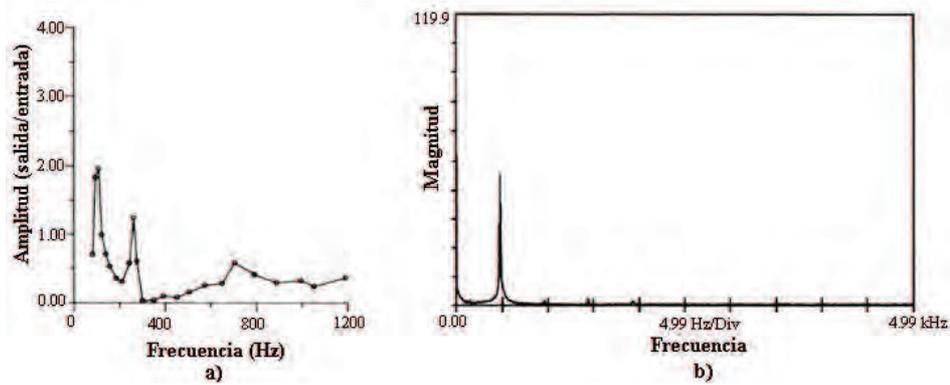


Figura 3.26. En ocho especímenes con interposición de tejido fibroso en ambos gráficos se asemejan a las prótesis fijas. a) curva de respuesta en frecuencia con dos picos resaltantes y b) no se distinguen armónicos. Fuente: adaptado de Li et al. 1995.

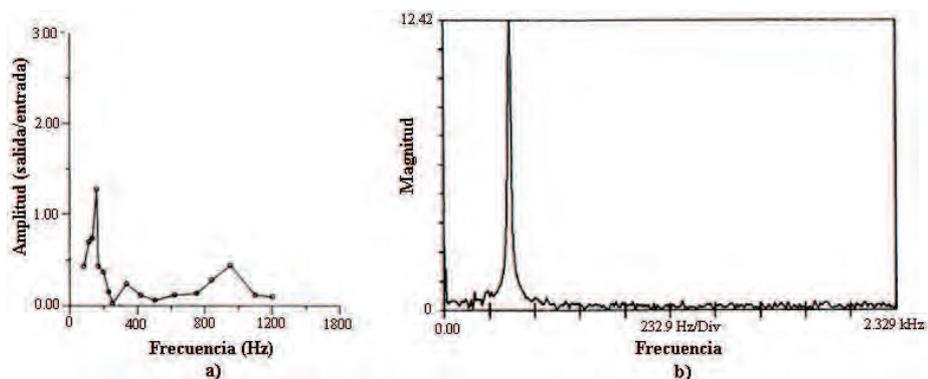


Figura 3.27. En dos implantes con fractura de cemento el aplastamiento fue indetectable tanto por a) respuesta en frecuencia (b) ni por análisis espectral. Fuente: adaptado de Li et al. 1995.

Jacques et al. en el 2004, propusieron que durante un estado temprano de aflojamiento del implante, se sigue aproximando en su comportamiento a un sistema lineal, por lo que el método basado en la distorsión armónica tendrá poca sensibilidad, para estos casos recomendaron es más apropiado observar los cambios con la Función de Respuesta en Frecuencia (FRF). Así hicieron experimentos con huesos de fémur artificiales (Sawbone) y prótesis cementadas en la configuración como se muestra en la figura 3.28. También compararon mediante FRF el comportamiento de una prótesis bien fijada, fijada distalmente y clínicamente móvil, en un sistema Sawbone y prótesis ABG cementada (figura 3.29) notando una diferencia en los picos y las frecuencias de los picos.

Así mismo Jacques et al. simularon en FE varios modos de forma de prótesis ABG y Exeter para calcular las frecuencias de resonancia de éstas y así tener una idea de la banda más sensitiva de frecuencias para poder encontrar aflojamientos. Se comprobó una buena semejanza entre la frecuencia de resonancia calculado por FE y encontrado IN VITRO (validado por CADA -X), del primer modo de vástago Exeter cementado.

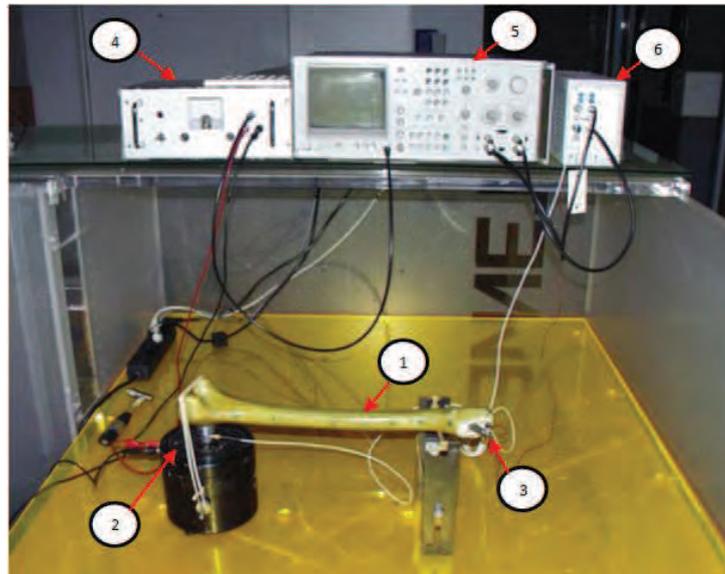


Figura 3.28 : Configuración para medición de función de Respuesta en Frecuencia de un sistema fémur/prótesis, (1) fémur artificial Sawbone con prótesis, (2) criba vibradora, (3) acelerómetro, (4) amplificador de potencia (5) analizador de espectros, (6) amplificador de señales. Fuente: Jaecques et al, 2004.

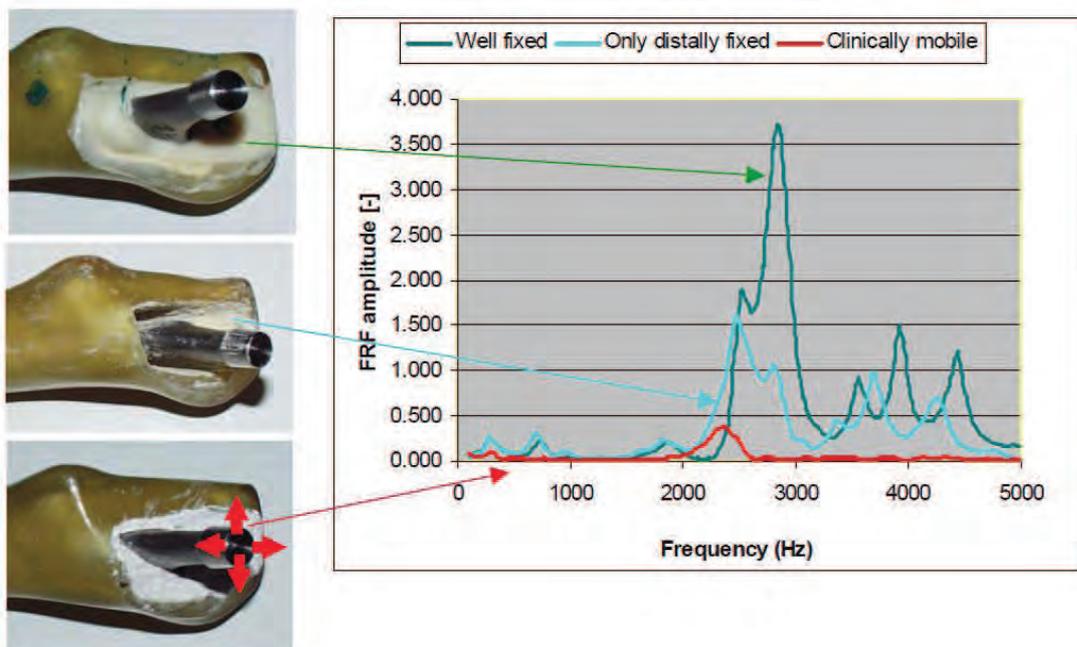


Figura 3.29. Comparación de FRF entre sistemas de Sawbone y prótesis ABG cementado “bien fijados”, “fijado sólo distalmente” y “clínicamente móvil”. Fuente: Jaecques et al., 2004.

C) Control de inserción de prótesis no cementadas por análisis vibracional

1) Justificación

Debido a la alta tasa de aflojamientos en prótesis cementadas se está optando con mayor frecuencia por prótesis de fémur no cementadas, esperando la oseointegración y así mejorar la estabilidad y disminuir la posibilidad de aflojamiento.

Para prevenir el aflojamiento de las prótesis no cementadas el cirujano debe lograr el punto de máximo ajuste durante la inserción, sin sobrepasar este ya que si se sobrepasa este apriete puede existir riesgo de fractura del fémur durante la operación. Una herramienta muy útil y desarrollada últimamente para el cirujano es encontrar el **punto final de inserción de la prótesis** utilizando análisis vibracional.

2) Aplicación del análisis vibracional

Su principio de funcionamiento se basa en el hecho de que un aumento de la fijación del implante determina un aumento de la rigidez de la estructura de implante-hueso. Como consecuencia, las frecuencias de resonancia de la estructura aumentan y el correspondiente gráfico FRF se desplaza hacia la derecha. Análogamente, una disminución de la fijación resulta en la disminución de las frecuencias de resonancia y el gráfico de FRF se desplaza hacia la izquierda. Si la fijación es estable, entonces el gráfico de FRF no cambia notablemente después de la aplicación de la última carga (Pastrav et al. 2012).

Jaecques y colaboradores (2004) al descubrir la influencia de la conexión entre prótesis y fémur con el modo de vibración mediante FRF, simularon la inserción de una prótesis no cementada personalizada en un fémur cadavérico y otro en un hueso artificial.

Posteriormente un estudio experimental desarrollado con fémur humano artificial (Sawbone) ha mostrado que la evolución de la Función de Respuesta en Frecuencia (FRF) puede ser usado para detectar el punto final de inserción (Pastrav et al. 2005).

Existen posterior a éste, muchas investigaciones y publicaciones en congresos sobre el protocolo usado para hallar el punto final de inserción utilizando la FRF para las cirugías de implantes de prótesis no cementadas (Pastrav et al. 2006, 2009 y 2012).

3) Metodología y Materiales

El cirujano introduce la prótesis no cementada en el canal femoral mediante golpes de martillo. La FRF del sistema implante/hueso es medida directamente desde la cabeza del fémur en un rango de frecuencias de 0 a 12. kHz. Después de cada golpeo la FRF cambia indicando la evolución de la rigidez de la estructura implante/fémur y como consecuencia la evolución de la estabilidad del implante. El martillo se detiene cuando el gráfico de FRF no ha cambiado notablemente. Un golpeo adicional no sólo podría no mejorar la estabilidad de la prótesis sino que aumentaría el riesgo de fractura de hueso (Pastrav et al. 2006).

La configuración del sistema consta de una criba vibradora (Bruel & Kjaer modelo 4810) atado al cuello del fémur usando un aguijón usando un sistema de sujeción. La excitación

es realizada a través de un ruido blanco en el rango de 0-12.5 kHz. Posee una cabeza de impedancia (PCB Piezotronics modelo Nr 288D01) la cual mide la fuerza de entrada y la aceleración de respuesta en un mismo punto. Todo esto se muestra en la figura 3.30 (Pastrav et al. 2006).

En la figura 3.31 se muestra el quirófano implementado con una computadora portátil con el software de análisis de vibración, con el cual pueden comparar el cirujano durante toda la operación.

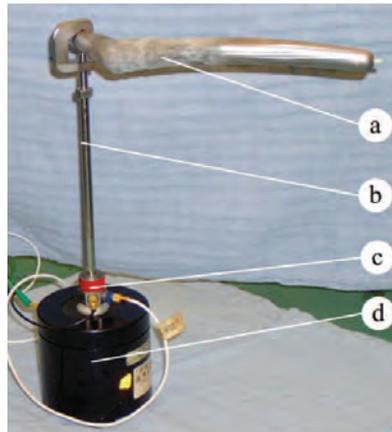


Figura 3.30. a) Prótesis de fémur, b) aguijón y sistema de sujeción, c) cabeza de impedancia y d) criba vibradora.

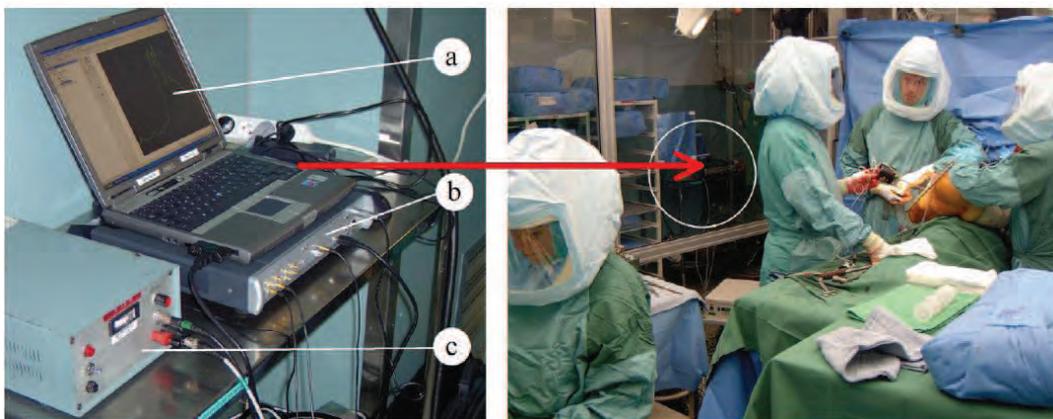


Figura 3.31. Hardware de medición (izquierda) y quirófano (derecha). a) Computadora portátil, b) Analizador de vibración Pimento, c) amplificador de potencia.

4) Coeficiente de correlación de Pearson

El coeficiente de correlación de Pearson, R , es un índice adimensional que tiene un rango de -1.0 a 1.0, y refleja la extensión de una relación lineal entre dos conjuntos de datos (esto es dos variables). Un valor igual o muy cercano a 1 indica que no ha habido diferencian entre el FRF de los dos últimos estados de golpeteo, traducándose como un encaje óptimo de la prótesis en el hueso.

La ecuación del coeficiente de relación es:

$$R = \frac{\sum (x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 \sum (y - \bar{y})^2}}$$

Donde x , y son las dos variables y \bar{x} , \bar{y} son sus correspondientes medias aritméticas.

5) Diagramas FRF típicos en vástagos no cementados

Pastrav et al. (2006) estudiaron once casos de inserción de vástago no cementado exitosos, en donde fue encontrado su punto final de inserción utilizando el método vibracional, comparando los diagramas FRF después de cada martilleo (en cada etapa) y comparando con el anterior, donde lo normal es un desplazamiento a la izquierda y cada vez menor, y al final los dos últimos FRF deben ser muy similares en frecuencias, aunque el último pico mayor a los anteriores (figura 3.32). En cada experimento también se midió el coeficiente de correlación de Pearson para cuantificar el cambio de los diagramas FRF, valores muy cercanos a 1 indican lo efectivo de este método.

La banda de frecuencia más sensitiva es alrededor de los 4 kHz. El coeficiente de correlación R promedio de los once casos es 0.99, de los cuales nueve presentaron valores por encima de 0.99 y dos casos tuvieron R de 0.955 y 0.964.

El seguimiento de los pacientes es parte de un estudio clínico en curso, el análisis de un gran número de gráficos FRF podría seguir una clasificación según la geometría del vástago (prótesis personalizadas), propiedades del fémur y las características de contacto de la prótesis-hueso.

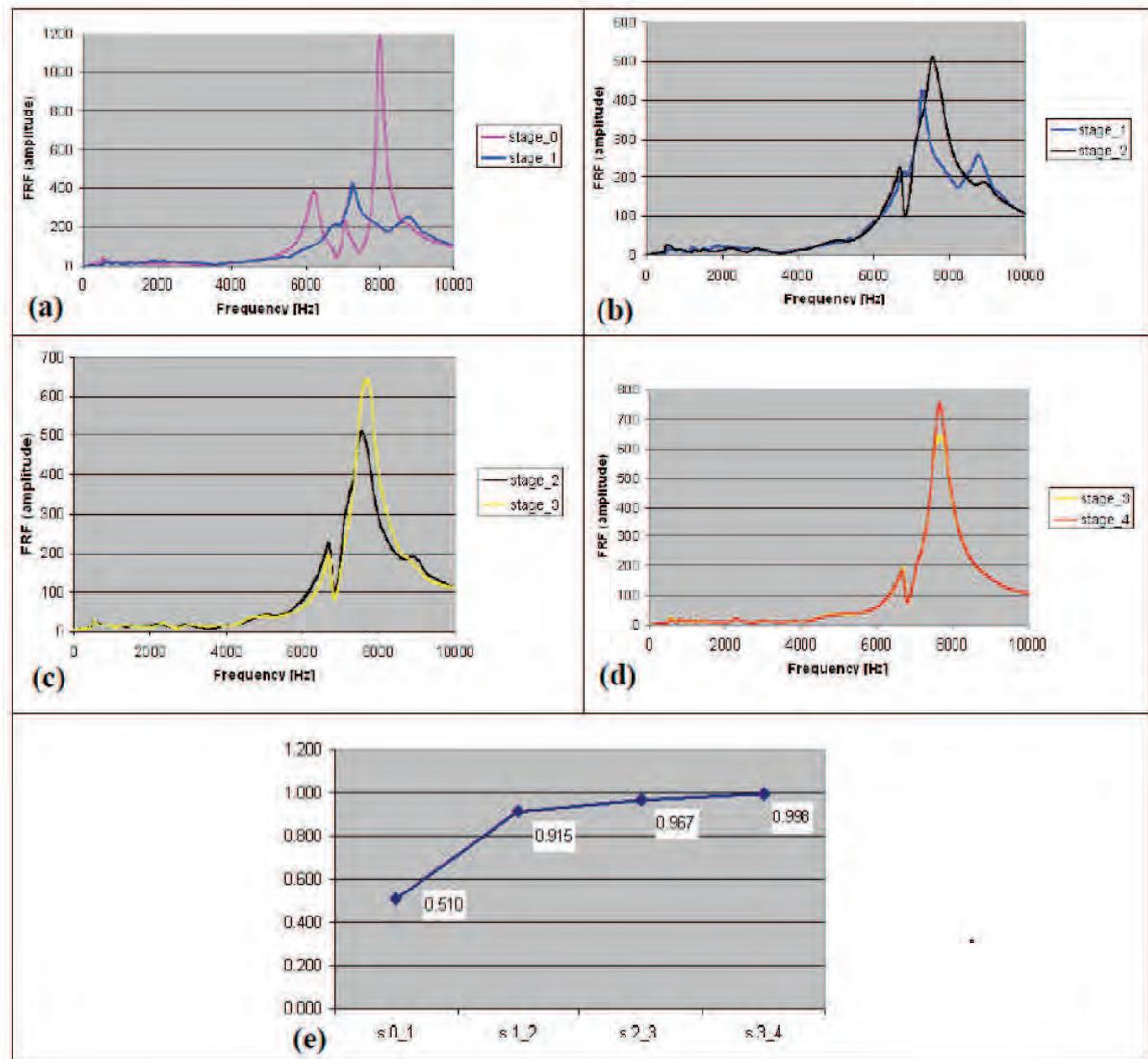


Figura 3.32. Casos típicos de diagramas FRF durante un protocolo per-operativo. a) Etapas 0 y 1, b) Etapas 1 y 2, c) Etapas 2 y 3, d) Etapa 3 y última etapa 4, e) Evolución de coeficiente Pearson entre las etapas del 0 al 4.

6) Diagramas FRF no típicos de vástagos no cementados

Pastrav y colaboradores publicaron en 2009 la presencia de tres casos atípicos de diagramas FRF detectados adrede durante sus estudios experimentales per-operativos.

a) CASO I – Fractura de hueso

Durante un protocolo per-operativo, en un cadáver humano se insertó adrede el vástago hasta llegar a la fractura del hueso los últimos tres estados son presentados en las figura 3.33a y 3.33b.

El gráfico FRF de la quinta inserción se desplazó ligeramente a la izquierda, esto indica una disminución de la estabilidad antes de la sexta inserción a en la que se fracturó el hueso. El gráfico FRF final correspondiente a la fractura es totalmente diferente con

respecto a la gráfica anterior e indica un cambio importante en la estructura vástago fémur.

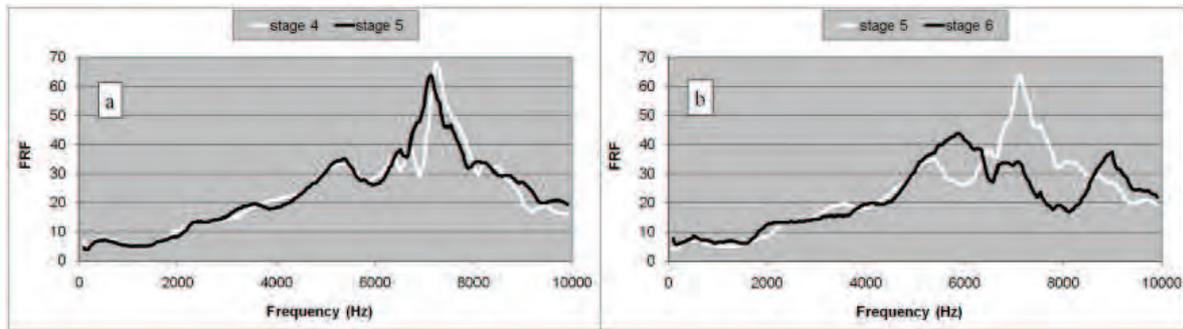


Figura 3.33. CASO ATIPICO I: Fractura de fémur. a) estado ligeramente desplazado a la izquierda indicando disminución de la estabilidad, b) Estado de inserción 6 correspondiente a la fractura con cambio evidente de FRF. Fuente: Pastrav et al, 2009.

b) CASO II – Pequeña fractura

Durante un experimento IN VIVO cuando el vástago estaba casi totalmente insertado el pico más alto de la última etapa del diagrama FRF se desplazó ligeramente a la izquierda (etapa B en figura 3.34a), después de una serie consecutiva de martilleo, su correspondiente gráfico FRF presentó una forma anormal en su pico (estado C en la figura 3.34b). Después de esto, se inspeccionó el hueso y se encontró una pequeña fractura por lo que se detuvo el martilleo.

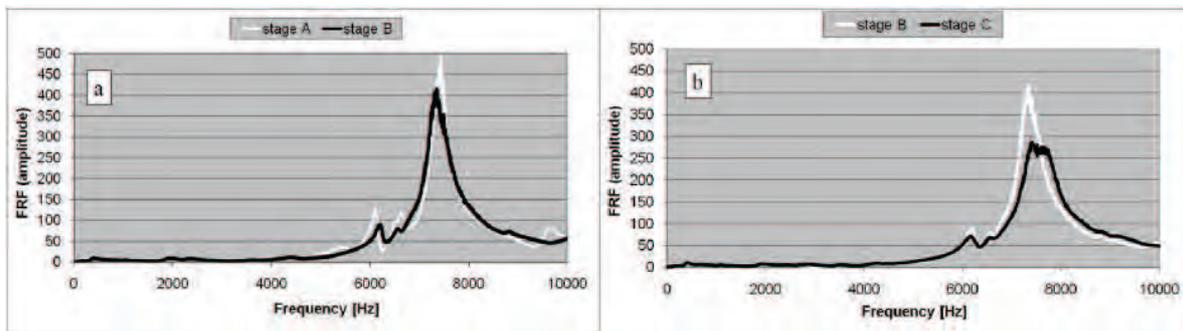


Figura 3.34. CASO ATIPICO II: pequeña fractura. a) Pico desplazado ligeramente en la etapa B, b) estado C refleja la presencia de una pequeña fractura en el hueso con pico ausente.

c) CASO III – Corrección de canal femoral

Durante otro procedimiento fue observado otro caso atípico. Como el vástago aún estaba visiblemente no insertado totalmente el martilleo normal fue continuado, pero el comportamiento del FRF (similar al del caso 2), señalaba que el vástago estaba bloqueado y como consecuencia había riesgo de fractura (figura 3.35). El problema fue resuelto sacando el vástago femoral, ajustando el canal y reinsertando la prótesis.

Después de esto, la evolución de la FRF siguió normal en las etapas 4 y 5, mostrados en la figura 2. c y su coeficiente Pearson final alcanzó 0.998.

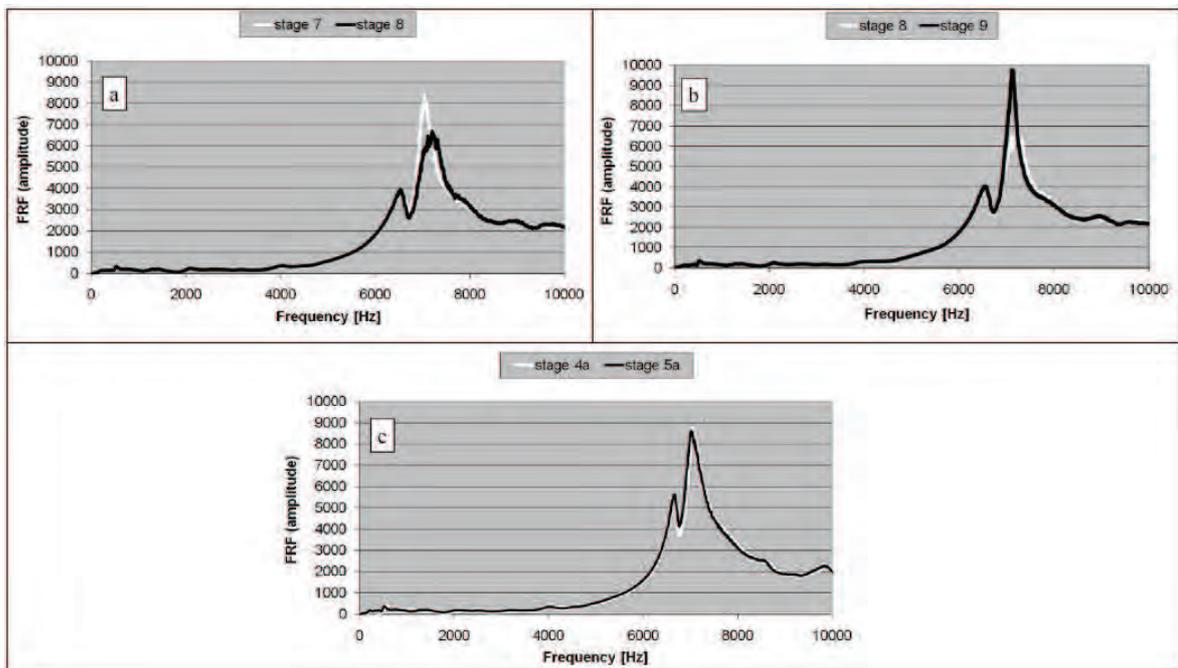


Figura 3.35. CASO ATÍPICO III: Corrección de canal femoral. a) Disminución anormal de pico más alto, b) desplazamiento ligeramente a la izquierda, c) FRF final después de la corrección.

7) Diagrama de Flujo

La figura 3.36 muestra un diagrama de flujo para ayudar en la decisión del cirujano durante la operación basado en la evolución del diagrama FRF en cada etapa de inserción, comparando con el coeficiente de Pearson, y con la inspección visual del cirujano.

Además de ser útil para detectar el punto final de inserción evitando excesivas presiones de fijación, y además indica al cirujano de potenciales riesgos u anomalías (como deformaciones plásticas del hueso) que a vista no se consigue ver, y en casos peores, una fractura del hueso.

Con este método se consigue la mejor estabilidad inicial y se reducen al mínimo los micromovimientos, previniendo aflojamientos temprano.

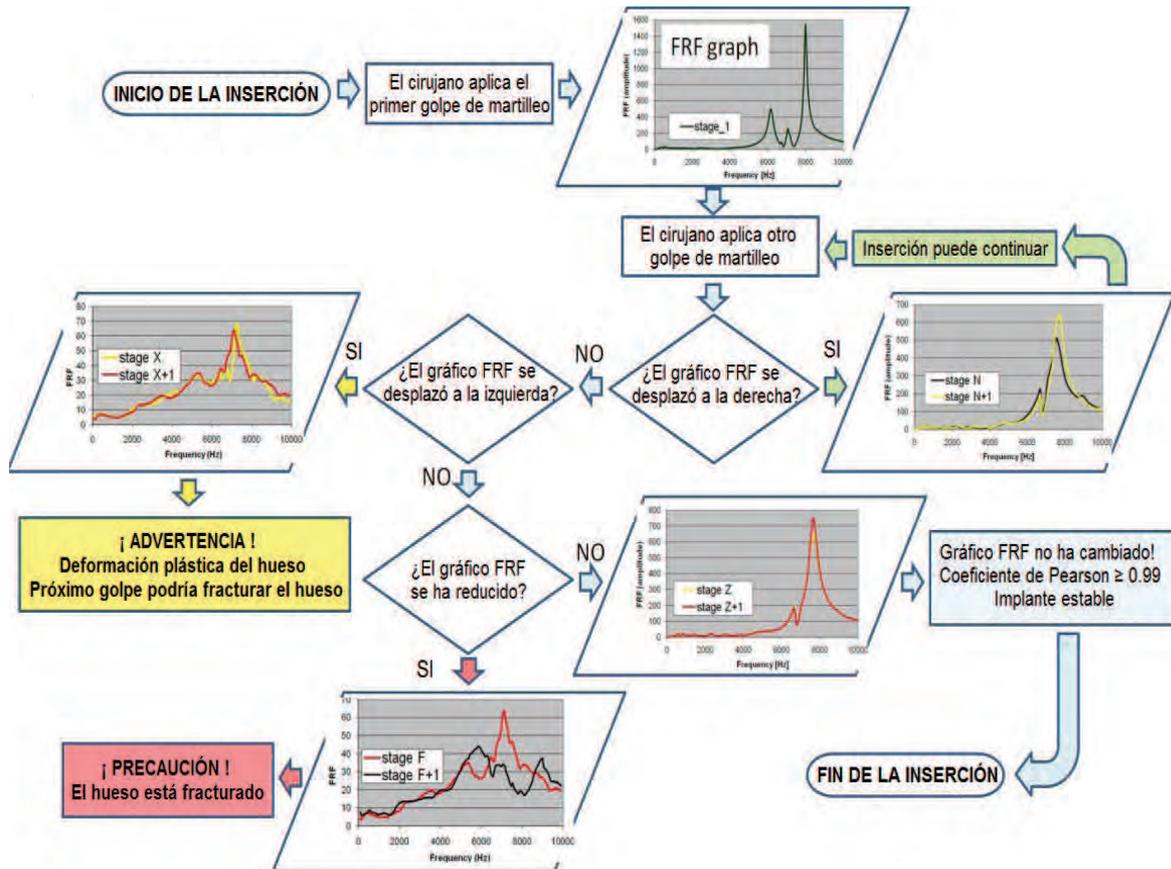


Figura 3. 36. Diagrama de flujo de decisión del cirujano basado en el análisis de la Función Respuesta en Frecuencia (FRF). Fuente: adaptado de Pastrav et al. 2012, p.8

3.5 Aplicación de las vibraciones en el deporte Tenis.

3.5.1 Biomecánica del deporte

La biomecánica se aplica para optimizar las técnicas deportivas obteniendo el máximo rendimiento, evaluando y simulando factores físicos como cantidad de movimiento, momentos de inercia, centro de gravedad, fuerzas, esfuerzos, velocidad, etc. Deportes como:

- Baloncesto
- Ciclismo, motociclismo
- Fútbol
- Tenis
- Atletismo: lanzamientos; salto alto, metros planos, salto de vallas. Etc.

La medicina de deporte, complementa al reducir el daño físico causado en el deporte, la prevención de éste y su tratamiento post daño.

3.5.2 Vibraciones en el tenis

A) Aspectos generales

Desde la biomecánica del deporte, cuando la bola impacta en la raqueta se producen unas fuerzas en la mano y antebrazo, según el lugar del impacto, éstas pueden aumentar o disminuir, también se genera vibración en la raqueta que se transmite a la mano y genera una situación de molestia e incomodidad en el tenista. Toda esa vibración la absorbe la mano. Sin embargo, hay un punto en el cordaje donde el impacto no produce oscilación en la raqueta, llamado nodo de vibración y conocido en el tenis como “punto dulce”.

Desde el enfoque de la medicina del deporte, las vibraciones en el impacto y sus fuerzas que son transmitidas al antebrazo y codo, pueden producir desde simples dolores hasta la epicondilitis del codo llamado también “codo de tenista” que es una lesión en los músculos y tendones en la parte exterior del codo, como resultado crónico de microroturas fibrilares por la sobrecarga o estrés repetitivo³⁵ (ver figura 3.37).

Una terapia utilizada en la biomedicina del deporte para todos estos trastornos musculares tanto crónicos como agudos utiliza las ondas de choque, con buenos resultados (ver figura 3.38).

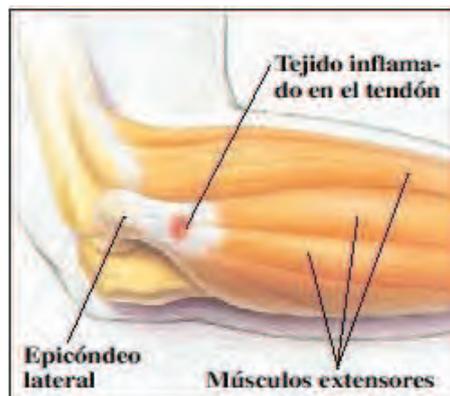


Figura 3.37. Tejido inflamado en codo de tenista. Fuente: Página web: Orthopedic surgery/Sports medicine.

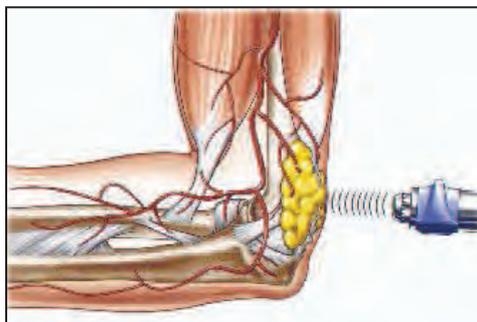


Figura 3.38. Ondas de choque como terapia de trastornos de tejido blando, ocasionados por ejemplo en tenistas. Fuente: página web Shockwave Homepage.

B) Influencia de las vibraciones en el tenis

Uno de los objetivos en el diseño y fabricación de las raquetas de tenis es disminuir la vibración que llega a la mano, por causa del impacto de la bola con la raqueta, mediante uso de amortiguadores en distintas zonas de la raqueta, diseño geométrico y tipo de material. Como ya se mencionó, interesa también aumentar el punto o zona de “nodo geométrico, para lo cual se explicará brevemente los puntos del cordaje de la raqueta importante y características que influyen en el impacto y la potencia de la bola.

1) Centro de percusión (COP – center of percussion)

Es el punto idóneo para el golpeo de la bola ya que costará menos esfuerzo por la mano contrarrestar la fuerza de incidencia de ésta, en este punto no hay fuerzas netas que actúen sobre la mano del tenista (figura 3.39), porque el eje de giro de la mano (la muñeca), coincide con el eje de giro de la raqueta. (c)

Cerca a la cabeza, (empuñadura intenta girar) muñeca se extiende y los dedos son empujados a abrirse por la fuerza de giro (a).

Cerca de la empuñadura, la raqueta gira y se desplaza, la muñeca tiene que soportar esfuerzo de flexión (b).

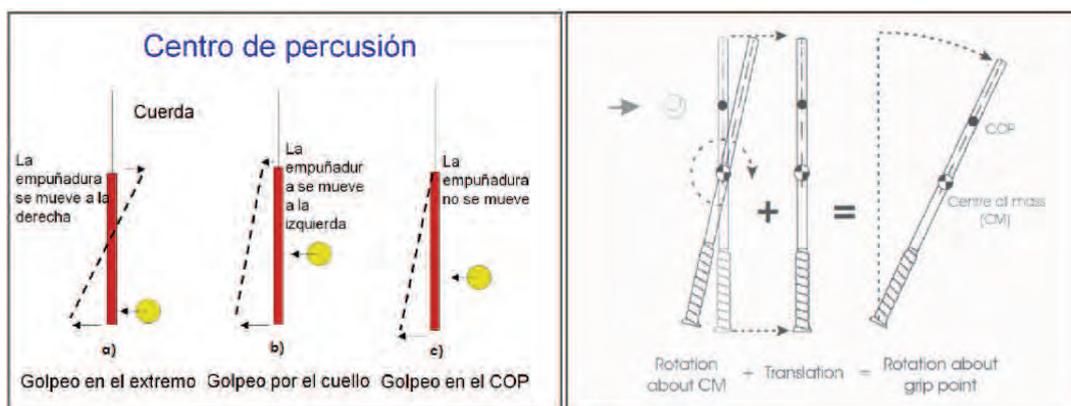


Figura 3.39. A la derecha: esquema de centro de percusión y tres posibles puntos de impacto. A la izquierda: suma de movimiento rotación y traslación en el impacto en centro de percusión. Fuente: Brody H, 1985.

Estos tres casos se grafican mejor en la figura 3.40 donde se muestra la rotación y traslación de una raqueta sujeta por un tenista y las fuerzas que actúan sobre su muñeca (Cross R, 1999). La fuerza F_1 actúa sobre la parte superior de la mano, F_2 es la fuerza que actúa sobre la parte inferior de la mano. F_3 es la fuerza que actúa en el antebrazo (cerca de la muñeca) y es aproximadamente $F_1 + F_2$. El punto negro indica el eje de rotación de la raqueta según experimentos del laboratorio. La línea discontinua indica la posición inicial de la raqueta antes del impacto de la bola.

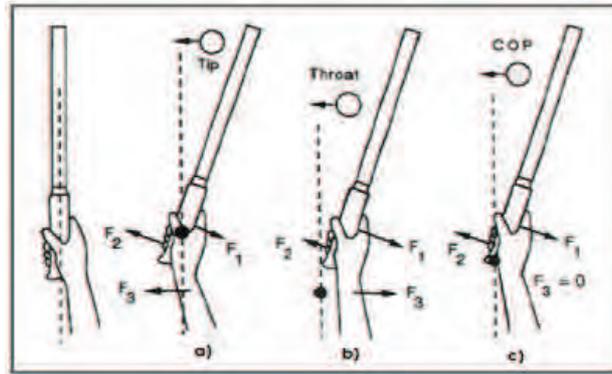


Figura 3.40. Rotación y traslación de una raqueta sujeta por un tenista durante el impacto de la bola, cerca a la cabeza de la raqueta (a), zona cercana al cuello (b) y en el COP (c). Fuente: Brody H, 1985.

2) Coeficiente de restitución (COR – Coefficient of Restitution)

Existe un punto en el cual la fuerza de restitución es mayor, es decir, el punto en que la relación entre la velocidad de incidencia de la bola y la velocidad de rebote es el máximo tras el impacto de la bola, también se le suele llamar punto COR. Para hallar este punto se deja caer una bola sobre la raqueta y se observa el punto donde el rebote sea el más alto. Cuando impacta la pelota en la raqueta, ésta última se flexiona disipando una parte de la energía de impacto de la bola, cuanto más lejos de la empuñadura impacte la bola más se flexionará la raqueta gastando mayor energía, por eso el COR está cerca al cuello de la raqueta (ver figura 3.41).

En conclusión de los puntos anteriores, existen tres puntos interesantes para el impacto de la bola según lo que se desee obtener:

- Para fuerzas netas sobre la mano nula, el punto de impacto debe coincidir en el COP.
- Considerando el máximo momento de inercia. La zona donde el rebote alcanza velocidades más altas es cerca al extremo de la raqueta (**dead spot o “punto muerto”**)
- Con respecto a la fuerza de restitución aplicada a la bola, ésta es óptima en el COR. La velocidad de rebote y alcance será mayor cuando impacte en ese punto.

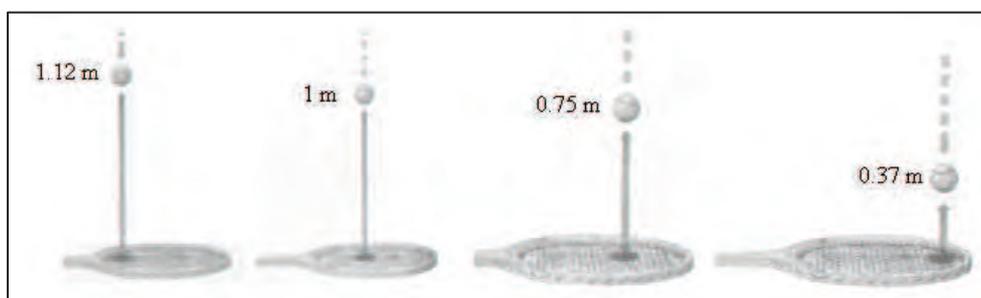


Figura 3.41.- Puntos de impacto en una raqueta. El COR es el punto más cerca al cuello. Fuente: Brody H, 1985.

3) Tensión de las cuerdas

Cuando una bola se deja caer desde una altura de 1 m, la altura que alcanza si impacta en una superficie dura es 60 cm aproximadamente y cuando impacta en el centro de la cabeza de una raqueta alcanza aproximadamente 80 cm, esto debido a la capacidad de deformarse de las cuerdas. Entonces la tensión de las cuerdas se refiere a la capacidad de deformarse el cordaje ante el impacto, a menor tensión de las cuerdas mayor deformación de éstas.

La mitad de la energía que lleva una bola antes del impacto se pierde cuando golpea una superficie dura. Las cuerdas cuando son deformadas tienen pérdidas de energía relativamente pequeñas, entonces se obtiene mayor potencia a menor tensión. En el caso contrario a mayor tensión de la cuerda se deforma más la bola y aumenta la superficie de contacto entre ésta y el cordaje y por lo tanto hay mayor control, es decir mejora la precisión del disparo, a mayor tensión mejor control sobre la bola (Rincón A, 2008).

4) Rigidez de la raqueta

La rigidez de una raqueta se refleja en cuanto se flexiona esta, al flexionar el cuerpo de la raqueta, absorbe energía del impacto para deformarse, supuestamente esta energía absorbida debe ser devuelta a la bola al regresar la raqueta a su posición original, dándole así velocidad a la bola. Sin embargo esto no sucede así, pues el tiempo que tarda la raqueta en regresar a su forma (y “devolver” esa energía) es mayor que el tiempo que dura la bola en contacto con las cuerdas.

Si una raqueta es más rígida, la energía para su deformación será menor y menor será su periodo de oscilación tras el impacto y recuperará su forma más rápido, así puede que parte de esa energía se devuelva a la bola antes que pierda contacto con ella.

5) Nodos de vibración – punto de reposo.

Se conoce como nodo de vibración a un punto de reposo ante la vibración, es decir no hay vibración en ese punto. Cuando la bola impacta en el cordaje en el o los nodos de vibración, no se produce oscilación en la raqueta. Esto tiene una ventaja respecto a los demás para impactar debido a que no afecta el confort de la mano o antebrazo.

La prolongación de la vibración en el tiempo por el impacto de la bola depende de la masa concreta de la raqueta, al aumentar la masa, disminuye el tiempo de vibración. La amplitud de vibración depende de tres factores: la velocidad relativa entre la bola y la raqueta, la rigidez de ésta y la distancia del punto de impacto al nodo de vibración. La ubicación del nodo varía según la distribución de masa de la raqueta y de la flexibilidad de sus partes.

En 1995, Brody, ideó un mecanismo para medir las vibraciones producidas por el impacto de la bola en la zona cordada de una raqueta suspendida libremente, en distintas localizaciones a lo largo del eje longitudinal, mediante unas cintas delgadas piezométricas, gracias a esta pudo calcularse frecuencias de vibración y su duración que aparecen en la figura 3.42. La absorción casi total de la vibración de la raqueta la realiza la mano, en la figura 3.43 Se muestra la diferencia entre las vibraciones en una raqueta sujeta firmemente por la mano (arriba) y en una raqueta suspendida libremente (abajo), observándose la gran absorción en el primer caso (Brody H, 1995).

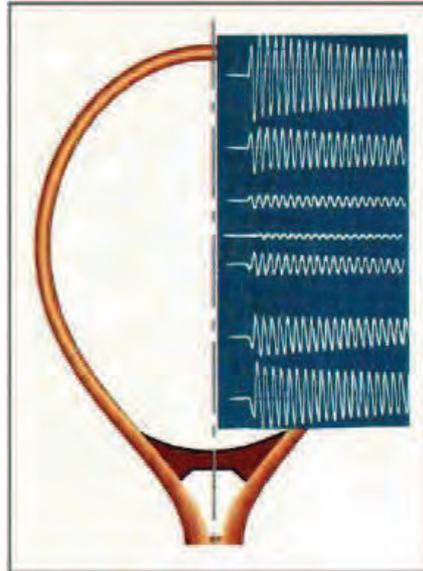


Figura 3.42. Amplitud de vibraciones provocadas por el impacto de la bola en una raqueta libremente suspendida.

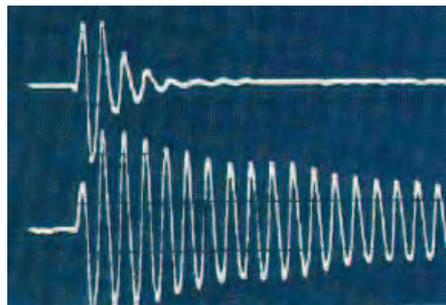


Figura 3.43. Vibraciones generadas por el impacto de la bola en una raqueta sujeta por la mano (arriba) y suspendida libremente (abajo).

6) Punto dulce o “sweet point”

Se le considera como el punto óptimo donde la bola debe impactar en la raqueta (figura 3.44).

- Para Howard Heard es la región del cordaje donde el COR sea la mayor (zona de potencia).
- Para otros especialistas el punto dulce es el punto de percusión.
- Otras definiciones consideran el punto dulce al punto donde al impactar la bola genera una frecuencia de oscilación en la raqueta mínima o nula, es decir el nodo de vibración.

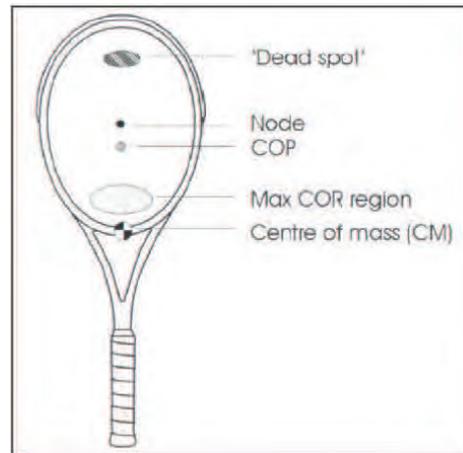


Figura 3.44. Localizaciones comunes para las diferentes concepciones del “punto dulce”.
Fuente: Kotze J et al., 2000.

7) Novedades comerciales en raquetas y su absorción de vibración

Las raquetas de tenis se diseñan y fabrican hoy en día para mejorar el rendimiento del tenista, de manera que entreguen mayor potencia y velocidad a la bola en el rebote, considerando las características mencionadas anteriormente, además, se enfoca también en mejorar del confort de las manos del tenista, al añadir o crear cada vez nuevas formas de absorber la vibración en la raqueta y/o cuerdas o aumentar la zona de nodo de vibración.

Con todo esto, diferentes marcas con diferentes tecnologías lanzan cada vez al mercado nuevos modelos de raquetas cada vez mejores, sin llegar a demostrarse del todo su efectividad. En este trabajo se presentan brevemente dos de los modelos más modernos.

a) Liquid Metal Instinct – HEAD

La marca Head, ha lanzado una línea llamada “Liquidmetal: energía pura, potencia perfecta” cuya principal ventaja es brindar mayor potencia a la bola, debido a su estructura atómica líquida, 2½ más fuerte que el titanio y concede un 29% más potencia, utiliza eficientemente la energía pura del impacto y la disponible para devolver el golpe máxima potencia. Además posee un sistema de amortiguación NoShox, con una espuma de memoria en el mango de la raqueta que absorbe los esfuerzos de impacto y reducirían las vibraciones de la raqueta hasta un 27% sobre las demás (ver figura 3.45).

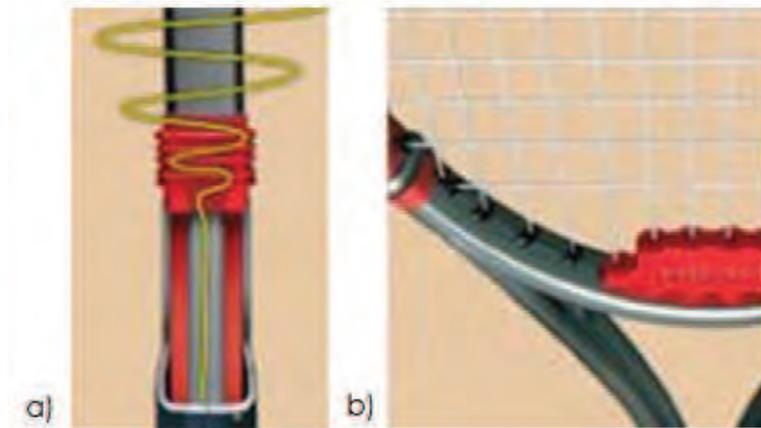


Figura 3.45. Raquetas HEAD- Liquidmetal. a) NoShox, b) ISD³⁶

b) Protect System - HEAD

Posee un sistema de amortiguación electrónica (EDS – Electronic Damping System) patentado por HEAD. Posee un microchip (figura 3.46) que controla las fibras piezoeléctricas de alta tecnología que convierte la energía del impacto de la bola en energía eléctrica. Además reconoce el modo de vibración y genera una contravibración neutralizante reduciendo substancialmente el choque de impacto y por ende sus vibraciones. Esto se refleja en un menor esfuerzo que sufre el codo del jugador en cada impacto. Este sistema EDS afirma reducir el choque inicial del impacto en más del 50% y sus vibraciones residuales el doble de rápido en comparación a una raqueta convencional (figura 3.47).

El mango de la raqueta posee una cámara de aire que se combina con una superficie de elastómero de alto tecnología que proporcionaría un excelente confort y reduce el desplazamiento, mientras reduce la vibración residual del mango.



Figura 3.46. Sistema Protect System EDS de amortiguación electrónica con microchip.

³⁶ Fuente: http://www.tennis-point.com/content/en/Head_Liquidmetal.html

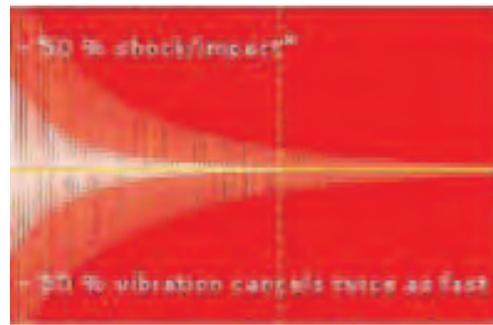


Figura 3.47. Protect System reduciría el impacto del choque en más del 50% y las vibraciones residuales dos veces más rápido.

Capítulo 4

Efecto de las vibraciones de baja magnitud sobre osteopatías en el ser humano

4.1 Estado de arte de vibraciones para las osteopatías

En este subcapítulo se expone brevemente los inicios de los experimentos con señales mecánicas dinámicas en lugar de estáticas y su efecto en el tejido óseo, y la influencia de la frecuencia y duración de estas señales. Posterior a esto, era necesario cambiar el método experimental invasivo en aves a un método no invasivo para el uso de animales y humanos que no afecte la seguridad y salud de éstos y sea efectivo.

En la segunda parte se mencionan los principales estudios experimentales realizados en personas con diversas causas de osteopenia u osteoporosis con las vibraciones de baja magnitud.

En la tercera parte se habla de la plataforma vibratoria utilizada en estos estudios experimentales de alta frecuencia y baja magnitud diseñado especialmente para el uso de personas de toda edad de forma segura, y para el uso comercial.

4.1.1 Antecedentes

A) Primeros trabajos experimentales en animales

Los primeros en experimentar con cargas dinámicas en animales fueron Lanyon y Rubin, los cuales evaluaron la remodelación ósea del cúbito aviar, en tres casos distintos, para tres casos, uno en condición de desuso solamente, el segundo en desuso con una carga de compresión continua superpuesta y el tercero desuso interrumpidos por un corto período diario de carga intermitente (Lanyon y Rubin, 1984). La carga intermitente se aplicó a una frecuencia de 1 Hz y una duración de 100 ciclos por día. Las cargas fueron similares para los dos casos (525 N) Los resultados de las secciones del hueso desde el punto medio de la preparación a las 8 semanas de experimento indicaron que en ambos huesos, no cargados y cargado estáticamente hubo un aumento en el diámetro endoóseo¹ e intra porosidad cortical. Estos reflejan una disminución en el área de sección transversal que era similar en los dos grupos (-13 %). En el hueso cargados intermitentemente mostró, por al contrario,

¹ Endostio: membrana que contiene las células osteoprogenitoras y recubre los espacios de la cavidad medular.

un aumento del 24% en el área de la sección transversal, con hueso nuevo depositado predominantemente en la superficie perióstica².

Estos resultados sugieren que la respuesta adaptativa en el hueso es sensible sólo a deformaciones dinámicas, las deformaciones estáticas no son fuente relevante de estímulo osteogénico (Rubin et al. 2006).

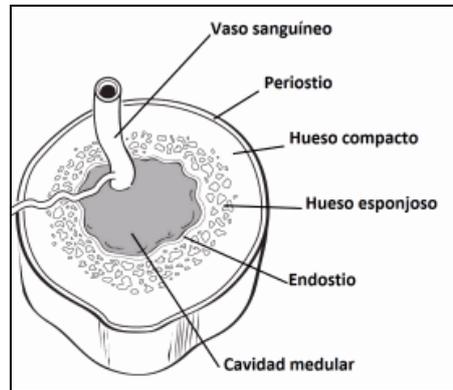


Figura 4.1. Sección transversal de la parte media de un hueso largo y sus partes.

Estudios del mismo año, (Rubin et al. 1984) evaluaron la remodelación ósea en huesos cúbito de pavos con cargas aplicadas intermitentes y externas a una frecuencia de 0.5 Hz a ciclos distintos de exposición³. Los ciclos de exposición fueron de 4, 36, 360 y 1800. Para que los niveles y distribución de deformación en el cúbito fueran lo más similares en los experimentos, las aves tenían la misma edad, sexo (machos) y muy semejantes en peso, además de esqueléticamente maduros. Se midió primero la deformación normal en la mitad de la diáfisis del cúbito durante su aleteo de vuelo (para compararlo con la deformación por las cargas externas), mediante tres galgas extensiométricas tipo roseta de tres elementos atados alrededor de cada circunferencia del hueso. El pico longitudinal de deformación de éstos fueron -1900 ± 83 (desviación estándar) microstrains. El pico de magnitud de deformación durante una carga aplicada externamente fue -2050 ± 7 microstrain⁴.

Después de las seis semanas de experimento, los huesos que no tuvieron cargas aplicadas, la densitometría por absorción de fotones indicó una continua declinación de contenido mineral óseo a $88 \pm 2\%$ ($n=6$), del valor original post-operativo. En los cúbitos que se aplicaron cargas de 4 ciclos al día mostraron que su contenido mineral óseo permaneció constante ($103 \pm 4\%$) del valor post operativo ($n=6$). En cambio, los cúbitos, con carga aplicada de 36 ciclos al día, presentaron un aumento notorio de contenido mineral óseo al finalizar la sexta semana ($133 \pm 10\%$, $n=6$), alcanzando su mayor pico a las 4 semanas de $143\% \pm 10\%$. La evaluación a nivel tisular mostró una extensa formación de nuevo hueso en el subperiostio y endostio. Los cúbitos que recibieron carga externa de 360 ciclos al día presentaron valores similares a los cúbitos sujetos a 36 ciclos al día, al final de las seis semanas presentaron $134 \pm 3\%$ ($n=6$). Los cúbitos sometidos a cargas de 1800 ciclos

² Periostio: membrana fibrosa que rodea la superficie del hueso que no está recubierta por el cartílago.

Esencial en el crecimiento óseo, en su reparación y en su nutrición por contener vasos sanguíneos que nutren y dan sensibilidad al hueso.

³ Tiempo de exposición (t)= frecuencia (f)*número de ciclos (N_c)

⁴ Aunque los picos de deformación fueron similares, la posición del eje neutral de la carga artificial estaba rotada 90° a comparación de las deformaciones por el batir de alas.

presentaron resultados de contenido mineral óseo al final de las seis semanas de $143 \pm 6 \%$ ($n=5$) un poco mayor a las demás (ver figura 4.2).

Además de evaluar los resultados por el contenido mineral, también se evaluaron a nivel de tejido mediante histología post mortem y micro radiografía tomados desde la diáfisis media de ambos casos, el lado experimental y el contralateral intacto cúbito, que complementa el estudio. Para el caso donde no hubo carga la examinación histológica y micro radiografía (figura 4.3.A) mostraron un adelgazamiento cortical debido a una resorción endosteal, una porosidad intracortical debido a la formación de osteones secundarios⁵ que sólo fueron rellenados parcialmente (flecha inferior) y nueva formación periosteal en alguna parte (flecha superior). La figura 4.3.B muestra la sección de la mitad de la diáfisis del cúbito sujeto a cargas de 4 ciclos, el cual casi no mostró evidencias de remodelación y fue muy difícil distinguir de su cúbito contraeltral. La flecha muestra un canal de Volksman⁶ atravesando la banda normal de menos hueso mineralizado de la superficie endosteal. Esta capa de hueso fue completamente removida en el cúbito no cargado (figura 4.3.A). Con respecto a los cúbitos expuestos a cargas de 36 ciclos al día, las micro radiografías mostraron nuevo hueso periosteal añadidos circunferencialmente (figura 4.4), mas no se observó una remodelación substancial cortical.

Los autores sugirieron, dados los resultados, que el proceso adaptativo necesario para asegurar la competencia estructural puede ser generado por eventos de carga relativamente poco frecuente en lugar de requerir largos períodos de actividad repetitiva (Rubin et al. 1984).

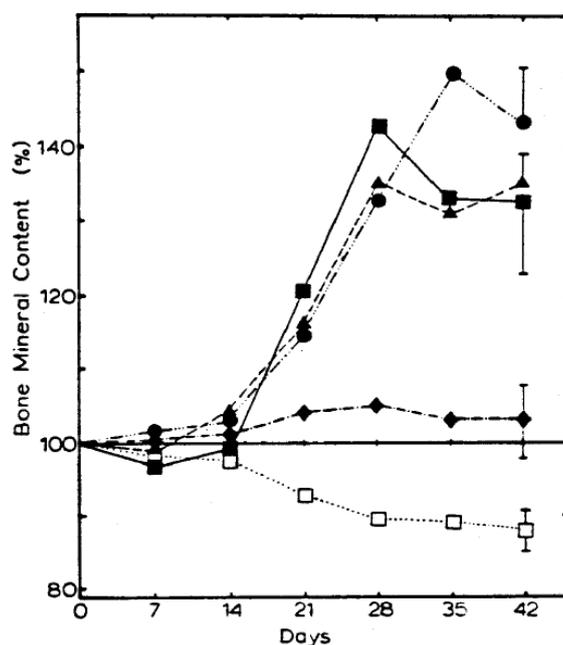


Figura 4.2. Cambio de porcentaje en contenido mineral óseo en el corte medial del cúbito a las seis semanas sujetos a cero (□), 4 (◆), 36 (■), 360 (▲), o 1800 (●) ciclos consecutivos. Las líneas verticales a las seis semanas indican las desviaciones estándar.

Fuente: Rubin et al. 1984.

⁵ La presencia de osteones secundarios pone de manifiesto el comienzo de la etapa de remodelación.

⁶ Los canales de Volksman son conductos con vasos pero no están recubiertos por laminillas óseas y comunican a osteones entre sí y con el exterior es decir el perióstio o con el canal medular.

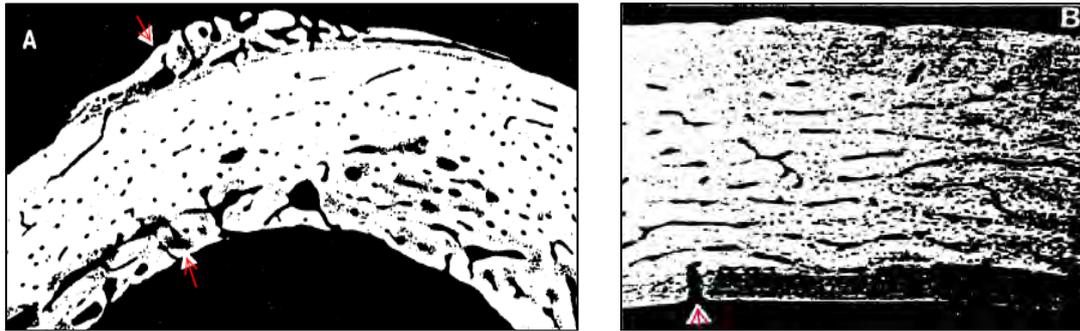


Figura 4.3. Micro-radiografía de cúbito **A)** funcionalmente aislado y sin carga, nueva formación periosteal en alguna parte (flecha superior). **B)** Sujeta a cargas de 4 ciclos (flecha inferior endiostio). Fuente: Rubin et al. 1984.

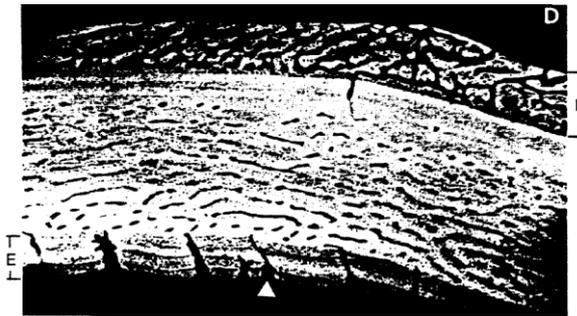


Figura 4.4. Corteza de un cúbito sujeto a cargas de 36 ciclos diarios por seis semanas. El reciente hueso depositado es visto en el engrosamiento entero de la banda periosteal (P). El área endiosteal (E) la misma mostrada en la figura 4.3.B. Fuente: Rubin et al. 1984.

Qin y colaboradores (Qin et al. 1998) publicaron años más tardes otro estudio sobre la relación de la deformación (microstrains) y número de ciclos necesarios para la manutención de la masa ósea, y su relación con la frecuencia empleada, que compilaba anteriores trabajos claves con experimentos in vivo en huesos cúbito de aves en su mayoría y el propio. En su estudio, experimento con cúbitos de pavo, poniendo una carga a una frecuencia de 30 Hz y con un número de ciclos de 108,000 (una hora), para evaluar la capacidad de conservarse hueso a bajas deformaciones y alto número de ciclos (y frecuencia). Los cúbitos fueron sujetos a cargas de flexión de 9 N, a través de una compresión dinámica de los pines en el lado dorsal (ver figura 4.5), con régimen de 5 días a la semana durante 8 semanas. Para evaluar la remodelación, se dividió la vista transversal de la zona media de la diáfisis de cúbito en seis secciones (figura 4.6.A), y se hizo una simulación por elementos finitos para calcular la deformación por compresión y tensión de esta así como sus valores pico de cada uno, con una carga de flexión de 9 N de fuerza aproximadamente (figura 4.6.B). La sección 2 indicó mayor deformación por compresión (77 microstrain). Posteriormente se comparó morfológicamente el hueso, para comparar las zonas de nueva formación ósea con su sección y su deformación correspondiente.

Los cambios morfométricos en la los cúbitos sujetos sólo a desuso mostraron pérdida de masa reflejado primero por el adelgazamiento cortical (4.7.A) y posteriormente por un incremento en la porosidad cortical (figura 4.7.B), mas no se identificó resorción ósea en la superficie periosteal en ninguno de estos casos. En los cúbitos sujetos a 108,000 ciclos a 30 Hz (figura 4.7.C) se encontró ganancia de masa ósea sólo en el sector 2 (sección con el pico de deformación), las demás secciones presentaron una pérdida de masa ósea con un

máximo de $-6.6 \pm 4 \%$ en la sección 6. La representación de pérdida de masa ósea en correlación con la deformación lineal simulada por cada sección se muestra en la figura 4.8, con $R=0.91$, presentando una relación lineal. Sin embargo comparando con su cúbito contralateral, sin actividad y sin carga que presentaron pérdida del 80 al 90% de masa ósea.

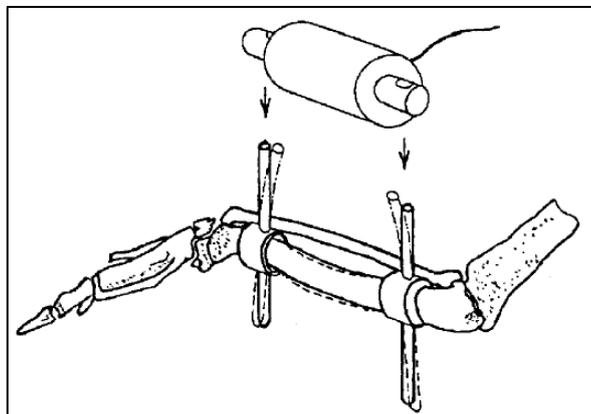


Figura 4.5. Aparato portátil de carga utilizado para aplicar 108,000 ciclos, ± 100 microstrain de carga tipo flexión en el cúbito aislado con los dos pines Steinman. Fuente: Qin et al. 1998.

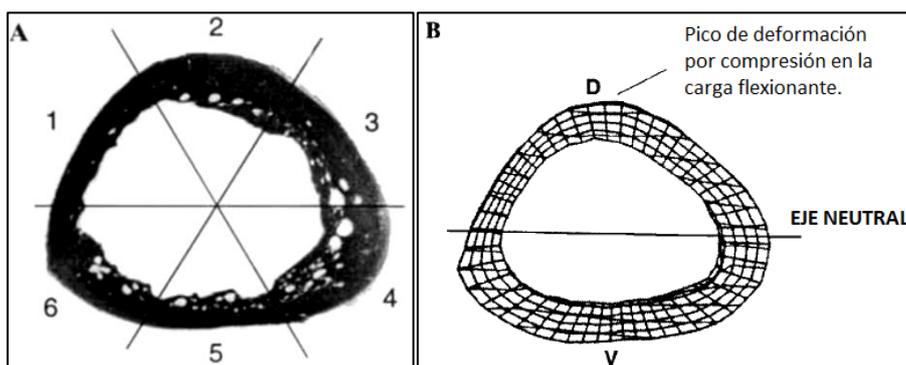


Figura 4.6. A) Sección de diáfisis del cúbito dividida en secciones. B) Eje neutral cuando es sometido a carga de flexión. D:dorsal, V:ventricular. Fuente: Qin et al. 1998.

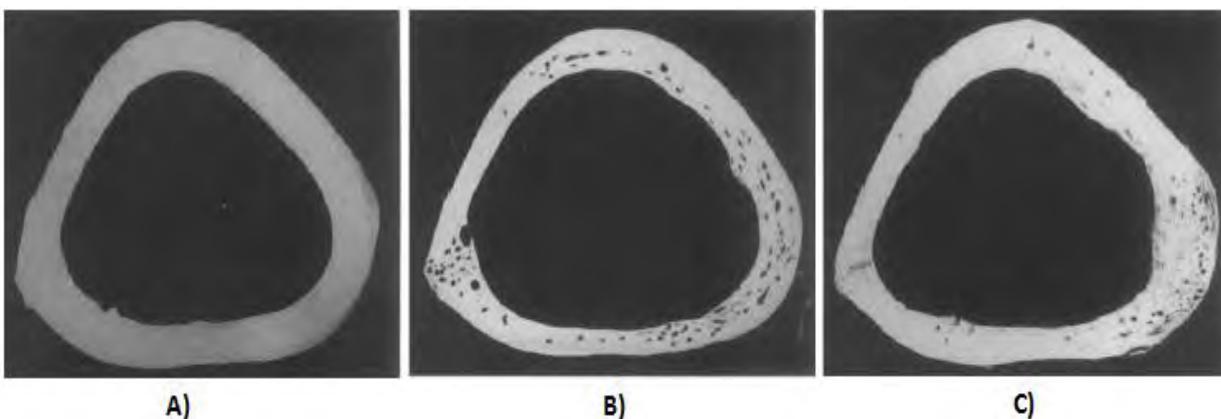


Figura 4.7 microradiografía de cúbito sujeto sólo a desuso: A) adelgazamiento cortical, B) Incremento de porosidad cortical. C) micro radiografía de hueso sujeto a cargas de 30 Hz. Fuente: Qin et al. 1998

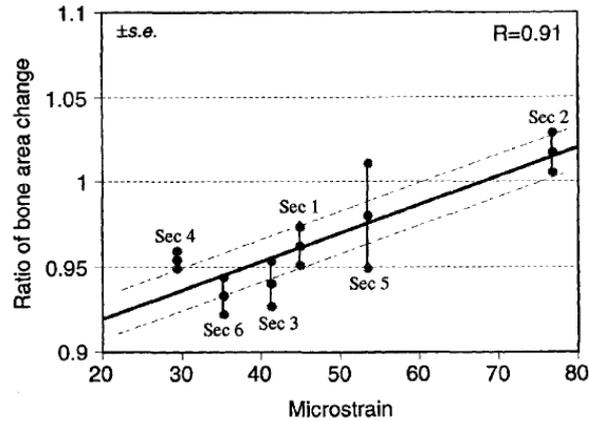


Figura 4.8. Razón de cambio de área ósea y deformación lineal. Fuente: Qin et al. 1998

Entre los trabajos mencionados por Qin, el trabajo de McLeod & Rubin C. (1992) realizó tres pruebas con cargas sinusoidales de duración constante (10 min/día) en huesos cúbito de pavos, variando la frecuencia (pruebas diferentes con 1, 30 y 60 Hz), Así, una exposición de 10 minutos diaria con frecuencia de 1 Hz (equivalente a 600 ciclos) requiere picos de deformación longitudinal inducido de 700 microstrains para mantener la masa ósea (experimento 1). En el segundo experimento, aumentaron el número de ciclos y frecuencia a 18,000 ciclos a 30 Hz encontrando una deformación necesaria para conservar la masa ósea de 400 microstrains. En el tercer experimento se utilizó una frecuencia y número de ciclos superiores, de 60 Hz y 36,000 ciclos respectivamente, picos de deformación normal de 270 microstrain fueron encontrados capaces para mantener el hueso.

Con tales resultados, Qin afirma se ha demostrado sustancialmente diferentes umbrales de deformación para mantener la masa ósea el cual disminuye el mínimo requerido cuando aumenta la frecuencia o número de ciclos.

En la tabla 4.1 se muestra un resumen de los trabajos realizados en huesos cúbito de animales a diferentes frecuencias y número de ciclos y su respectiva deformación encontrado para mantener la masa ósea, diferenciándose una clara relación entre la frecuencia y número de ciclos con la deformación.

Tabla 4.1. Estímulos mecánicos empíricos y su mantenimiento de masa. Fuente: Qin et al. 1998.

Model	Deformación (microstrain)	Frecuencia (Hz)	Número de ciclos diarios
Cúbito gallo	2,000 (Rubin & Lanyon, 1984)	0.5	4
Cúbito pavo	1,000 (Rubin & Lanyon, 1985)	1	100
Tibia humana	850 (Lanyon et al. 1975)	-	1,000
Tibia humana	400 (Lanyon et al. 1975)	-	10,000
Cúbito pavo	700	1	600
Cúbito pavo	400	30	18,000
Cúbito pavo	270	60	36,000
Cúbito pavo	70	30	108,000

B) Trabajos experimentales no invasivos: plataformas vibratorias

Debido a la efectividad de las señales mecánicas de alta frecuencia para el mantenimiento o crecimiento de masa ósea mostrada en los resultados experimentales en animales, el siguiente paso fue llevar estos experimentos con métodos no invasivos en animales y posteriormente en humanos para la evaluación de la efectividad de las vibraciones en prevención de osteoporosis u osteopenia.

La consideración principal de un método para poder experimentar en humanos sobre los efectos de las vibraciones sobre los huesos es que debía de ser **no invasivo**, una señal mecánica que se transmita desde un punto externo como los pies y viaje hasta los huesos más afectados por la osteopenia u osteoporosis como son la cadera y vértebras lumbares, usando vibración de cuerpo entero con base en los pies (WBV).

Los criterios básicos para el diseño y la construcción de una plataforma vibratoria para los trabajos experimentales posteriores fueron evaluados mediante simulaciones con modelos biodinámicos humanos (ANEXO 3), y experimentos en animales y personas siguiendo todos los requisitos de seguridad y salud. Después de muchos trabajos de investigación se llegó a los siguientes resultados:

- a) Alta frecuencia (30 Hz): a mayores frecuencias, la deformación (microstrain) necesaria para mantener o formar nuevo hueso son menores, las frecuencias experimentales fueron 30 – 60 Hz. Se evaluó la vibración de cuerpo entero a frecuencias desde 10 a 40 Hz utilizando el modelo biodinámico estándar ISO 7962 aplicado a un dispositivo vibratorio de un grado de libertad (ver figura A.4 del ANEXO 4), los valores de c_5 , k_5 y m_5 de la plataforma con la que se simuló fueron los del prototipo de experimento (Fritton et al. 1997). Debido a la complejidad de los órganos blandos y rígidos del cuerpo, se tienen varias frecuencias de resonancia y la transmisibilidad varía según la frecuencia, cuando se alcanza la frecuencia de resonancia de la cabeza, causa dolores de cabeza, mareos y dificultad en la visión. En sus resultados de la transmisibilidad a la cabeza (figura 4.9), se presentan resonancia cerca a 10 Hz en el modelo simulado, y para el modelo humano experimental la resonancia aumentó a 16 Hz, a frecuencia de 30 Hz, se midió una transmisibilidad de $50 \pm 8 \%$ a la cabeza. Complementado a esto, estudios trabajados con frecuencia de 30 Hz (Qin et al. 1998; Qin et al. 1995), mostraron efectos osteogénicos, motivo importante para utilizarlo.
- b) Baja magnitud: por la seguridad y la salud de las personas a experimentar, el desplazamiento de estas vibraciones son de baja amplitud. La aceleración de la vibración es menor a 1 g ($1g=9.81 \text{ m/s}^2$), para tener valores de desplazamiento igual o menores de 100 μm . La exposición durante periodos largos a vibraciones de cuerpo entero pueden ser peligrosos para la salud, y cargas repetitivas de gran magnitud pueden generar microdaños en los huesos y otros tejidos del cuerpo, y microcracks en los huesos potencialmente peligroso para personas mayores (Sección 1.6.3).

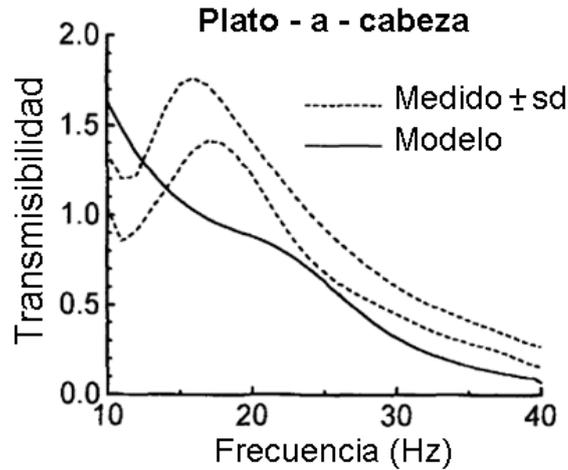


Figura 4.9. Transmisibilidad del plato o punto de contacto a la cabeza, según un modelo biodinámico del ISO 7962 (línea negra) y una persona real medido experimentalmente (líneas punteadas), sd=desviación estándar con 2 valores de k_5 . Fuente: Fritton et al. 1997

C) Vibraciones para la pérdida de masa ósea en vuelos espaciales

Uno de los principales problemas que sufren los astronautas debido a prolongados periodos en el espacio (gravedad cero) es el debilitamiento alarmante de los músculos y huesos al estar liberados de la tensión normal de la gravedad. Los músculos tienden a atrofiarse, mientras que los huesos pierden masa ósea y pierden resistencia.

Estos efectos negativos fueron observados en los 1960's durante los vuelos espaciales de Gemini y posteriormente Soyuz 9, Apollo, Skylab, Salyut 7, Mir y en estaciones espaciales.

Para reducir la atrofia muscular, los astronautas deben ejercitarse varias horas al día con dispositivos con resortes, elásticos, bombas de vacío, entre otros para simular resistencia y el peso del cuerpo (ver figura 4.10 y 4.11). Sin embargo, estas contramedidas no han podido resolver la pérdida de masa en el hueso y su debilitamiento, problema que ha sido motivo de investigación por muchos médicos e ingenieros biomédicos (Vibraciones Saludables, 2001).



Figura 4.10. Astronauta llevando un arnés mientras se realizan los ejercicios de resistencia a bordo de la Estación Espacial Internacional. ISS002-E-5508 (Abril, 2001).
Fuente: Gravity Hurts, 2001.



Figura 4.11. Astronauta en dispositivo de presión negativa para inferior del cuerpo. Simula los efectos de la gravedad en la parte inferior del cuerpo. NASA foto ID: SL3-108-1278. Fuente: Gravity Hurts, 2001.

Este debilitamiento de los huesos debida a la pérdida progresiva de masa ósea es peligroso para los astronautas al momento de regresar a un ambiente con gravedad, como la tierra. Estudios en cosmonautas y astronautas que pasaron muchos meses en la Estación Espacial Mir revelaron que se puede llegar a perder en promedio en el espacio de **1 a 2 por ciento de masa ósea por mes**. Los viajeros espaciales experimentan esta pérdida típicamente en la mitad inferior del cuerpo (los que soportan el peso), particularmente en las **vértebras lumbares** y en los **huesos de la pierna**. La disminución de masa ósea provoca un **aumento en los niveles de calcio** en la sangre, el cual incrementa el riesgo de cálculos renales (Space Bone, 2001).

Frente a este problema, un grupo de científicos, patrocinados por la NASA, propusieron que los astronautas podrían prevenir la pérdida de masa ósea parándose sobre una plataforma vibratoria con frecuencia en el rango de **30 a 90 Hz**, y una **aceleración 0.3g** (aprox. un tercio de la gravedad) durante unos 10 ó 20 minutos al día, sosteniéndose sobre ella con la ayuda de unas bandas elásticas, mientras continúan haciendo otras tareas.

Dr. Clinton Rubin, profesor y presidente del Departamento de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Stony Brook e investigador principal de este estudio, sugiere que, un gran número de pequeñas vibraciones de alta frecuencia envíen la señal para la formación de huesos, aplicadas a los huesos al flexionarlos durante actividades comunes, como estar de pie o caminando. Las células musculares individuales (que se encuentran a todo lo largo de los músculos esqueléticos) no pueden proveer un jalón constante - solo pueden aplicar "contracciones" rápidas cuya frecuencia varía entre 10 y 100 Hz. Para crear un jalón constante, el cerebro activa grupos de células musculares (llamadas "unidades motoras") en un patrón rápido y repetitivo.



Figura 4.12. A la izquierda: plataformas vibratoria usada en experimentos en pavos, ovejas y ratas, a la derecha: el investigador principal, Dr. Clinton Rubin.

4.1.2 Estudios experimentales con vibraciones BMAF

El objetivo principal de los diversos estudios experimentales con estas señales de baja magnitud y alta frecuencia, (BMAF), es validar cuan eficaz es como tratamiento no invasivo y no farmacéutico para enfermedades óseas como osteoporosis y osteopenia.

Por tratarse de vibraciones suaves ($< 0.5g$), generalmente los experimentos tienen un tiempo de exposición de 10 a 20 minutos al día, de 5 días/semana a más, por seis meses o un año.

Inhibir la rápida pérdida de masa ósea debida a la menopausia, revertir la osteoporosis en niños con condiciones de discapacidad, promover la calidad y cantidad ósea, así como la masa muscular en mujeres jóvenes con osteopenia, y disminuir la pérdida de estabilidad postural provenientes de reposos extendidos en cama, son algunos de los beneficios otorgados al tratamiento con vibraciones de muy baja magnitud.

A) Evaluación de potenciales efectos anabólicos en fémur de ovejas

Para evaluar si estos estímulos mecánicos no invasivos transmitidos por los pies al esqueleto axial tienen efectos anabólicos y mejorar el estado estructural en los huesos largos se han realizado pruebas en ovejas adultas utilizando vibraciones con las características señaladas anteriormente. Un experimento que duró 12 meses, con 18 ovejas maduras las cuales fueron separadas en dos grupos, experimental y control (sin vibración). En las nueve ovejas experimentales se expuso sólo su miembro posterior a una señal con aceleración pico a pico de $0.3 g$ ($2.9 m/s^2$) y una frecuencia de $30 Hz$ (figura 4.13). El régimen de tratamiento consistió en $20 min/día$ por $5 días/semana$ por un año.

Para medir la deformación local (microstrains μs) en la diáfisis tibial del hueso posterior, se colocaron tres medidores de deformación roseta de tres elementos (Modelo FRA-2-11, TML Gauges, Kenkyujo, Japón) en las ovejas. Estos medidores roseta indicaron una deformación de $5 \mu s$, una milésima de la deformación necesaria para producir una falla por fluencia en los huesos (Carter et al. 1981, citado por Rubin et al. 2002b).

Mediante éste estudio de un año se han evaluado el cambio de densidad trabecular y cortical en un corte del fémur proximal (lado de la cadera) usando tomografía cuantitativa computarizada periférica (pQCT) y examinación histomorfométrica (Rubin et al. 2012a), así como el efecto en la cantidad (número trabecular y factor patrón de hueso trabecular) y calidad del hueso trabecular (rigidez y resistencia) en el cóndilo femoral distal (ver figura 4.16) utilizando modelo en 3D de hueso trabecular (figura 4.14) con microtomografía computarizada (Rubin et al. 2002b).

En el primer trabajo se observó mediante la técnica de pQCT un aumento de 34.2% en la densidad trabecular del fémur proximal en las ovejas expuestas comparado con las de control. Mediante examinación histomorfométrica⁷ se observó un aumento de 32% de volumen óseo por volumen total (figura 4.13). En términos de los índices morfométricos óseos utilizados para el análisis de la microarquitectura en 3D de hueso canceloso, el número trabecular⁸ (Tb.N) incrementó en 45.6% , y el espacio trabecular (Tb.Sp) disminuyó en 36.1% , indicando la formación de hueso canceloso nuevo. Sin embargo no

⁷ Forma de tejido óseo.

⁸ Definido como número de veces que se atraviesan las trabéculas por unidad de longitud por una vía arbitraria a través del volumen de interés.

se observó un aumento en el hueso radio, lo que podría indicar que la respuesta adaptativa es local y no sistémica. En el hueso cortical no se observaron cambios significativos.

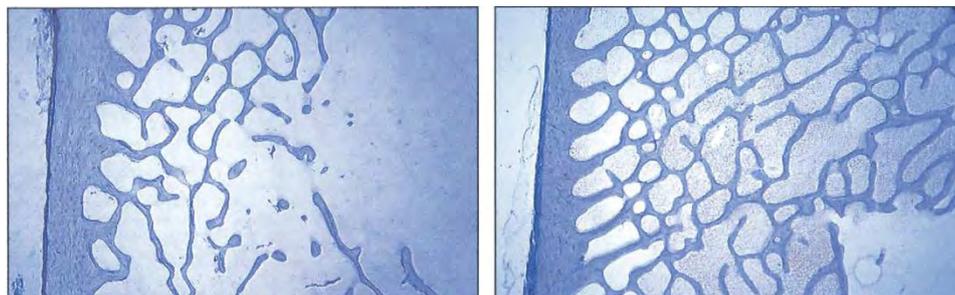


Figura 4.13. Fotomicrografías de una región de fémur proximal en oveja de control (izquierda) y una sometida al experimento (derecha) que muestran un efecto anabólico mostrado por el alto número de elementos trabeculares. Fuente: Rubin et al. 2002a.

En el segundo experimento, se examinaron los cóndilos distal femoral del miembro posterior de las ovejas usando tomografía microcompuntarizada (μ CT). Dentro de sus resultados se resalta que el contenido mineral óseo (BMC) en los animales en experimentación es 10.6% mayor que los de control, el número trabecular (Tb.N) es 8.3% mayor que los de control y la separación trabecular (Tb. Sp) es menor por 11.3%, esto indica que la cantidad ósea se incrementó por la creación de nuevas trabéculas (aumento de Tb.N) y por engrosamiento de las nuevas trabéculas (disminución de Tb.Sp).

Otro índice morfométrico óseo evaluado es el factor de patrón trabecular (Tb.Pf) que describe cuantitativamente la conectividad trabecular, disminuyó⁹ en 24.2%, que indica para Rubin y colaboradores la adaptación de la morfología trabecular de forma de barra a forma de placa. Cambios en las propiedades mecánicas del hueso simuladas por microCT fueron observadas en la dirección longitudinal, aumento de la rigidez en 12.1% y aumento en la resistencia de 26.7%, mientras que en las direcciones AL (anteroposterior) y ML (mediolateral) no se observaron cambios significativos. Estos resultados indican que la calidad ósea, fue mayor en los animales de experimento que los de control, preferentemente orientada a la dirección de las vibraciones,

⁹ Índice de conectividad inverso, cuanto más alto es el valor de Tb.Pf menos conectadas están las trabéculas (sección 4.2.2).

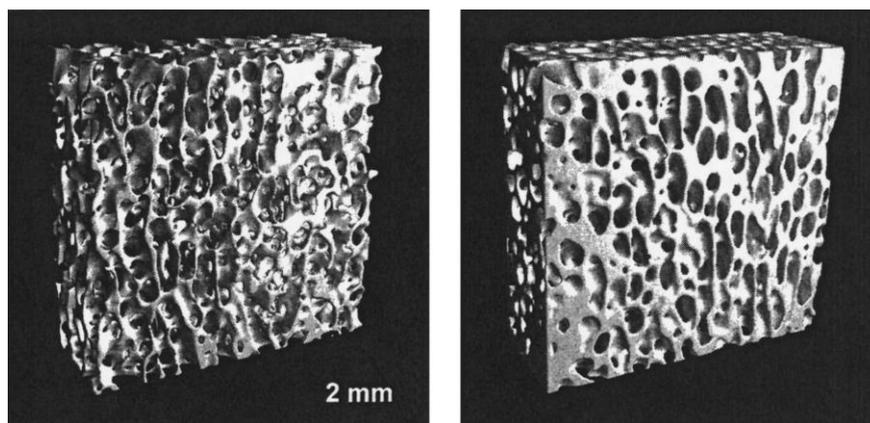


Figura 4.14. Reconstrucción tridimensional de hueso trabecular del fémur distal de una oveja en control (izquierda) comparado con la misma región del fémur de la oveja en experimento (derecha). Fuente: Rubin et al. 2002b.

B) Evaluación de efectos anti-resortivos en huesos de ratas

A la par que se ha evaluado experimentalmente si estas señales mecánicas tienen efectos anabólicos, y mejorar cuantitativa y cualitativamente, también se ha trabajado experimentalmente para verificar un potencial antiresortivo, en modelos con osteopenia por desuso. Ratas adultas hembras (Sprague - Dowley) con remodelación resortiva, estimulado por desuso, fueron expuestas por 10 min/día, a una aceleración igual de $0.25g_{p-p}$ y frecuencia de 90 Hz y evaluadas posteriormente la tibia proximal de los miembros inferiores de cada una (Rubin et al. 2001). El protocolo constaba de seis grupos para experimentos diferentes: el primer grupo fueron asignados como línea base de control (BLC, $n=15$), normal carga del peso control (LTC, $n=30$), normal cargados de peso con 10 min/día con las vibraciones de 0.25 g (MS, $n=21$), animales sometidos a desuso de los miembros posteriores por suspensión (Dis, $n=11$), animales sometidos a desuso interrumpidos por la normal carga del peso por 10 min/día (Dis +WB, $n=7$), y desuso interrumpido por vibraciones de 10 min/día (Dis+ MS, $n=19$). El protocolo duró 28 días y los experimentos con vibraciones fueron 5 días/semana.

Para las examinaciones histomorfométricas se sacrificaron los animales al terminar el protocolo experimental (las ratas de línea base de control fueron sacrificadas un día antes de empezar el experimento). El software utilizado para determinar los índices morfométricos (ver Sección 4.2.2) como tasa de formación trabecular ósea por volumen óseo (BFR/BV), superficie mineralizada por superficie óseo (MS/BS), tasa de aposición mineral (MAR), y superficie ósea (BS) fue OsteoMetrics, Atlanta

Después de los 28 días de experimento, con respecto de las ratas estimuladas adicionalmente con vibraciones (MS) y las ratas de control normales (LTC) se observó un aumento de 97% de BFR/BV en la tibia proximal, mientras que en MS/BS el aumento fue de 52% y en MAR de 45%. En los casos de desuso, el porcentaje de índices morfométricos indican una menor disminución en el caso de desuso interrumpido por 10 minutos de vibraciones de 90 Hz con respecto al desuso interrumpido por 10 minutos de carga de peso normal. El BFR/BV disminuyó a 7%, mientras que MS/BS disminuyó 6%, y MAR en 1% (figura 4.15). Si bien la breve exposición a vibraciones, no compensaron de todo la resorción por desuso, los valores no fueron significativamente diferentes, alcanzando

mejores índices respecto al desuso interrumpido por actividad normal (carga del peso) por 10 minutos al día.

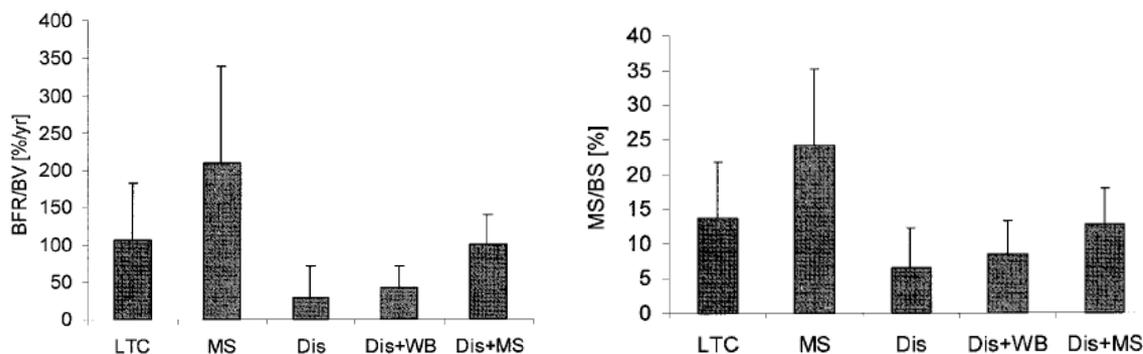


Figura 4.15. Índices morfométricos de BFR/BV (izquierda) y MS/BS (derecha) de los cinco grupos LTC, MS, Dis, Dis+ WB y Dis+ MS, en la tibia proximal posterior.

C) Transmisibilidad de vibraciones de 15 Hz a 35 Hz a la cadera y columna

Con el objetivo de establecer si estas señales mecánicas de muy baja magnitud pueden ser de llegar eficientemente hasta es esqueleto, específicamente el fémur proximal y vertebras lumbares, Rubin y sus colaboradores (2003), publicaron los resultados experimentales tomados de seis voluntarios a estas vibraciones en posiciones de pie: erecto, relajado y con las rodillas flexionadas. Con un equipo de trabajo de médicos e ingenieros se ubicaron pines subcutáneos fijados a acelerómetros (Endevco 7265A-HS) en el trocánter mayor y en el proceso espinoso de la vértebra lumbar L4 (figura 4.16). La plataforma vibratoria varió su frecuencia de 15 Hz a 35 Hz, de hasta 1g pico a pico.

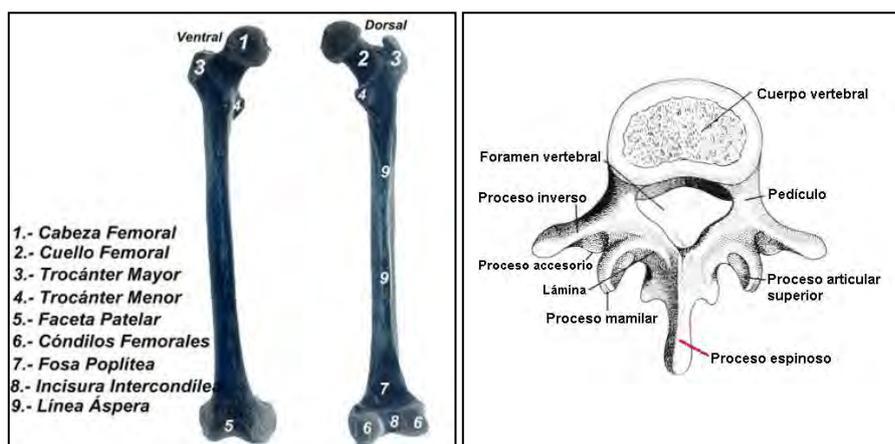


Figura 4. 16. Localización del trocánter mayor (izquierda) y proceso espinoso de vértebra lumbar (derecha).

En la figura 4.17 se muestran la información obtenida de un sujeto en posición relajado de pie sobre la plataforma vibratoria a 30 Hz y una aceleración de 0.2 g_{p-p} medida en el plato (línea sólida), la aceleración en la L4 (línea discontinua) y la aceleración en el trocánter (línea punteada). Se observa una transmisibilidad en ambos cadera y espina de 85% con respecto a la base, seguida de un desfase en la espina (ϕ_s) y en el trocánter (ϕ_h).

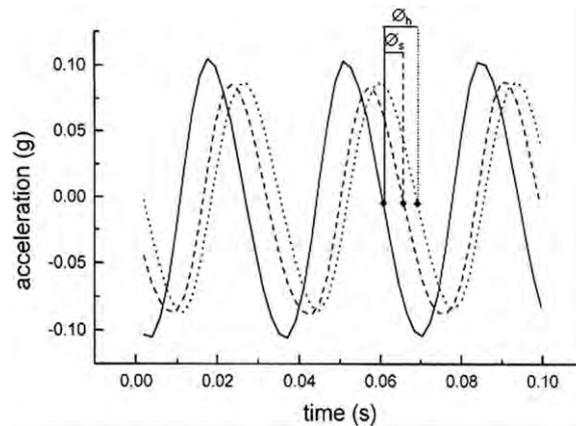


Figura 4.17. Transmisibilidad de 85% a la cadera y columna lumbar y un notable desfase, en una persona en posición relajada parado sobre una plataforma con 30 Hz y aceleración de $0.2 \text{ g}_{\text{p-p}}$. Fuente: Rubin et al. 2003.

Para ver la efectividad de estas señales mecánicas en diferentes posiciones de pie (erecto y relajado) y con las rodillas dobladas 20 grados, Rubin y colaboradores, desarrollaron también pruebas para medir la transmisibilidad a diferentes frecuencias de 15 Hz a 35 Hz y con una aceleración de muy baja magnitud constante. La posición con menor transmisibilidad, como se muestra en la figura 4.18, es con las rodillas flexionadas, en la cadera llega a valores menores del 50% para frecuencias mayores de 20 Hz (E), mientras que en la vértebra L4, su máximo valor de transmisibilidad es de 80% a 22 Hz y va disminuyendo a mayores frecuencias (F).

Las posiciones de relajado y erecto de pie, muestran para el caso de la cadera, una resonancia a frecuencias menores de 20 Hz, con una transmisibilidad de 130 %, que disminuye rápidamente a medida que aumenta la frecuencia.

Para el caso de la columna, en estas posiciones, no se presentan ninguna frecuencia de resonancia, siendo la transmisibilidad en ambos casos menores de 100 %, y la posición de relajado (D) el de menor valor a 30 Hz con 60 %.

Por lo general, la transmisibilidad disminuye a medida que aumenta la frecuencia, para diferentes posiciones en la cadera y en la columna, esto quiere decir, que para 30 Hz la señal mecánica transmitida por los pies llega en más del 50 % a los destinos con los que se quiere trabajar por ser más vulnerables a perder masa ósea en una osteopenia.

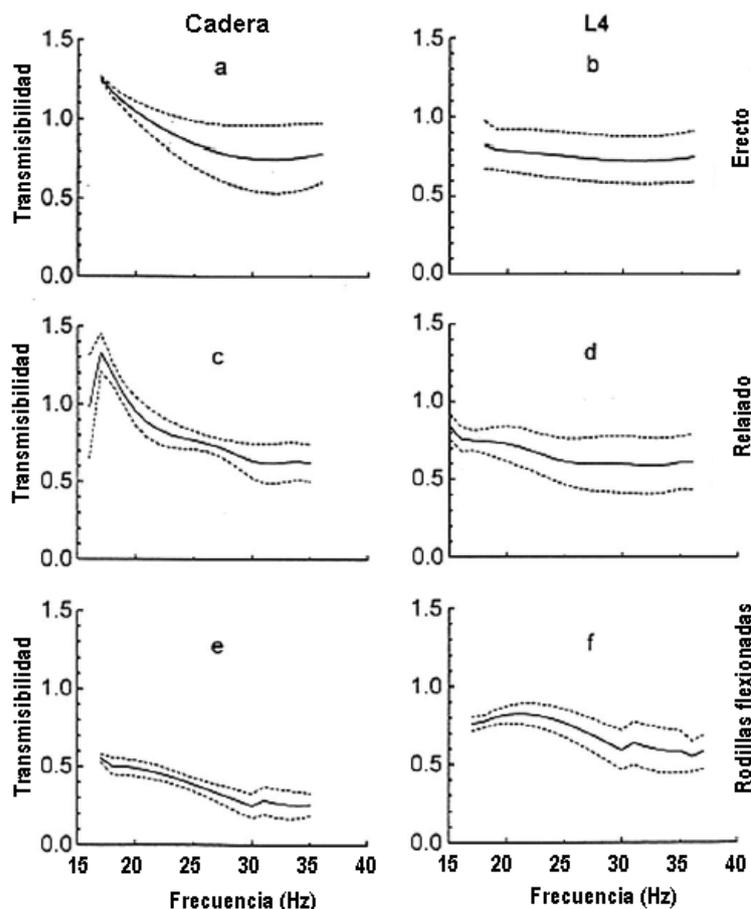


Figura 4.18. Transmisibilidad (\pm sd) de vibración de bajo magnitud y alta frecuencia de la base a la cadera (izquierda) y a la columna lumbar L4 (derecha) de cinco voluntarios. Fuente: Rubin et al. 2003.

D) Prevención de pérdida de masa ósea en mujeres postmenopáusicas

Dentro de los ensayos clínicos realizados, se ha examinado si tales señales mecánicas de baja magnitud, inducidas no invasivamente en el sistema musculo-esquelético, son capaces de disminuir la pérdida de masa ósea que le sigue a la menopausia en algunas mujeres (Rubin et al. 2004).

Para la selección de las mujeres a experimentar se consideraron unos criterios de exclusión que influyan significativamente por ser casos de estudio particulares, como intervención de alguna intervención farmacológica para osteopenia en los últimos 6 meses, ningún uso de esteroides, estado de fumador actual, consumo de alcohol excesivo (mayor a dos tragos/día), evidencia de osteomalacia, osteogénesis imperfecta, prolongada inmovilización del esqueleto axial o apendicular en los últimos tres años. También fueron excluidas pacientes con evidencia física o radiológica de fracturas u otra osteopatía.

Por lo riguroso de un ensayo clínico, el protocolo y estudio diseñado fue revisado y aceptado por el Comité de Uso Humano de la Universidad de Creighton (Omaha, Nebraska, EEUU).

El ensayo contó con 70 mujeres de 3 – 8 años pasada la menopausia, las cuales fueron divididas en dos grupos iguales, uno para el dispositivo activo y el otro grupo para dispositivo placebo. Las mujeres expuestas en el dispositivo activo, estuvieron expuestas a 10 minutos/día, con aceleración vertical de 0.2g pico a pico (2.0 m/s^2), y frecuencia de 30

Hz. Para medir la densidad mineral ósea (DMO) en la columna, cadera, fémur (cuello y trocánter) y radio distal, fue utilizada la técnica de absorciometría de rayos x de doble energía (DXA). Estas mediciones se hicieron al comenzar, a los 3, 6 y 12 meses.

Para la evaluación de los resultados se clasificó según la obediencia de tratamiento diario, habiendo tres niveles: bajo (59.1%), medio (76.6%), y alto (85.9%). También se consideró el criterio de la importancia del peso del paciente para la evaluación de resultados ($< \text{o} \geq 65$ kg) y separadas para los anteriores casos en placebo y activo.

Con una obediencia de exposición diaria ALTA activo y placebo (86%), las mujeres del grupo placebo presentaron pérdida promedio de DMO de 2.13% en el cuello femoral después del año, mientras que las mujeres con tratamiento presentaron ganancia de 0.04% (beneficio relativo neto de tratamiento 2.17%). En la espina lumbar, la disminución observada al final del año en grupo placebo fue 1.6%, y en el grupo activo la pérdida se redujo a 0.10% (beneficio relativo del tratamiento 1.5%). El beneficio neto relativo en el trocánter de fémur fue menor (1.23%). En la figura 4.19, se grafican los resultados de porcentaje de cambio de DMO en cada zona (cuello, trocánter, espina y radio), para cada grupo activo de baja, medio y alta obediencia, el porcentaje de placebo es la media del porcentaje promedio de cada nivel de obediencia.

Considerando el factor del peso del paciente, en las mujeres más livianas (< 65 kg), y con obediencia alta, se observó un significativo beneficio relativo en la espina (3.35%), trocánter (1.92%), y en el cuello femoral (2.10%), graficados en la figura 4.20.

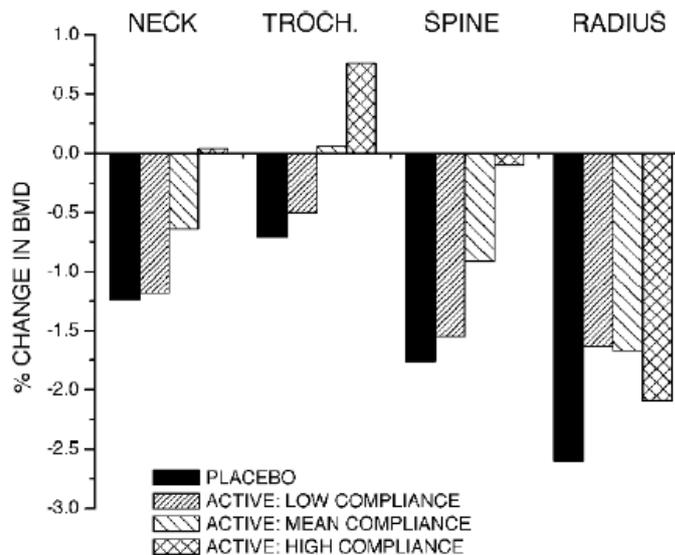


Figura 4.19. Dependencia de la obediencia a tratamiento diario (alta, media y baja), y el porcentaje de cambio de DMO, en las cuatro regiones evaluadas. El valor de placebo es la media de los valores de las tres obediencias. Fuente: Rubin et al. 2004.

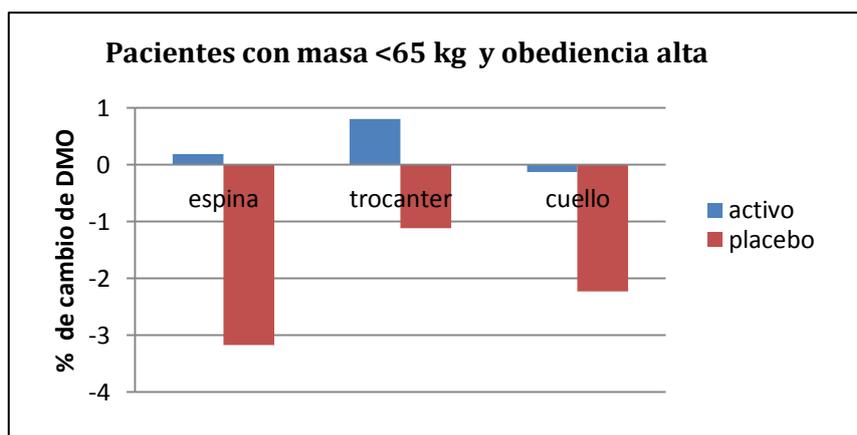


Figura 4.20. Porcentajes de cambio de DMO en pacientes de masa menor a 65 kg y obediencia alta, en las distintas regiones óseas. Adaptado de la tabla 3 de Rubin *et al.* 2004

E) Vibraciones BMAF en mujeres jóvenes de baja densidad ósea

Para evaluar los beneficios potenciales de la breve exposición a estas señales mecánicas en el sistema musculoesquelético en mujeres jóvenes con baja densidad ósea, se realizó un ensayo clínico con características de vibración de baja magnitud (0.3g) y alta frecuencia (30 Hz) en 48 mujeres jóvenes (de 15 a 20 años) con al menos historia clínica de una fractura ósea, 24 de ellas fueron expuestas a 10 minutos diariamente por 12 meses, y las otras 24 sirvieron de control (Gilzans *et al.* 2006). Mediante QCT se realizó pruebas al inicio y al final del estudio para evaluar los cambios en los músculos (área de sección transversal) y huesos (DMO volumétricos) axiales y apendiculares tanto de control como experimental (tabla 4.2).

Para los fines del estudio la musculatura paravertebral se consideró como las áreas combinadas de los músculos iliopsoas, erector de la columna y los cuadrado lumbares (ubicación de los músculos en la figura 4.21).

Tabla 4.2. Músculos y huesos evaluados en experimento de Gilzans *et al.* 2006.

Axial		Apendicular	
Músculos paravertebrales: Área de sección transversal	cm ²	Músculo cuádriceps femoral: Área de sección transversal	cm ²
Vértebrae lumbares: DMO trabecular	mg/cm ³	Fémur: Área de sección transversal Área de hueso cortical	cm ²

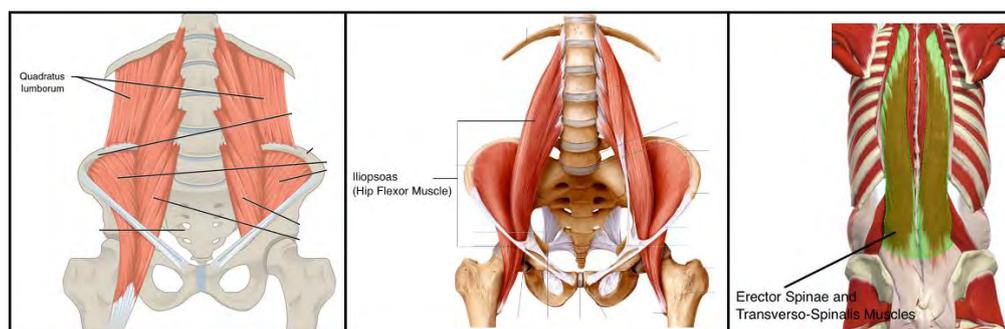


Figura 4.21. Músculos considerados en la musculatura paravertebral en experimento.

Por ser un experimento clínico y por la importancia estadísticas e intrínsecos de los resultados para el análisis de los resultados después de los 12 meses de tratamiento, los autores (Gilzans et al) consideraron dos criterios:

Análisis por Intento de tratamiento (AIT): consistió en analizar a los pacientes dentro del grupo al cual fueron originalmente asignados (control o experimental, N=24 para cada uno), sin importar si los pacientes siguieron el tratamiento en su mayoría o por igual (obediencia). Al finalizar los 12 meses, hubieron pacientes cuya obediencia fue menor al 25% de minutos a vibración, por lo que su respuesta al tratamiento podría ser menor al que se obtendría con una obediencia mayor, desfavorece los resultados del grupo experimental.

Análisis por protocolo (APP): Se analizaron los resultados considerando cuartiles de obediencia dividido en 25%, 50%, 75% y 100% (N=6 cada uno) y los de control. En el grupo experimental se consideraron los pacientes con obediencia mayor al 25% de los minutos (≥ 2.5 min/día, N=18), por el contrario el nuevo grupo control se consideraron a los control del principio y los pacientes con menor obediencia (N=30). Este tipo de análisis favorece observar los resultados según su “respuesta a la dosis”, y ver que tan efectivo es el tratamiento original (300 min/año).

Al finalizar los 12 meses, usando AIT, el DMO del hueso trabecular de las vertebrae en el grupo experimental aumentó 2.1% (beneficio relativo¹⁰ 2.0%), el área del fémur cortical en el grupo experimental aumentó 3.4% (beneficio relativo 2.3%), mientras que la musculatura paravertebral en el grupo experimental aumentó en un 5.4 % (beneficio relativo 4.9%).

Utilizando APP, las ganancias en ambos, músculos y huesos fueron fuertemente correlacionados con los tres cuartiles más altos de obediencia (figura 4.22), observándose beneficios relativos en los grupos experimentales de 3.9% de incremento en DMO trabecular de vértebras, aumento de 2.9% del área cortical del fémur, y 7.2% de aumento en la musculatura paravertebral.

Estos resultados reflejarían que la exposición a más de 2 minutos al día de tales señales mecánicas de baja magnitud, favorecen tanto al esqueleto como músculo axial y apendicular que soportan carga, en mujeres jóvenes de baja DMO.

¹⁰ Beneficio relativo compara los cambios en el grupo experimental y grupo de control.

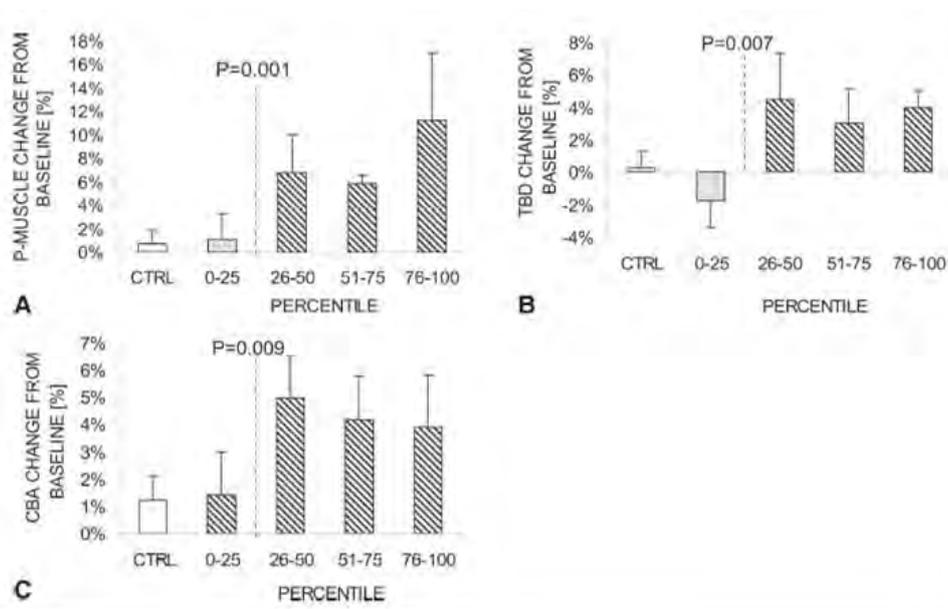


Figura 4.22. Porcentaje de cambio medido al año en (A) musculatura paravertebral (B) DMO trabecular vertebral (C) área cortical femoral, en sujetos control y de experimento de cada cuartil de obediencia en porcentaje. Fuente: Gilzans et al. 2006.

F) Vibraciones osteogénicas en niños con discapacidad

Para evaluar las propiedades osteogénicas de las señales mecánicas de baja magnitud, en pacientes con distintas causas de osteopenia u osteoporosis, Ward y colaboradores (2004), evaluaron la densidad mineral ósea volumétrica trabecular (vTBMD; mg/ml) de la tibia proximal y espina lumbar (L2) de un grupo de niños con discapacidad de locomoción por displasia cerebral comparando expuestos a estas señales de baja magnitud mediante una plataforma vibratoria con otro grupo de niños con discapacidad no expuestos a vibraciones diarias.

Se tomaron 20 niños al azar (edad promedio 9.1 ± 4.3 años), con el consentimiento por escrito de sus padres, los cuales fueron divididos al azar en dos grupos, 10 niños que estuvieron expuestos a vibraciones del dispositivo con magnitud de 0.3 g y a 90 Hz y 10 niños que fueron colocados en los dispositivos como se muestra en la figura 4.23, pero sin activar las vibraciones (placebo). El trabajo de experimentación duró 6 meses con un régimen de 10 min/día y 5 días/semana para todos los casos.

Las mediciones se hicieron utilizando tomografía cuantitativa computarizada (QCT) 3-D para determinar si el tratamiento tiene efecto en el hueso cortical diafisial.

Resultados. Después de seis meses, el principal cambio en el vTBMD de la tibia proximal en los niños que se pararon en los dispositivos activos fue un aumento de 6.27 mg/ml (+6.3%). En los niños que se pararon en los dispositivos placebo, el vTBMD disminuyó en -9.45 mg/ml (-11.9%). EL beneficio neto reportado del tratamiento fue children who stood on placebo devices, vTBMD decreased Thus, the net benefit of 15.72 mg/ml (17.7%). En la columna (L2) el beneficio neto del tratamiento fue menor, comparado con el placebo fue 6.72 mg/ml.

Estos resultados del experimento piloto de Ward y sus colaboradores, mostraron por primera vez que los estímulos mecánicos de muy baja magnitud y alta frecuencia son anabólicos en el hueso trabecular en los niños, podría proveer un sustituto de la actividad muscular ante la discapacidad.

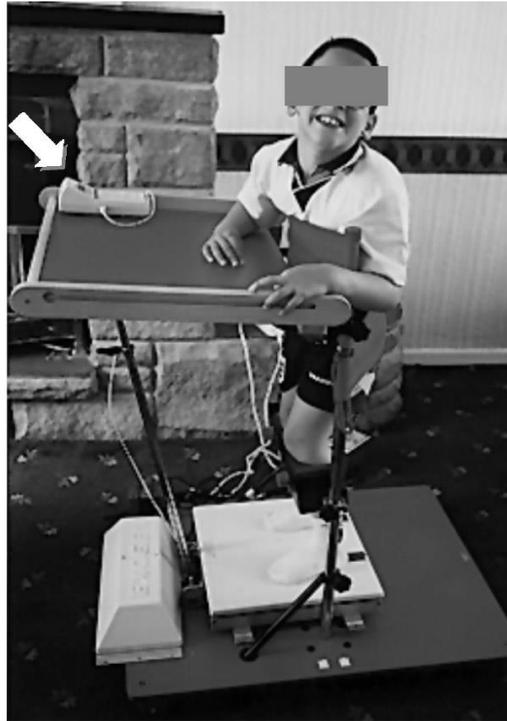


Figura 4.23. Niño con discapacidad parado sobre dispositivo vibratorio

G) Vibración aplicadas en ausencia de peso

Los efectos osteogénicos de estas señales de baja magnitud se han estudiado utilizando la carga del peso en los sujetos expuestos, atribuyéndose y evaluando estos efectos en huesos como fémur y vertebras, mediante terapia de pie a través del esqueleto axial.

Un trabajo para evaluar los efectos anabólicos de vibraciones transmitidas en sentido donde no intervenga el peso del cuerpo, en ratones de laboratorio fue realizado por Garman y colaboradores en 2007.

Ocho ratones de laboratorio hembras C57BL/6J (B6) fueron sometidos en la tibia izquierda en posición echada y formando un ángulo de 120° (figura 4.24) a dos aceleraciones distintas (0.3g y 0.6g) y una frecuencia de 45 Hz, 10 min/día, 5días/semana durante tres semanas, mientras que la tibia derecha sirvió como control interno.

Después de las tres semanas, la tasa de formación de hueso trabecular (BFR) metafisial y el porcentaje de mineralización de superficie (MS/BS) fueron 88% y 64% mayor respectivamente en la tibia acelerada a 0.3g que su control interno. A intensidad de 0.6g la tasa de formación ósea (BFR) y la tasa de aposición mineral (MAR) fueron 66% y 22% mayores en la tibia acelerada con respecto a su contralateral. Con respecto a los cambios morfológicos óseo fueron evidentes sólo en la epífisis, donde la tibia estimulada a 0.6g mostró cambios significativos en área cortical mayor (+8%), y engrosamiento cortical (+8%) con respecto a la tibia contralateral, mientras que a 0.3g y en la diáfisis no mejoraron significativamente estos valores.

Con tales resultados se podría sugerir que tales vibraciones pueden ser osteogénicas en la formación de hueso y morfológicamente, independientemente de la dirección de carga de peso, aunque no se han experimentado clínicamente aún.

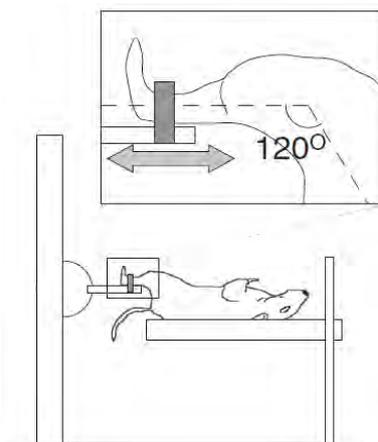


Figura 4.24. Esquema experimental desarrollado en la tibia de los ratones. Fuente: Garman et al. 2007.

H) Otros trabajos relacionados

1) Transmisibilidad de LIV en personas con lesión en médula espinal

Las personas que han sufrido de lesiones en la médula espinal desarrollan una marcada pérdida de masa ósea por la parálisis e inmovilización. Para poder evaluar si el tratamiento con estas vibraciones de baja magnitud puede tener algún efecto benéfico en la conservación de la masa ósea sin perjudicar la lesión, se midió la transmisibilidad de estas señales a través del esqueleto axial, mediante acelerómetro CXL10HF3 (Crossbow Technology) y la información guardada a 1000 Hz con un sistema de adquisición de datos de 16 bit.

Asselin y colaboradores, en el 2011, ensayaron con 7 personas con lesión de médula espinal (LME) y 10 personas sanas como control, para medir la transmisibilidad a la cabeza a diferentes intensidades de aceleración pico a pico (0.27g y 0.44g) con frecuencia 34 Hz y a diferentes ángulos de inclinación de la cama (15, 30, and 45°), como se muestra en la figura 4.25, utilizando dispositivo modificado para investigación Juven Medic¹¹. En este experimento no se midió ningún cambio en el DMO o volumétrica.

Para una aceleración de 0.27g, el grupo con LME tuvo una transmisibilidad promedio de 25, 34, y 43% y el de control transmitió 28, 45 y 57% en el cráneo a un ángulo de inclinación de 15, 30, y 45° respectivamente.

Con aceleración de 0.44g, el grupo con MDE tuvo una transmisibilidad promedio de 17, 23, y 32% y el de control transmitió 24, 40 y 59% en el cráneo a un ángulo de inclinación de 15, 30, y 45° respectivamente.

A medida que la aceleración aumenta (<1g), la transmisibilidad disminuye, por el contrario, cuando aumenta grado de inclinación, la transmisibilidad aumenta, tanto para personas con LME como sanas, siendo siempre menor la transmisibilidad en LME que los de control.

¹¹ Página web: <http://www.juvent.com/>



Figura 4.25. Persona con lesión de columna, expuesta a vibraciones de baja magnitud, sujetado a una cama con ángulo de 45 grados. Fuente: Asselin et al. 2011.

2) VIBES vibraciones para mejorar la densidad ósea en personas mayores

En el instituto de Investigación de Envejecimiento (Boston, USA) se está realizando actualmente una investigación de 2 años sobre los efectos de la exposición en personas mayores a señales mecánicas de baja magnitud y evaluación de la densidad mineral ósea y microarquitectura (Kiel et al. 2010).

Este estudio denominado VIBES (Vibration to Improve Bone density in Elderly Subjects) se viene realizando con 200 personas mayores de 60 años (con rigurosos criterios de inclusión y de exclusión según historia clínica), hombres y mujeres, con densidad mineral ósea de entrada medida por DEXA¹² entre -1 y -2.5. Un grupo fue expuesto a las plataformas con vibraciones por 10 min/día (experimental) y los otros a plataformas ficticias (control), como se observa en la figura 4.26.

La toma de datos para la evaluación se realizará al iniciar, al año y a los dos años, y se evaluará la densidad mineral ósea de cadera y vértebra lumbar (L1 y L2) medida por absorciometría de rayos X y por tomografía computarizada cuantitativa (QCT). Para el análisis principal se compararán los cambios medios desde el inicio, al año y al final de la densidad ósea volumétrica tomada por QCT en activos y control. Los análisis secundarios compararán cambios en marcadores bioquímicos de recambio óseo.

Los resultados para las regiones incluirían volumen de tejido trabecular y cortical (cm³), contenido mineral óseo (BMC,g) y densidad mineral óseo volumétrica (vBMD, g/cm³) y área de sección transversal (figura 4.27).

¹² Absorciometría dual de rayos X.



Figura 4.26. Persona mayor expuesta a VIBES. Fuente: Kiel et al. 2010.

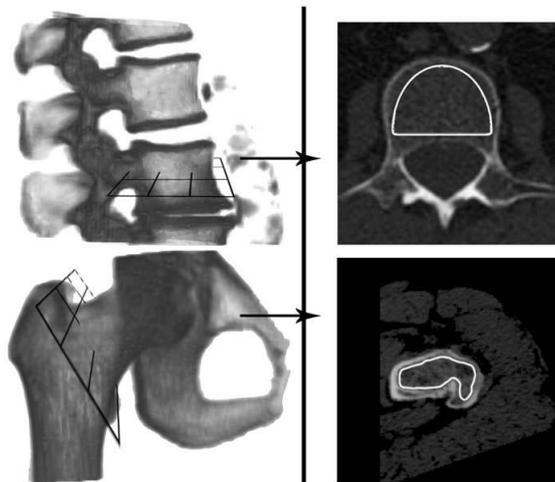


Figura 4.27. Imágenes representativas de escaneo por QCT tomadas de la vértebra lumbar y fémur proximal. Los planos mostrados para cada región de la izquierda corresponden a la sección transversal de la derecha. Fuente: Kiel et al. 2010.

4.1.3 Dispositivos vibratorio de baja magnitud en el mercado

A) LivMD

LivMD (Low intensity vibration) es un dispositivo de Marodyne Medical, diseñado por su Director Científico Oficial PhD Rubin y el equipo de científicos de expertos en el área de vibraciones de baja intensidad.

Marodyne Medical es una compañía de investigación y desarrollo fundada hace 25 años por el “National Institutes of Health” (NIH), “National Aeronautics and Space Administration” (NASA) y “National Science Foundation” (NSF).

LivMD se muestra como una solución de base científica segura para la salud determinado por la International Organization for Standardization (ISO) y Occupational Safety and Health Administration (OSHA).

1) Características de LivMD

Esta plataforma vibratoria de tipo vertical provee de una señal de 30 Hz de frecuencia y con una intensidad de 0.3g (menor de 100 μ m).

Compacta, tamaño de una balanza (figura 4.28).

Calibración automática para cada usuario, según el peso, masa y postura.



Figura 4.28. Plataforma vibratoria LivMD de baja intensidad.

2) Beneficios propuestos de usar LivMD

Entre los beneficios promovidos destacan (página web Marodyne LivMD, 2013):

- Activación muscular en personas mayores.
- Mejora la salud muscular, promueve la construcción de la masa muscular, la tonificación de los reflejos musculares y el sistema musculo-esquelético (ver figura 4.29).
- Restauración de la movilidad de las articulaciones. Ayuda a recuperar la flexibilidad articular y mejorar el rango de movimiento.
- Reduce el dolor de espalda durante el reposo en cama crónica, así como la preservación de la forma del disco intervertebral.
- Aumenta la energía, aumenta el flujo sanguíneo y mejora la circulación de oxígeno.
- Ayuda en la estabilidad postural.
- Tratamiento complementario de la obesidad. LivMD es un tratamiento complementario.



Figura 4.29. Imagen publicitaria por LivMD de los beneficios propuestos.

3) Comparación con otras plataforma vibratorias

En la tabla 4.2 se muestra una tabla comparativa sobre la máxima fuerza de gravedad G utilizado, frecuencia utilizada y desplazamiento de vibración (o nivel), así como los niveles vibratorios aprobados por diferentes Estándares Internacionales como OSHAS, ISO, etc. Además del seguimiento de estándares de calidad y diseño, entre LivMD y otras marcas conocidas del mercado.

Valores altos de “g” pueden resultar perjudiciales para la salud, en personas mayores, con alguna enfermedad o a exposiciones no adecuadas, según lo explicado en la sección 1.6.3 de contraindicaciones de plataformas vibraciones y figura 1.14 de Umbrales de duración de exposición de tolerancia humana según ISO 2631.

Tabla 4.2. Comparación de LivMD con otros dispositivos vibratorios del mercado.
Fuente: página web Marodyne Medical LivMD (2013).

MODEL	PRICE	MAX G Force	Frequency	Vibration Level	Approved Vibration Levels					Quality & Design Standards				
					OSHA	ISO	NIOSH	CDC	FDA	MHRA	ISO	MIL-SPEC	CE	MHRA
Marodyne LivMD	\$1995	0.5g	20-50 Hz	< 1 mm	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y
Soloflex WBV platform	\$445	1.1g	28-60 Hz	n/a	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
ORTHOMETRIX, INC. VibraFlex 550	on request	18g	5-30 Hz	0-5.2 mm	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
ORTHOMETRIX, INC. VibraFlex 600	on request	22g	5-30 Hz	0-6.4 mm	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
ProVib GmbH ProVib Classic	\$12,884	n/a	20-50 Hz	2-4 mm	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
ProVib GmbH ProVib Preisliste 2006 (Euro)	\$13,865	n/a	20-50 Hz	2-4 mm	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
GLOBUS Physioplate Med	on request	n/a	5-70 Hz	2-4 mm	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
GLOBUS Physioplate Fit	on request	n/a	15-70 Hz	2-4 mm	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Galileo 900	on request	n/a	5-30 Hz	0-5 mm	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Galileo 2000	on request	n/a	5-30 Hz	0-6 mm	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Nemes Bosco LX-B Health	on request	n/a	n/a	n/a	N	Y	N	N	N	N	Y	N	Y	N
Nemes Bosco LC-B Performance	on request	n/a	n/a	n/a	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Nemes Bosco LX / LC	on request	n/a	n/a	n/a	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Nemes Bosco LS (Home Edition)	on request	n/a	n/a	n/a	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Power Plate my5	\$4,500	5g	30-40 Hz	n/a	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Power Plate my3	\$2,499	n/a	35 Hz	n/a	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Power Plate pro5 AIRdaptive HP	on request	n/a	25-50 Hz	n/a	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Power Plate pro5 AIRdaptive	on request	n/a	25-50 Hz	n/a	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Power Plate pro5	on request	n/a	25-50 Hz	n/a	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
TurboSonic Delux Vibration Trainer	\$12,995	n/a	6-45 Hz	n/a	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N

Nota: n/a = no disponible

B) JUVENT 1000

Juvent, terapia dinámica de movimiento es marca comercial registrada de Innovaciones Médicas Americanas LLC, y autorizada exclusivamente a Corporación de Tecnologías Regenerativas. Además este dispositivo se ha registrado en la FDA (Administración de Alimentos y Drogas) como el dispositivo médico de Clase 1.

1) Características de Juvent 1000

- La vibración es de 0.3g y frecuencia de 33 a 37 Hz. Seguro para el usuario por ser la aceleración <1 g, según estándar de ISO 2631.
- Peso del dispositivo es 9.6 kg.
- Se ajusta automáticamente a la masa corporal del usuario, para transmitir las mismas señales de magnitud de vibración y frecuencia.
- Máximo peso de usuario 113 kg.
- Es capaz de detectar la diferencia entre un musculoso individuo delgado y otro individuo del mismo peso que tiene una gran cantidad de tejido graso. Juvent suministra la señal óptima para cualquier individuo.

2) Beneficios propuestos por el Juvent 1000

- Restaura la rápida contracción de las fibras musculares tipo IIa.
- Incrementa el fluido sanguíneo y límbico de las extremidades inferiores al corazón.
- Estimula los huesos de la misma forma que los músculos jóvenes poniendo pequeña tensión en los huesos.
- Su señal estimula las fibras musculares sin ningún esfuerzo vigoroso para el usuario. Tiempo recomendado de exposición 10 minutos.



Figura 4.30. Publicidad de JUVENT 1000. Micro-impactos para la salud musculo esquelética.

4.2 Hipótesis y análisis biomecánico del tejido óseo en resultados experimentales

4.2.1 Hipótesis

Las señales físicas regulatorias del sistema esquelético, se ven significativamente reducidas con la edad, dentro de las causas se podrían incluir las siguientes causas (Rubin et al. 2013):

- 1) Reducción de la actividad física.
- 2) Pérdida degenerativa de masa muscular y fuerza (sarcopenia) al envejecer o al llevar una vida sedentaria (Rosenberg, 1997).

Partiendo de la segunda, el sistema musculoesquelético se debe considerar como un sistema muy intrínsecamente relacionado, donde la actividad muscular influye directamente en el tejido y mantenimiento óseo.

Fritton y colaboradores, en el 2000, en un estudio experimental midieron las deformaciones in vivo en la diáfisis media de la tibia de animales (pavo, perro y oveja) en el transcurso de 12 horas y 24 horas, mediante medidores de deformación, en sus actividades diarias normales, para cuantificar la distribución de deformaciones de diferentes magnitudes. Los eventos de gran deformación ($>1000 \mu\epsilon$) ocurren relativamente pocas veces al día, mientras que muy pequeñas deformaciones ($<10 \mu\epsilon$) ocurren miles de veces al día (figura 4.31).

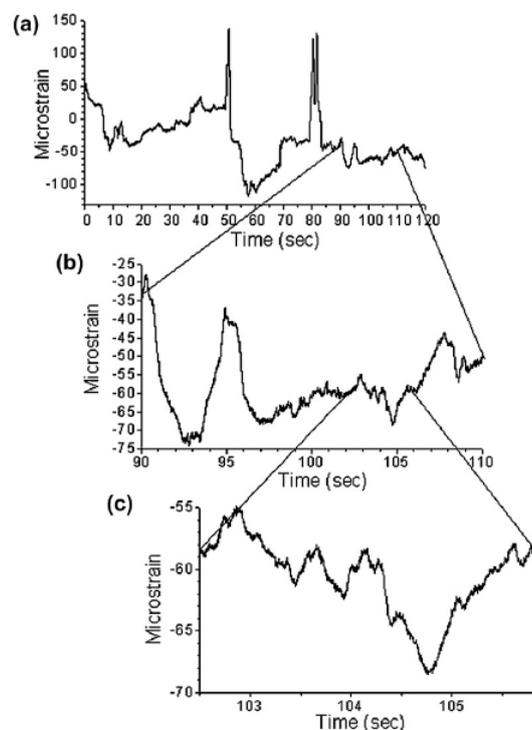


Figura 4.31. (a) Grabación de deformación de 2 minutos en la tibia de oveja mientras tomaba pocos pasos, con un pico de deformación de $200\mu\epsilon$, (b) porción de 20 s donde el pico de deformación es de $40 \mu\epsilon$ (c) porción de 5 s donde hay eventos en orden de $5 \mu\epsilon$.

Fuente: Rubin et al. 2013, adaptado de Fritton et al. 2000.

Estos y otras datos encontrados sugieren que la organización del tejido óseo es impulsada por la descarga continua de actividad que abarca una amplia gama de frecuencia y amplitud, en el que todas las partes de la historia de deformación del hueso deben ser consideradas para jugar un papel en la adaptación ósea.

Estas deformaciones de baja magnitud, pueden tener su origen de dos fuentes: del impacto de la misma actividad física al hueso, y de las deformaciones musculares por la contractilidad de las fibras musculares por la misma actividad física que tienen influencia directa en los huesos.

Partiendo de que las señales mecánicas que reciben las células óseas (deformación) vienen en gran parte de las contracciones, en una persona con el sistema musculo esquelético sano éstas influyen para un tejido óseo sano, caso contrario, la disminución de estas señales provenientes de la actividad muscular, afectarían directamente la salud del tejido óseo.

Frente a este potencial problema, se ha encontrado tras estudios experimentales, dos causas que reducirían la transmisión de estas deformaciones a las células mecanoreceptoras:

a) Disminución en la actividad muscular en personas mayores.

Durante la contracción del músculo, la expansión radial de las fibras individuales resulta en colisiones de fibras y en la producción de vibraciones sonido acústico muscular. (Rubin et al. 2013)

Usando técnicas de vibromiografía (VMG), la actividad muscular en 40 voluntarios de 20 a 83 años en músculo soleo (Huang et al. 1999) El espectro obtenido de estas grabaciones mostró que a frecuencias superiores a 20 Hz, la actividad muscular decae en un factor de tres en personas mayores en comparación de los adultos jóvenes (figura 4.32). A pequeñas frecuencias (1-25 Hz), el espectro es ligeramente afectado por la edad, mientras que de 25 a 50 Hz presenta una reducción muy marcada, independientemente del sexo.

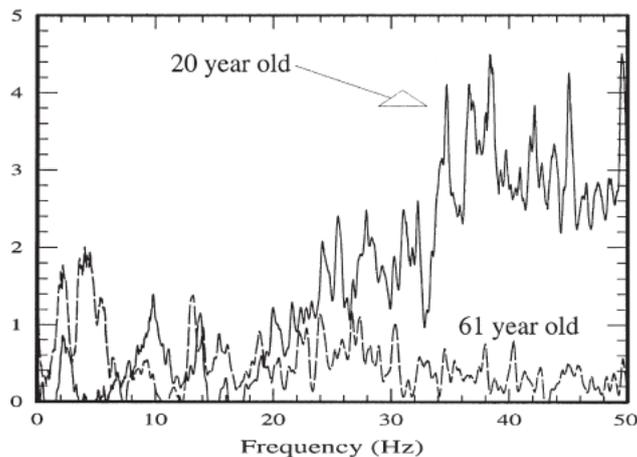


Figura 4.32. Cambios dinámicos relativos a la edad en músculo soleo durante actividad postural. Fuente: Rubin et al., 2013, adaptado de Huang et al., 1999.

b) Marcada disminución de las fibras tipo IIa y tipo IIb.

Con el transcurso de la edad, sucede una importante disminución en cantidad de las fibras tipo IIa y tipo IIb, fibras de tipo contracción rápida (Lee et al., 2006). Pruebas obtenidas del músculo vastus lateralis (músculo que rodea el fémur) de personas

mayores de (51-62 años) mostraron menores áreas de estas fibras, para tipo IIa era el 31 % y para el IIb era de 40 % comparado al de grupo de personas jóvenes de 21 - 30 años (Proctor et al. 1995).

Hipótesis de las vibraciones de baja magnitud y alta frecuencia:

Desde la perspectiva de la deterioración de espectro de contracción muscular con la edad, consecuentemente disminuye también el contenido espectral de deformaciones óseas a frecuencias mayores de 20 Hz, por lo que la sarcopenia con la edad puede ser una de las principales factores etiológicos de la Osteoporosis, ya que estas frecuencias se ha demostrado anteriormente ser muy osteogénicas.

Si la pérdida de específicas fibras musculares por la edad críticos para el mantenimiento de la masa ósea, la osteoporosis (y osteopenia) podría ser inhibido por la provisión de un “sustituto” de esta pérdida de historia espectral de deformación, sustituto de muy baja magnitud y altas frecuencias como son estas vibraciones.

4.2.2 Parámetros morfométricos a evaluar en tejido óseo

Se demostrado experimentalmente que estímulos mecánicos de corta duración de muy baja magnitud y alta frecuencia pueden promover la actividad anabólica en el esqueleto adulto. Además estas vibraciones tienen un perfil en la seguridad en salud favorable, pues la International Safety Organization (ISO) describe que no hay evidencia de ningún daño o complicación crónica de 20 a 90 Hz cuando la exposición es a menor de 0.56g (ISO 2631/1).

Lo que es importante determinar es si estas señales pueden influir en la formación trabecular y cortical y en la actividad resortiva, especialmente el nuevo hueso formado es de alta calidad. Para poder evaluar mejor el potencial de las vibraciones de cuerpo entero de baja magnitud (<0.5g) de inhibir la osteoporosis o mejorar la calidad mecánica de los huesos a fin de evitar las fracturas, no sólo se debe evaluar la cantidad mineral óseo o densidad mineral óseo (DMO), como se mencionó en el Cap.2, se debe evaluar los cambios en la microarquitectura (calidad ósea), en los trabajos experimentales con vibraciones.

Para cada región o zona del hueso (largo) se tiene una técnica o método a utilizar recomendado para facilitar y homogenizar el análisis (figura 4.33).

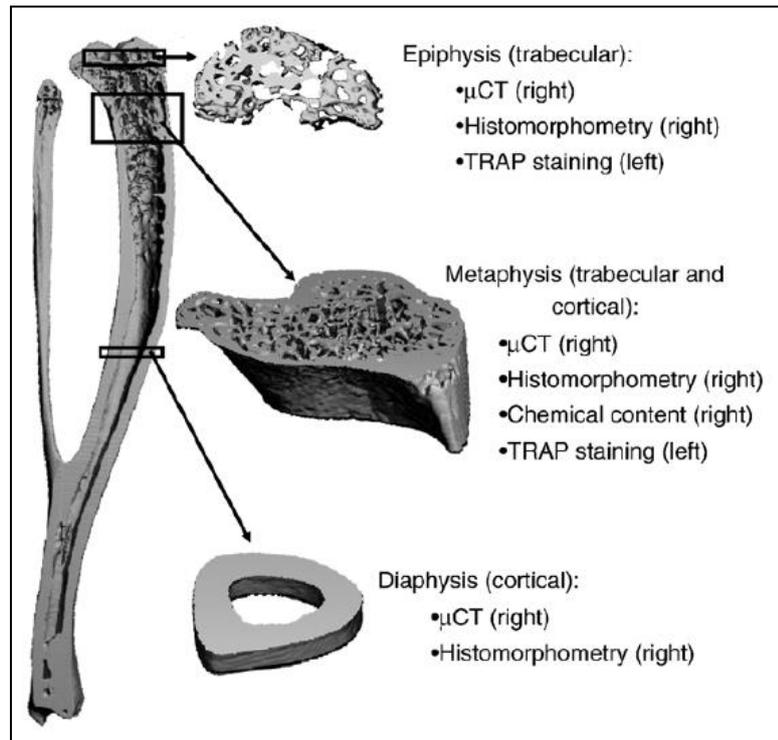


Figura 4.33. Resumen de mediciones para sitio específico en la epífisis, metáfisis y diáfisis de huesos largos.

1) Resistencia del ácido fosfatoso al Tartrate (TRAP)

Es un indicador de producción osteoclástica. Para determinar la relación de superficie osteoclástica por superficie óseo en hueso trabecular y óseo se puede utilizar el software de histología comercial (Osteomeasure, u otros).

Esta relación en porcentaje de superficie brinda un parámetro para evaluar la resorción ósea de un procedimiento experimental, ya sea con las vibraciones u otros, para la discusión de los efectos antiresortivos.

2) Histomorfometría

A fin de obtener los parámetros de cambio óseo de la muestra ósea, se utiliza un software de histomorfometría (Osteomeasure, OsteoMetrics Inc., Atlanta, GA) para rastrear los marcadores fluorescentes (colocados en la muestra previamente) y las superficies óseas. Los principales parámetros usados para evaluar los cambios de cantidad mineral ósea hallados con esta técnica son los siguientes:

- Tasa de aposición mineral (MAR, $\mu\text{m}/\text{día}$).

- Superficie mineralizante con respecto a la superficie del hueso (MS/BS, %)

Representa el porcentaje de superficie ósea que presenta actividad de mineralización.

- Tasa de formación ósea (BFR/BS, $\mu\text{m}/\text{año}$).

Representa el volumen de hueso mineralizado formado por unidad de tiempo y por unidad de superficie del hueso. Es calculado como el producto de MAR y MS/BS, ($\text{BFR} = \text{MAR} * (\text{MS} / \text{BS})$).

3) Micro- tomografías computarizadas (microCT o μ CT)

La microCT es una técnica de rayos x no destructiva que proporciona las imágenes tridimensionales de la estructura interna de un objeto, que para el campo de la investigación ósea, proporciona la microarquitectura interna de un tejido óseo.

La μ CT tiene aplicaciones en otros campos de investigación de **biomedicina**, como odontología, cardiología, neurología, oncología, neumología, etc. Fuera del campo de la medicina, se utiliza cada vez más en ciencia de los materiales, electrónica, geología, zoología, botánica; e incluso para analizar composites, diamantes, alimentos, semillas, madera, papel, materiales de construcción, etc¹³.

La μ CT utiliza datos en 3D que permiten cuantificar la arquitectura ósea microestructural. Los índices morfométricos más utilizados en el análisis son descritos en el presente texto.

Una de las marcas más reconocidas de microCT es Bruker microCT, conocido también como SkyScan, se especializa en el desarrollo y fabricación de sistemas para la investigación en 3-D de la microestructura interna de un objeto (no destructiva), en la adquisición de la imagen, la reconstrucción de imágenes y análisis de datos.

Un ejemplo de la imagen adquirida por SkyScan1174 sobre el hueso de una rata pequeña se muestra en la figura 4.34 (Fuente: Bruker micro CT, 2013)¹⁴.

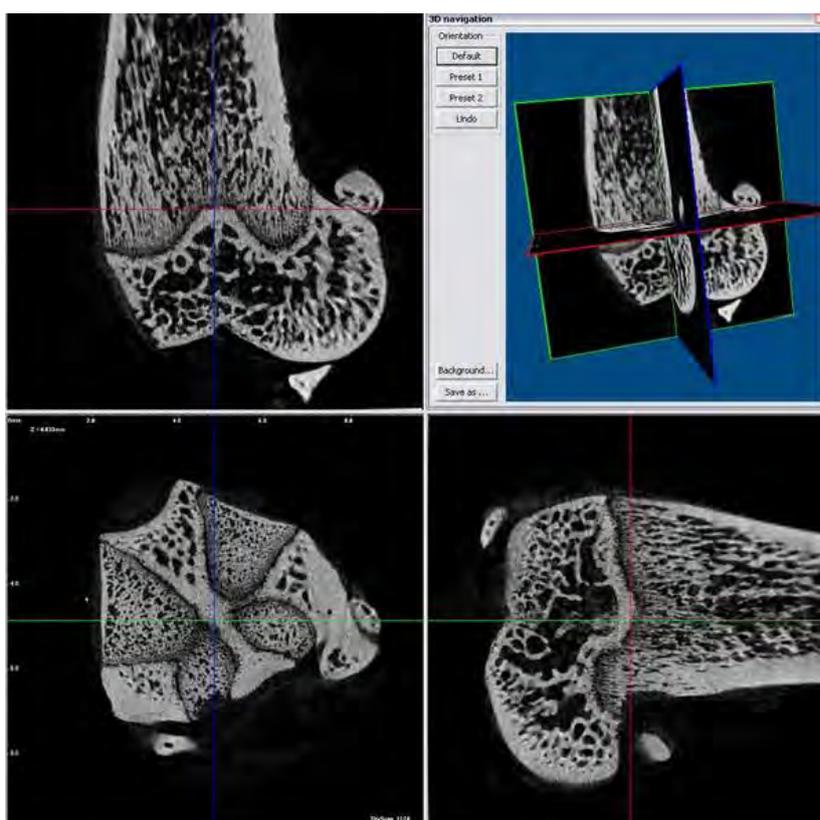


Figura 4.34. Tres cortes ortogonales, tamaño de pixel $6\mu\text{m}$, de hueso de rata.

¹³ Microtrabeculae Bone Research. Obtenido de: <http://www.trabeculae.com/microCT.html>

¹⁴ Obtenido de: <http://www.skyscan.be/applications/biomedical/biomed005.htm>

4) Índices morfométricos:

Para cada tipo de tejido óseo, trabecular y cortical hay diferentes parámetros o índices morfométricos que ayudan en la evaluación biomecánica y microestructural del hueso, mostrados los principales en la tabla 4.3, que son calculados mediante una tomografía computarizada (Xie et al. 2006).

Tabla 4.3. Relación de índices morfométricos según el tipo de tejido óseo.

Trabecular	Cortical
Fracción de volumen ósea (BV/TV)	Área ósea cortical (Ct.Ar)
Densidad de superficie ósea (BS/TV)	Área de envoltura endocortical (Ec.En)
Superficie específica de hueso (BS/BV)	Área de envoltura periosteal (Ps.En)
Separación trabecular (TB.Sp)	Grosor de la sección transversal (Ct.Th)
Grosor trabecular (Tb.Th)	
Índice de modelo estructural (SMI)	
Número trabecular (Tb.N)	
Factor de patrón trabecular (Tb.Pf)	

A continuación se expondrá brevemente sobre algunas de los índices morfométricos calculados con microCT, con intención de introducir los términos teóricos para futuros proyectos de investigación en el área de biomecánica y adquisición del equipo correspondiente.

A) Índices trabeculares

a) Grosor trabecular

En las imágenes 3D se pueden medir directamente las distancias en el espacio. Mediante un método de ocupar con esferas la estructura analizada por transformación de la distancia se calcula el grosor medio de las estructuras óseas para estimar un valor de **grosor trabecular (Tb.Th)**, como se ve en la animación de la figura 4.35.

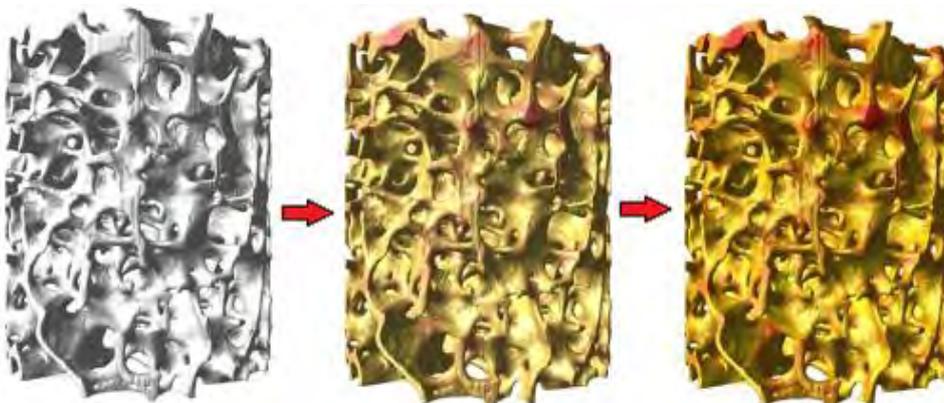


Figura 4.35. Animación a color de grosor trabecular (Tb.Th) con micro CT. Fuente: pag web: MicroCT world.

Con el Tb.Th se puede comparar el espesor de las estructuras trabeculares, sin embargo, esta medida es escalar y no puede describir todos los cambios estructurales. Por ejemplos, dos muestras con valores Tb.Th idénticos, donde una muestra se compone de puntales con espesor uniforme y la otra muestra se compone de montantes verticales gruesas que están interconectadas por trabéculas horizontales delgadas. Por estas situaciones, es que resulta útil comparar con el histograma de distribución de grosor (figura 4.36) para la distinción.

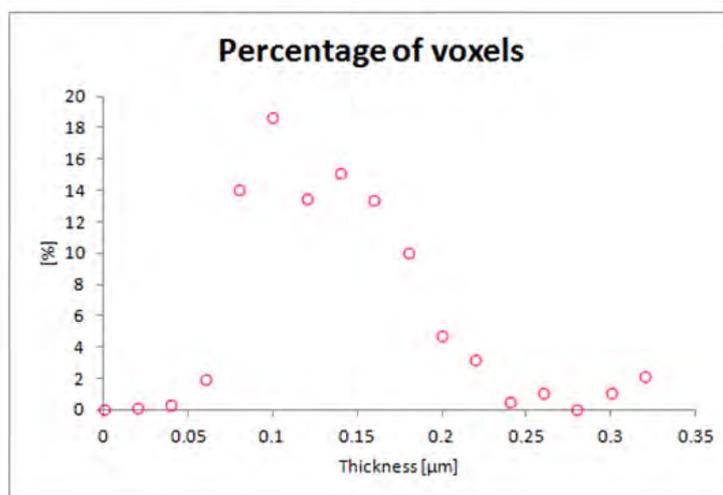


Figura 4.36. Histograma de distribución de grosor trabecular de muestra. Fuente: pag web: MicroCT world.

b) Separación trabecular (Tb.Sp)

Con el mismo método pero ocupando con esferas las cavidades medulares se obtiene el promedio de la separación trabecular (Tb.Sp). Se puede ver animación en software de microCT en la figura 4.37.

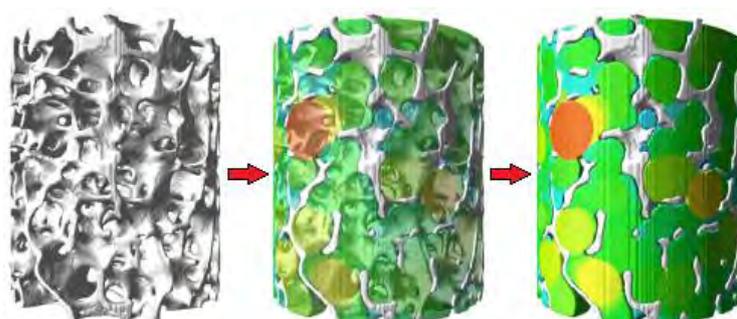


Figura 4.37. Animación a color de separación trabecular (Tb.Sp), en micro CT. Fuente: pag web: MicroCT world.

c) Número trabecular

El número trabecular (Tb.N) representa el número de veces que se atraviesan las trabéculas por unidad de longitud por una vía arbitraria a través del volumen de interés. Este método consiste en lanzar una línea que atraviese la región de interés y contar cuántas veces

atraviesa trabéculas, y mediante el lanzamiento de varias líneas en todas las direcciones, se calcula el valor promedio de Tb.N.

d) Índice de Modelo Estructural. SMI (Structural Model Index)

La deterioración estructural de hueso canceloso debido a la edad o enfermedad es caracterizado por una conversión de las trabéculas en forma de placa (*plate-like*) a forma de tubo (*rod-like*). Consecuentemente los términos “rod-like” y “plate-like” son frecuentemente utilizados para una clasificación subjetiva del hueso canceloso (Hildebrant et al. 1997). Normalmente, las trabéculas en forma de placa son asociadas a una mayor resistencia ósea¹⁵.

El SMI es la estimación de las características plato-tubo de la estructura ósea y permite cuantificar las formas características de una región trabecular descrita tridimensionalmente en términos de cantidad de platos o tubos que componen la estructura.

Así para una estructura de placa y tubo ideal, el valor SMI es 0 y 3 respectivamente, independientemente de las dimensiones físicas, es decir una muestra con un valor de SMI de 2.5 tendrá una mayoría de trabéculas en forma de tubo, mientras que en una muestra con un SMI de 0.5 prevalecen las trabéculas en forma de placa; Para una estructura con ambas placas y varillas de igual espesor, el valor está comprendido entre 0 y 3, dependiendo de la relación de volumen entre las varillas a las placas (Hildebrant et al. 1999), medido usando sistema de micro CT.

Para la espina lumbar y cabeza femoral existen estructuras típicas con SMI características (ver figura 4.38), mientras que para la cabeza ilíaca y calcáneo no muestran un SMI característicos, como se ven en la figura 4.39 y 4.40 (Fuente: Hildebrant et al. 1999).

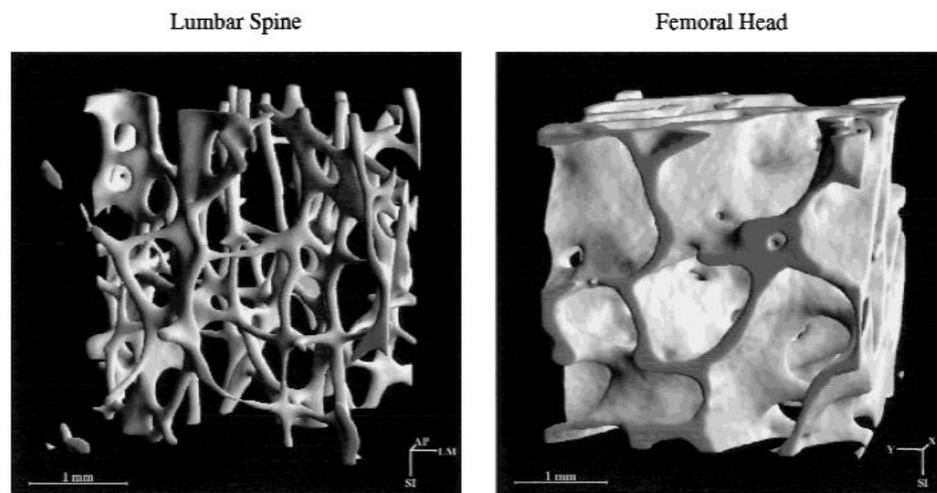


Figura 4.38. Típicas estructuras de hueso canceloso en espina lumbar y cabeza femoral, SMI=2.5 para espina lumbar (izquierda) y SMI=0.16 para cabeza femoral (derecha).

¹⁵ Fuente: TRABECULAE Bone Research. Obtenido de: <http://www.trabeculae.com/microCT.html>

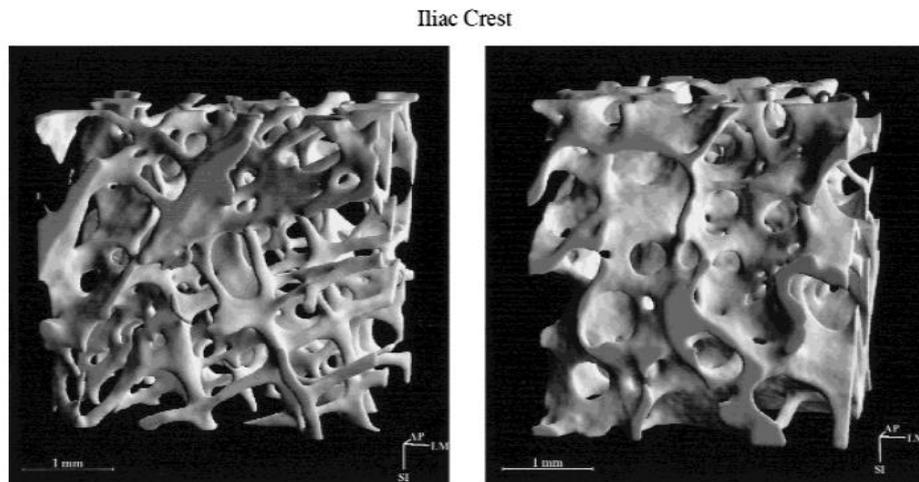


Figura 4.39. Muestras de cresta ilíaca que muestran diferentes estructuras, con prevalencia en forma de tubos $SMI=2.1$ (izquierda) y en forma de placas $SMI=0.8$ (derecha).

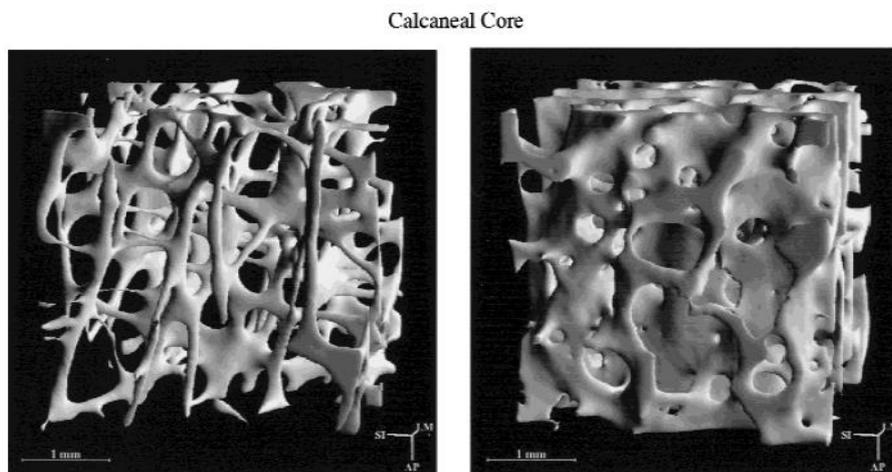


Figura 4.40. Muestras de calcáneo muestran diferentes estructuras, con mayor número en forma de tubos $SMI=2.3$ (izquierda) y muchas en forma de placas $SMI=1.1$ (derecha).

e) Factor de patrón trabecular (Tb.Pf)

Describe cuantitativamente la conectividad trabecular, es un índice de conectividad inverso, cuanto más alto es el valor de Tb.Pf menos conectadas están las trabéculas. Está basado en el cálculo de un índice de convexidad o concavidad relativa de la superficie ósea total. La concavidad de las superficies trabeculares implica conectividad, y la convexidad indica estructuras desconectadas y aisladas.

f) Grado de anisotropía (DA)

Es una medida de la simetría del objeto o de la presencia/ausencia de estructuras alineadas en una determinada dirección. Una muestra de hueso trabecular con DA alto presenta gran parte de las trabéculas orientadas en una sola dirección, mientras que una muestra con un DA bajo presenta sus trabéculas orientadas en todas las direcciones.

B) Índices de hueso cortical

a) Área de envoltura endocortical (Ec.En)

Gráficamente, es el área que encierra la línea continua de la figura 4.41.

b) Área de envoltura periosteal (Ps.En)

Gráficamente, es el área que encierra la línea discontinua de la figura 4.41.

c) Área de hueso cortical (Ct.Ar)

Es la diferencia entre las cantidades de área de envoltura periosteal menos el área de la envoltura endocortical.

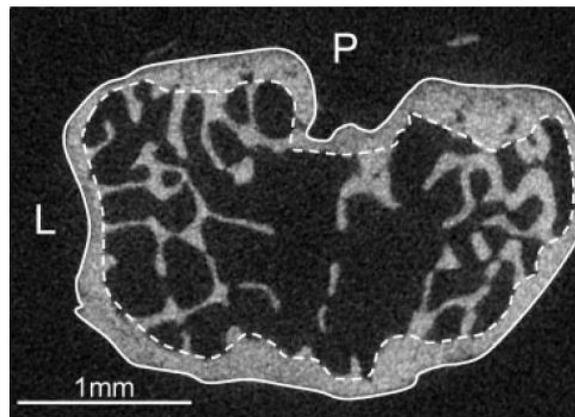


Figura 4.41 Microtomografía en 2D sin procesar de una epífisis central de la tibia proximal. Fuente: Garman et al. 2007.

d) Grosor de la sección transversal cortical (Cs.Th)

Consiste en el espesor de la región cortical que se realiza excluyendo los espacios entre las secciones transversales, analizando solamente el grosor en cada sección

e) Grosor cortical (Ct.Th)

Considerando los espacios entre secciones en 3D, se obtiene el valor de grosor cortical.

5) Tomografía Cuantitativa Computarizada periférica (pQCT)

Existen dos tipos de tomografías cuantitativas computarizadas (QCT), de tipo axial y de tipo periférica. Brevemente, cada uno poseen sus ventajas (Sección 2.4.3), y miden la densidad volumétrica y analizan por separado el hueso cortical y trabecular, sin embargo el pQCT tiene ventajas frente al axial (QCT) como las siguientes¹⁶:

- La dosis de radiación en pQCT son considerablemente más bajas (dosis efectiva: 50 μSv ¹⁷ para QCT, 1 μSv para pQCT)

¹⁶ Fuente: Stratec MedizinTechnik. pQCT. Obtenido de: <http://www.galileo-training.com/de-english/products/pqct-bone-density-bone-geometry/background/advantages-over-other-techniques.html>

¹⁷ Sievert (Sv): unidad de dosis equivalente de radiación absorbida por la materia viva, teniendo en cuenta la eficiencia en la transferencia de la energía de la radiación en el tejido vivo. 1Sv= 1 Joule/kg

- Mejor precisión para pQCT.
- Osteofitos¹⁸ pueden influenciar en axial QCT.

Con el pQCT se puede discriminar los cambios fisiológicos y patológicos en el hueso (tibia o radio) con respecto a la función muscular, mejorando el diagnóstico (ver ANEXO 2).

Parámetros medidos por Stratec pQCT¹⁹

- Densidad volumétrica mineral ósea (mg/cm^3): análisis individual para hueso esponjoso y cortical.
- Masa ósea.
- Resistencia ósea (SSI): resultante de la arquitectura y propiedades del material.
- Área de sección transversal del músculo.
- Relación hueso/área de sección transversal del músculo.
- Adquisición 3D de la maroestructura/arquitectura del hueso.

Para el diagnóstico biomecánico de pQCT se analizan los datos de:

- Densidad trabecular al 4% de longitud de la tibia distal.
- Relación hueso/músculo al 66 % de longitud de la tibia distal.
- Área ósea.

Gráficos e ilustraciones de estos diagnósticos y las ventajas de pQCT sobre DXA se explican mejor en el Anexo 2 (Stratec especificaciones y características). En la figura 4.42 se muestra equipo para pQCT especial para la tibia, modelo XCT2000L.



Figura 4.42. Tomógrafo XCT2000L, Stratec.

¹⁸ Los osteofitos son protuberancias óseas no maduras en las vértebras con forma de espuelas, que reflejan la presencia de una enfermedad degenerativa y calcificación ósea.

¹⁹ STRATEC, marca fabricante de pQCT, con parámetros similares en la mayoría con otras marcas.

4.2.3 Análisis de resultados experimentales sobre tejido óseo según índices

1) Evaluación de Porcentaje de superficie osteoclástica

En el trabajo de Xie y colaboradores (2006), se experimentó en ratones sometidos a vibraciones de 0.3 g, a 45 Hz, con exposición 15 min/días por tres semanas. Al iniciar, se sacaron los datos iniciales a un grupo de ratones, al finalizar se les practicó exámenes a los grupos de control y vibración de μ CT, histomorfometría y TRAP (figura 4.33).

En los índices morfométricos MAR, BFR/BS, BV/TV y Tb.Th no se apreciaron cambios significativos, la razón puede ser que tres semanas del protocolo no es tiempo suficiente para ver cambios notables, el trabajo estaba enfocado en buscar cambios en la actividad celular y la calidad química del nuevo hueso.

Sin embargo, los porcentajes de superficie sometido a resorción ósea (Oc.S/BS) en el hueso trabecular de la tibia, (epífisis y metáfisis, figura 4.33) sí presentaron cambios significativos en el grupo expuesto a 15 minutos a las vibraciones, en comparación con los datos iniciales, control y en menor grado con respecto al grupo expuesto a vibraciones interrumpidas por 10 segundos (WBV-R). La tabla resumen se observa en la figura 4.43, se observa una reducción casi del 50% en la epífisis en comparación al grupo control de datos iniciales.

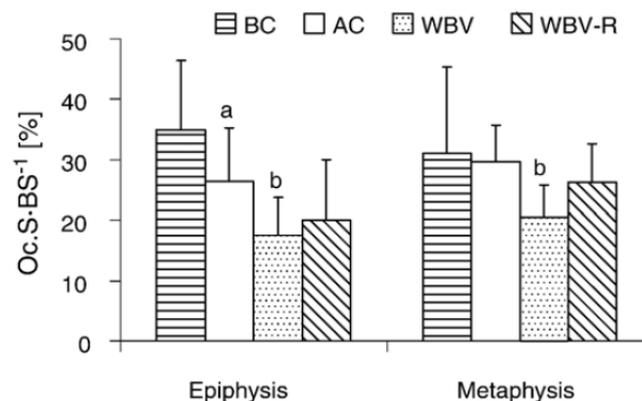


Figura 4.43. Porcentaje de superficie osteoclástica con respecto a la superficie ósea, en hueso trabecular de la epífisis y metáfisis de la tibia de ratón. Fuente: Xiel et al., 2006.

2) Evaluación de índices histomorfométricos

a) Vibraciones sin influencia de carga del peso.

Garman y colaboradores (2007) estudiaron si las vibraciones de baja magnitud son osteogénicas en ausencia de la carga del peso (ver Sección 2.1.2, apartado G), para esto experimentaron con ratones exponiéndolos a 0.3 g y 0.6 g y 45 Hz, por 10 min/día por 3 semanas.

Al finalizar el tiempo de protocolo se examinaron los índices histomorfométricos de las muestras extraídas en la metáfisis y diáfisis trabecular de la tibia y morfología cortical.

Los cambios más resaltantes fueron en la metáfisis, en tasa de formación ósea (BFR/BS), tasa de aposición mineral (MAR) y superficie mineralizante (MS/BS), para ambos valores de aceleraciones.

Los cambios relativos promedio con respecto a los grupos control en los parámetros morfométricos de hueso trabecular y cortical, en metáfisis y epífisis de la tibia se muestran en las figuras 4.44 y 4.45. No se encontraron cambios significativos de los parámetros morfométricos en diáfisis cortical.

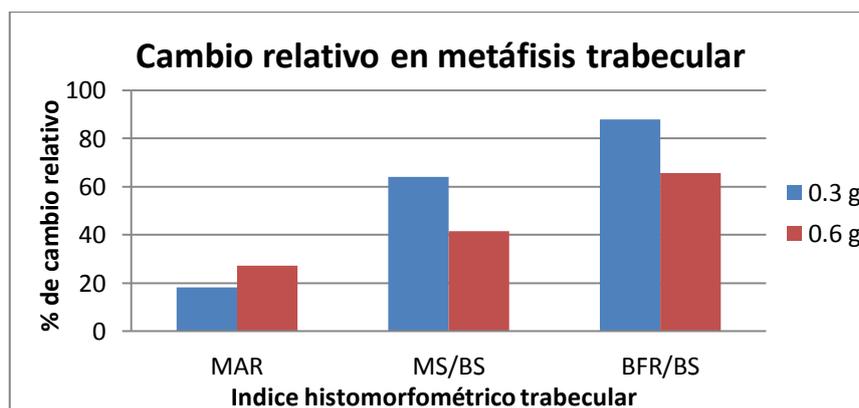


Figura 4.44. Cambio relativo de MAR, MS/BS y BFR/BS en la metáfisis trabecular de tibia para las dos intensidades de vibración. Fuente: datos Tabla 2, de Garman et al. 2007.

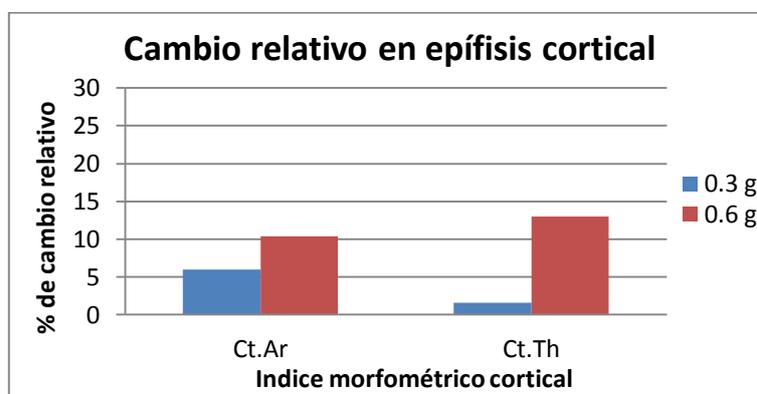


Figura 4.45. Cambio relativo de Ct.Ar y Ct.Th en la epífisis cortical de tibia para las dos intensidades de vibración 0.3 g y 0.6 g. Fuente: datos Tabla 2, de Garman et al. 2007.

b) Vibraciones inhibitoras de osteopenia por desuso

En el trabajo de Rubin y colaboradores en 2001 (ver Sección 2.1.2, apartado B), experimentaron los efectos anti-resortivos de las vibraciones a fin de normalizar el estado de resorción de un grupo de ratas expuestas a reposo forzado y sólo 10 minutos al día de vibraciones al día, y comparándolo con otro grupo con libre movimiento por 10 minutos.

Los parámetros histomorfométricos para evaluar los resultados en este experimento fueron tasa de formación ósea (BFR/BS), tasa de aposición mineral (MAR), superficie mineralizante (MS/BS), y porcentaje de volumen óseo con respecto al volumen total (BV/TV).

En la figura 4.15, se muestran resultados de tasa de formación ósea (BFR/BS) para los cuatro grupo, en el que el grupo en desuso interrumpido por vibraciones alcanzó valores muy cercanos al de grupo control (sin reposo) y mejores resultados que a los que sólo se les permitió caminar por el mismo tiempo; de igual manera, el parámetro de superficie de mineralización (MS/BS), para el grupo de reposo más vibraciones, alcanza valores inferiores muy cercanos al grupo de control, mejores que en los otros casos de reposo.

En cuanto a los valores de BV/TV y MAR, se pueden observar los resultados en las figuras 4.46 y 4.47 respectivamente. El volumen óseo (BV/TV) para el caso de desuso más vibración fue 167% mayor al de desuso, y es 1.5 % menor al grupo que estuvieron en control. La tasa de aposición mineral se conservó igual, por lo que se infiere que la resorción debido al desuso se contrarrestó en la mayoría por nueva formación ósea, lo que se reflejó en la muy pequeña disminución en volumen óseo.

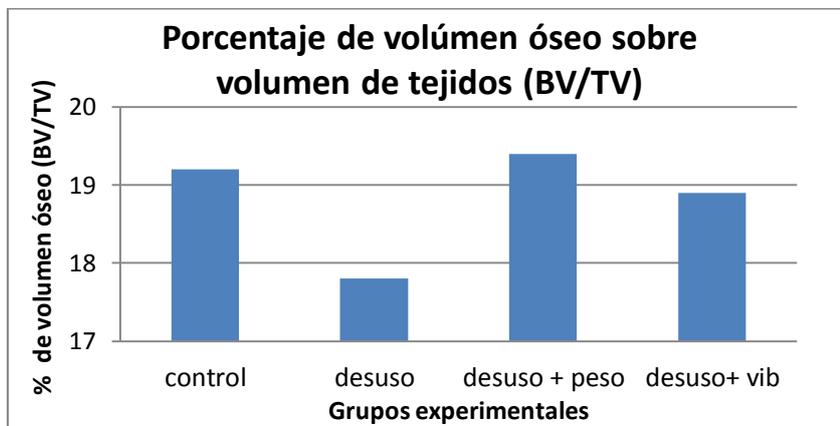


Figura 4.46. Porcentaje de volumen óseo en tibia proximal de ratas después de 28 días.
Fuente datos: Tabla 1 de Rubin et al. 2001.

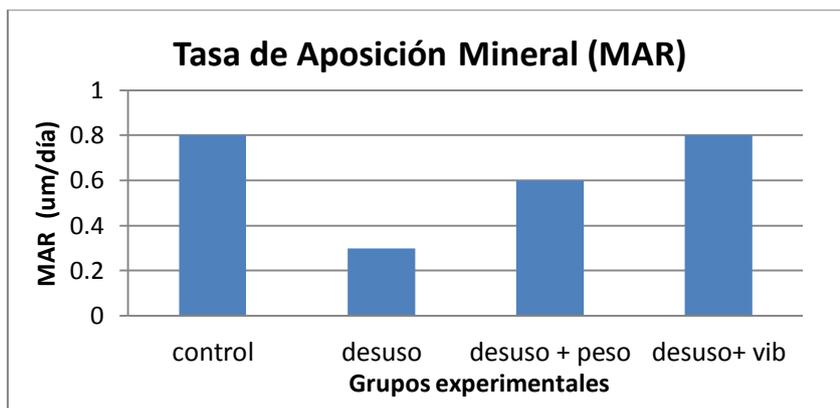


Figura 4.47. Tasa de aposición mineral en tibia proximal de ratas después de 28 días.
Fuente datos: Tabla 1 de Rubin et al. 2001.

3) Evaluación de Índice morfométricos por μ CT

En el experimento de Rubin y colaboradores (2002) con ovejas, para evaluar los efectos en la cantidad y calidad ósea de las vibraciones en el cóndilo distal femoral de los miembros inferiores (ver Sección 4.1.2 sección A). Se evaluó la calidad mecánica de las muestras

extraídas terminando el tiempo de prueba, con el uso de una microCT, se halló los índices de Número trabecular (Tb.N), grosor trabecular medio (Tb.Th), separación trabecular (Tb.Sp) y factor de patrón trabecular (Tb.Pf) (resultados mencionados en sección 4.2.2).

Según los resultados, mostrados en porcentaje de diferencia entre experimental y control, graficados en la figura 4.48, el aumento de contenido mineral óseo (BMC) es conseguido por una disminución de la separación trabecular media (Tb.Sp). Por otra parte se observó una disminución porcentual de TBPf, lo que indica que la conectividad en el grupo experimental ha aumentado, al haber mayor conexión entre las trabéculas se podría inferir que ha mejorado su microarquitectura y por ende también su calidad mecánica.

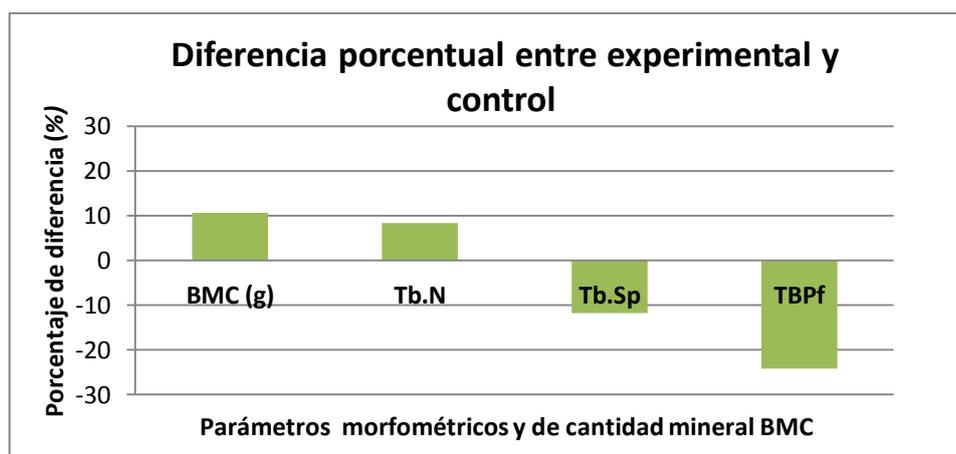


Figura 4.48. Gráfico el porcentaje de diferencia entre los índices histomorfométricos en las tibias distal del experimento y las de control. Fuente datos: Tabla 1, de Rubin et al. 2002.

4.3 Efecto de las señales BMAF a nivel celular

Hasta el momento, se ha estudiado todos los efectos anabólicos de las señales BMAF en un tejido óseo vivo, analizando los parámetros histomorfométricos en los tejidos cortical y canceloso, sin embargo las vías en cómo estas señales influyen directamente en las células óseas aún no está revelado.

Para comprender cómo es que influyen estas señales en las células óseas responsables de la formación o resorción ósea, ingenieros biomédicos y especialistas vienen realizando experimentos *in vitro* de las células óseas como osteocitos o preosteoblastos expuestas a vibraciones LMHF para evaluar una respuesta anti-resortiva o anabólica.

4.3.1 Señales BMAF previene la disminución de formación ósea en Preosteoblasto

En este trabajo, Patel y colaboradores (2009), con su teoría de que las señales mecánicas LMHF aplicadas directamente a los preosteoblastos previenen la disminución de respuesta de formación ósea *in vitro*, hicieron un experimento con células preosteoblastos 2T3 murinas expuestas a la microgravedad (desuso) e intervenidas con vibraciones LMF (a_{p-p} 0.1g - 0.4 g y 30 Hz) por 10- 60 min/día.

Para simular la microgravedad se utilizó una máquina de posicionamiento aleatoria (random positioning machine²⁰, RPM), un modelo usado por desuso (Pardo et al. 2005). Las células preosteoblastos fueron divididas en cinco grupos de exposición distinta (figura 4.49):

- Condición estática o normal, a 1 g ($g=9.81 \text{ m/s}^2$)
- Condición estática interrumpida por 10- 60 min/día por vibración 0.1-0.4g y 30 Hz.
- Condición de microgravedad (RPM) permanente.
- Condición de microgravedad interrumpida por 10 - 60 min/día por vibración.
- Condición de microgravedad interrumpida por 10 - 60 min/día de condición estática.

La respuesta de formación ósea de estos preosteoblastos disminuida en condiciones de microgravedad es determinada por la actividad alcalina fosfatasa (ALP).

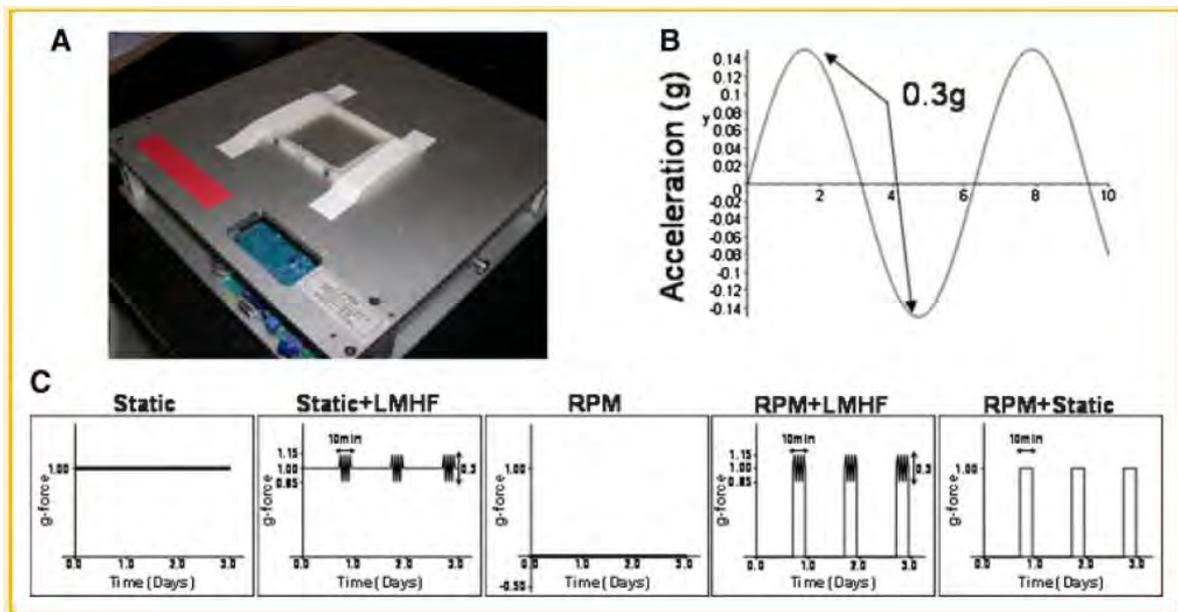


Figura 4.49. Células 2T3 confluentes cultivadas²¹ en OptiCell expuestas a cargas de BMAF en plataforma personalizada (A), diseñadas para producir aceleraciones pico a pico de 0.3 g (B). Las células fueron expuestas a cinco diferentes condiciones experimentales (C) variando la fuerza g, estático 1 g, vibración y microgravedad. Fuente: Patel et al. 2009.

Para determinar cuantitativamente (por colorimetría) la presencia de depósitos de calcio en las células osteogénicas se utiliza el Alizarina roja, marcador para las primeras etapas (días 10–16 de un cultivo in vitro) de mineralización de matriz, paso crucial en la formación de matriz extracelular calcificada asociada con un hueso real.

Dentro de los resultados se observa en la cuantificación de Alizarina roja a los 15 días, una disminución de mineralización mayor del 90 % en preosteoblastos expuestos a RPM, que no fue inhibido por la intervención de condición estática (1 g) en períodos de 10 a

²⁰ También referida como clinostato 3 D.

²¹ Que ocupan toda la superficie disponible para el crecimiento. Han dejado de dividirse.

60min/día, la intervención de vibraciones ha aumentado la mineralización en 70 % con respecto al control estático, a una aceleración de 0.3 g (ver figura 4. 50).

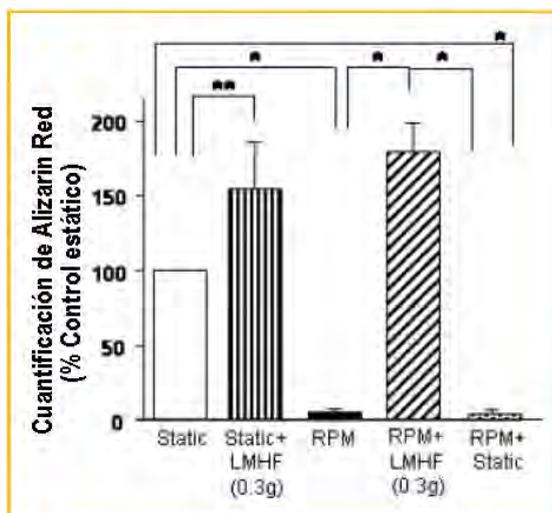


Figura 4. 50. Vibración LMHF previene la inhibición de mineralización, en los preosteoblastos causados por la microgravedad. Fuente: Patel et al. 2009.

La actividad de alcalina fosfatasa que refleja un aumento en la actividad osteoblástica, aumenta con relación a la magnitud (0.4 g máximo) y con el tiempo de exposición (figura 4. 51). No hubo cambios significativos en tiempos mayores a 10 minutos.

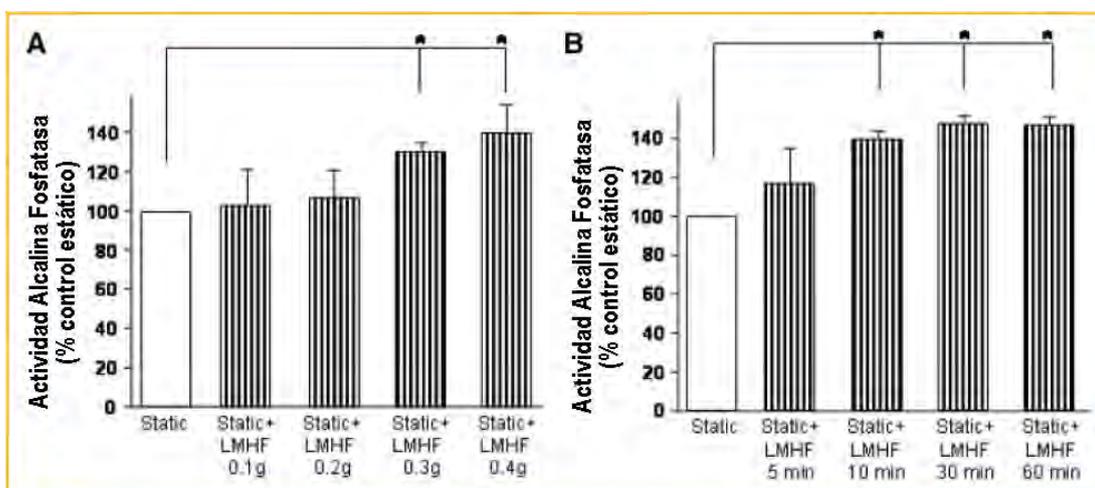


Figura 4. 51. El incremento de actividad alcalina fosfatasa (ALP) es dependiente de la magnitud y tiempo de exposición de la señal mecánica. Condiciones estáticas más LMHF variando la magnitud (A), y variando el tiempo de exposición (B). Fuente: Patel et al. 2009.

En la figura 4.52 se comparan los resultados a los 3 días de aplicar el experimento con respecto a la actividad de alcalina fosfatasa (ALP) entre 0.3 g y 0.4 g. Como era de esperarse, ALP disminuyó el 30% en condiciones de microgravedad o desuso, pero fue inhibido totalmente exponiendo a las vibraciones LMHF a 0.3g o 0.4g.

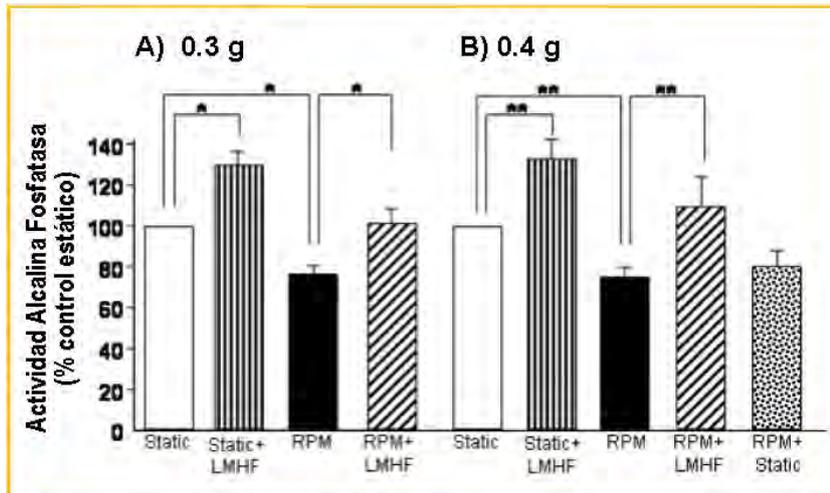


Figura 4. 52. Actividad de alcalina fosfatasa en condiciones estáticas y RPM interrumpidas por vibraciones, en 0.3g (izquierda) y 0.4 g (derecha). Fuente: Patel et al. 2009.

4.3.2 Efecto de vibraciones LMHF en osteocitos en la regulación de osteoclastos

Los osteocitos son el mayor mecanoreceptor en el hueso, responsable de enviar señales a las células efectoras (osteoblastos y osteoclastos) que llevan a cabo la formación y resorción, a esto ha sido demostrado que estos osteocitos liberan factores solubles (Heino et al. 2002) que influyen en las actividades osteoblásticas y osteoclásticas cuando son sometidos a una variedad de estímulos mecánicos (flujo, presión hidrostática, estiramiento mecánico, etc).

Por otra parte, la estimulación mediante vibraciones de LMHF ha demostrado en estos últimos años tener un efecto anabólico y anti resorptivo, pero la manera en cómo influyen en las células es aún desconocidas.

Lau y colaboradores (2010) con esta información, hicieron la hipótesis de que los osteocitos son los mecanosensores responsables de detectar la estimulación por vibración y produciendo factores solubles que modulen la actividad de las células efectoras.

Por tal, aplicaron vibración de 0.3 g a frecuencias distintas (30, 60 y 90 Hz) y el control estático (0 Hz), a unas células osteocitos MLO -Y4 por una hora (Lau et al. 2010).

Muchas de las señales que liberan los osteocitos ante la regulación mecánica y que se ha evaluado en este experimento son:

- **RANKL** receptor activador: requisito para la formación de osteoclasto es la unión de RANKL al RANK receptor de las células precursoras de osteoclasto
- **OPG** osteoprotegerina: receptor señuelo de RANKL, bloquea la interacción de unión RANKL-RANK, por lo que actúa como un antagonista a la formación y supervivencia de osteoclastos.
- **PGE2** prostaglandina E2: activa la proliferación de osteoclastos y son inductores tanto de la formación como de la resorción ósea.
- **COX-2** enzima que cataliza la síntesis de PGE2.

El equipo utilizado en el experimento, mostrado en la figura 4. 53, consta de un *shaker* vibratorio, una plataforma personalizada donde se colocaron los cultivos de células MLO-Y4, un acelerómetro (8632C5, Kistler, de 5g), que le da la señal de retroalimentación a la computadora con el software VibeLab.

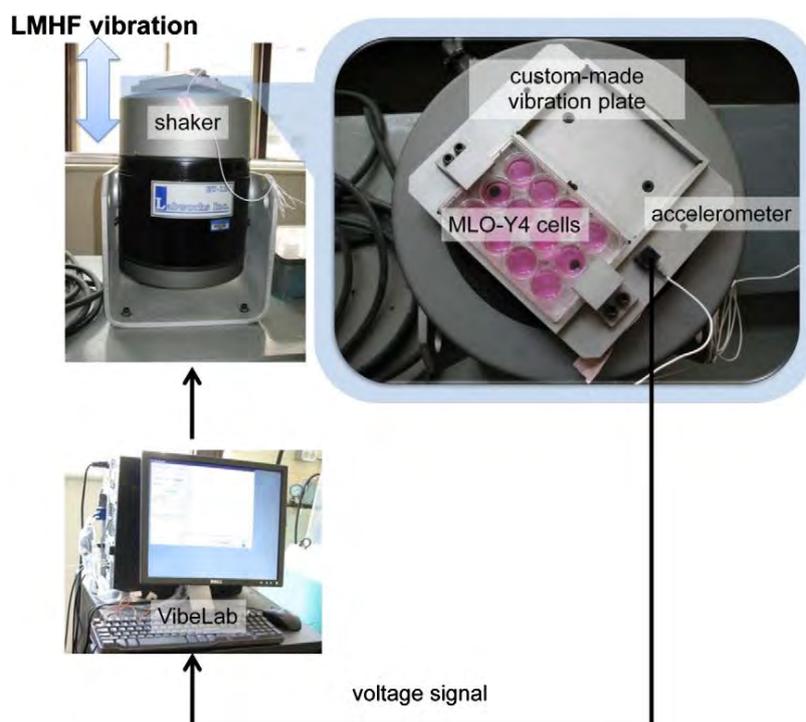


Figura 4. 53. Configuración de lazo cerrado para experimento. Fuente: Lau et al. 2010.

Dentro de los resultados se encontró que los osteocitos fueron sensibles a las vibraciones, el nivel de COX-2 aumentó significativamente con todas las frecuencias, y guarda una tendencia de incremento de nivel COX-2 cuando aumenta la frecuencia, su máximo nivel fue 3.4 veces el valor de referencia a 90 Hz (figura 4.54 A), mientras que los niveles de PGE2 disminuyó el 61% a a comparación de control para el caso de frecuencia de vibración de 60 Hz (figura 4.54 B).

Para evaluar si las vibraciones LMHF tienen efecto en la relación RANKL / OPG sobre los osteocitos y cómo es ésta, se midieron los valores individuales de RANKL y OPG. Las células MLO-Y4 mostraron disminución de los niveles de RANKL en todas las frecuencias (figura 4.55A), mientras que el nivel de OPG no fue alterado (figura 4.55B).

La disminución significativa de la proporción de RANKL / OPG se debe entonces en absoluto por la disminución de RANKL en todas las frecuencias (figura 4.55C).

“En conjunto, estos datos sugieren que la vibración LMHF impulsa cambios de expresión en el mRNA²² hacia un efecto anti-resorción” (Lau et al. 2010, p.4).

Dentro de las conclusiones en el trabajo de Lau et al (2010), sugirieron: “Los osteocitos parecen mediar el efecto anti-resorción asociado con vibración LMHF encontrado *in vivo*. En el nivel de transcripción, LMHF vibraciones impulsa cambios en los genes que favorecen los efectos antirresortivos. Gracias a esta vibración, las células MLO-Y4 secretan factores solubles que inhiben el número y el tamaño de los osteoclastos forman. Una disminución en la sRANKL y PGE2 secretada por los osteocitos estimulados sugieren que RANKL y PGE2 pueden estar implicados en los efectos inhibitorios de este tipo de vibración en la osteoclastogénesis” (p.7).

²² mRNA: ARN mensajero que contiene la información genética procedente del ADN.

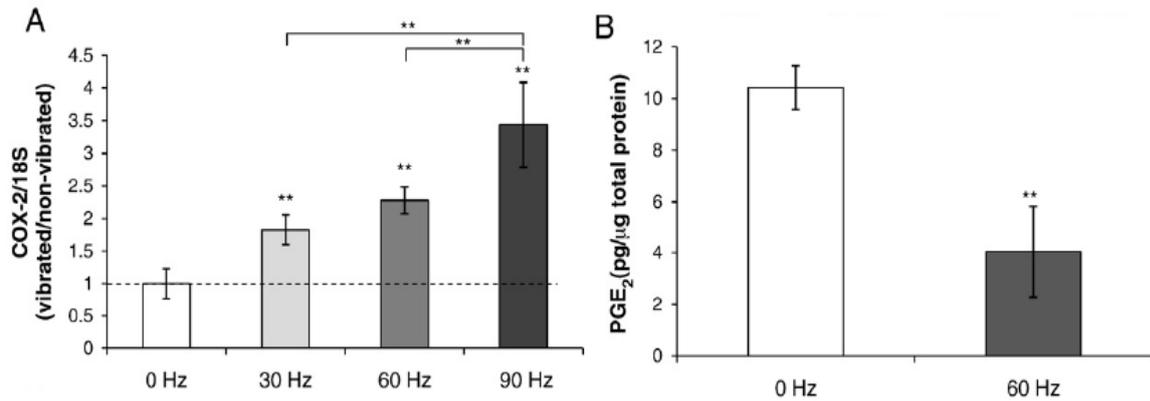


Figura 4. 54. Efecto de LMHF vibración sobre la COX-2 y liberación de PGE2 en células MLO-Y4. (A) La relación de nivel entre el grupo vibrado y sin vibrar de COX-2 aumentó a medida que la frecuencia aumenta. (B) Disminución de 61% en la cantidad de PGE2 acumulado en 1 h de vibración a 60 Hz. Fuente: Lau et al. 2010.

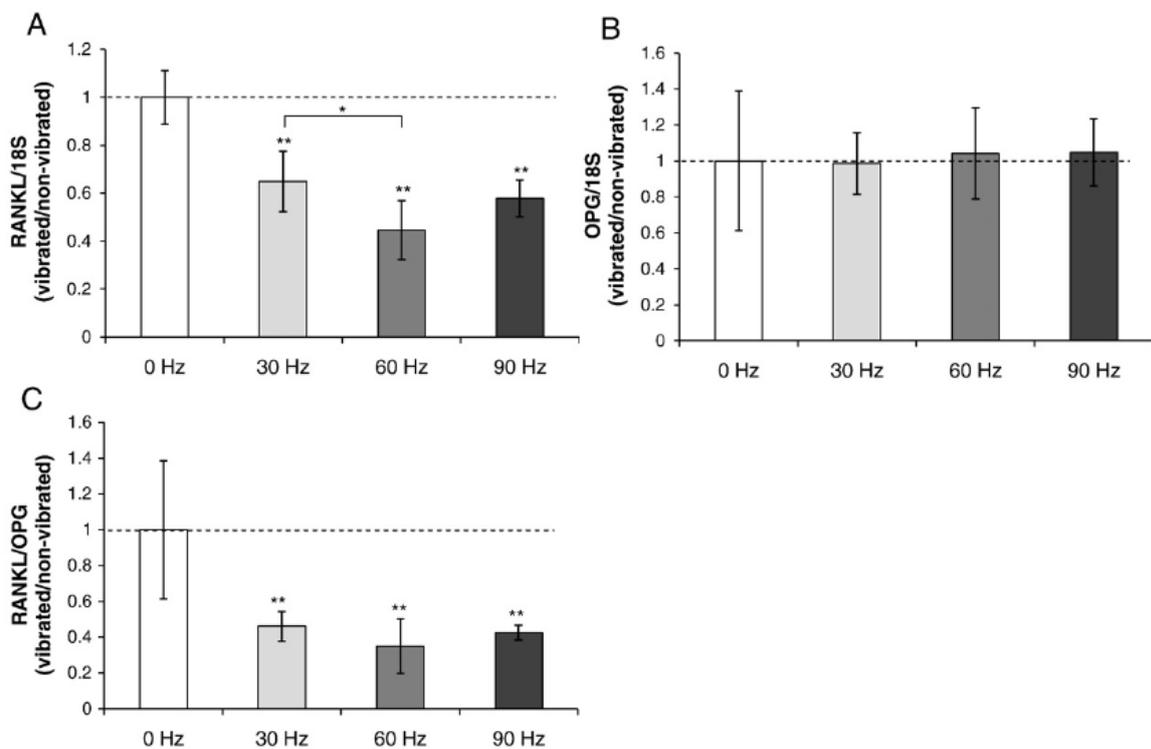


Figura 4. 55. Efecto de vibración LMHF (A) en valores de RANKL, (B) en valores de OPG, (C) en expresión RANK/OPG. Fuente: Lau et al. 2010.

4.4 Influencia de la actividad muscular sobre las señales transmitidas al hueso

Se ha sido mencionado sobre la influencia de la actividad muscular para el mantenimiento o formación ósea, así como la ausencia de ésta podría afectarla pasando en estado de resorción, por esta razón se habla de sistema musculoesquelético, ya que están muy intrínsecamente conectados.

De igual manera, cuando se trata de las vibraciones de muy baja magnitud (< 0.50 g) y alta frecuencia, transmitidas hacia el esqueleto axial y apendicular desde los pies, que tienen

un efecto anabólico y antiresortivo demostrado experimentalmente, la manera en cómo éstas señales llegan a células mecanoreceptoras no está clarificado.

Basicamente pueden existir tres maneras por la cual viaja la señal dentro del esqueleto hasta las células, o coexistir, donde una será la más predominante o influyente.

- 1) **Cargas gravitacionales:** Originadas por las fuerzas de reacción producidas por el esqueleto con un substrato (por ejemplo las fuerzas de reacción con el piso) y éstas viajan a través del esqueleto hasta llegar a las células ósas.
- 2) **Cargas internas generadas por la actividad muscular:** el estímulo causado por la vibración activan las unidades musculares generándose dos posibles casos:
 - a) Las contracciones musculares incrementan la masa y resistencia muscular y por ende expone al hueso a fuerzas mayores al de la transmitida por vibración.
 - b) Las mismas contracciones musculares producen estímulos (menores al anterior caso) dentro del hueso.

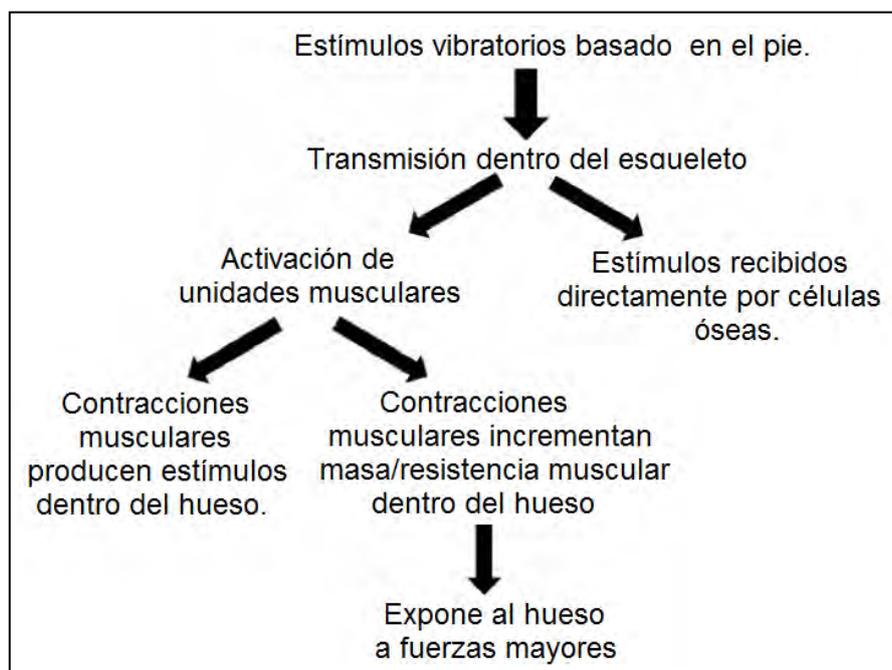


Figura 4. 56. Tres diferentes caminos por el cual las señales mecánicas producidas durante vibración de cuerpo entero son sensadas por las células, dentro del hueso del esqueleto apendicular. Fuente: Adaptado de Judex et al. 2010.

Existen casos de ensayos clínicos donde se ve relacionado el sistema musculo esquelético y los efectos de las vibraciones LMHF sobre este. Para el caso de la exposición a niño con discapacidad cerebral por displasia con osteopenia por desuso (Ward et al. 2004), en el cual los niños presentaron problemas de distrofia muscular mostraron resultados bastantes positivos en incremento de vBMD de tibia y vértebra, a pesar de su problema muscular, mas no se midieron cambios en la masa o sección muscular para evaluar alguna influencia. Otro caso mujeres jóvenes con baja densidad ósea (Gilzans et al. 2006), expuestas a más de dos minutos de vibraciones LMHF diarios, tuvieron resultados favorables en aumento de

área muscular que rodean la columna vertebral y fémur (figura 4.22), además de resultados anabólicos en el fémur.

Otro estudio del efecto de estas vibraciones LMHF en el sistema musculo esquelético fue investigado por Xie y sus colaboradores (2008), donde experimentaron con ratones sometidos a vibraciones de 0.3g y 45 Hz, hubo 14% más de volumen de hueso trabecular en la metáfisis tibial y en el músculo sóleo también tuvieron ganancias, con 29% mayor de área de sección transversal total, así como área de la fibra de tipo I y de tipo II. Por estos resultados, de manera similar a los datos clínicos, el hueso y el músculo pueden responder a la señal mecánica de bajo nivel en un modelo murino (ratón).

Si fuera predominante para la morfología del hueso las cargas (contracciones) musculares por una masa/resistencia muscular mayores que la carga gravitacional, se podría argumentar que la adaptación muscular como respuesta al estímulo de vibración precedería temporalmente a la adaptación esquelética, para confrontar esta teoría, en el mismo experimento de 3 semanas de Xie et al (2008), anteriormente mencionado, a pesar de haberse presentado aumento en el área seccional del músculo sóleo no se presentó mejora en las propiedades areales, hasta recién la sexta semana.

Para finalizar, el alta grado de transmisibilidad de los pies hacia el esqueleto axial, la capacidad para responder a las señales LMHF en forma anti resortiva sin actividad muscular (por ausencia de carga de peso, Garman et al. 2006), la ausencia de una secuencia temporal de respuesta músculo-hueso (cambios en las propiedades areales del músculo antes que en tejido óseo, Xie et al. 2008), podrían parecer razones para afirmar que las células óseas son capaces de “sensar” directamente la señal transmitida a través del hueso. Sin embargo no son evidencias concluyentes para afirmar o negar la influencia de la actividad muscular en la formación ósea.

4.5 Señales de plataforma vibratoria y su seguridad en la salud

4.5.1 Alcance

Con el conocimiento de que algunas exposiciones de vibración de cuerpo entero pueden ocasionar lesiones o efectos adversos en el cuerpo humano, el objetivo de este ensayo es determinar experimentalmente la magnitud de aceleración y frecuencia en diferentes velocidades de una plataforma vibratoria, un segundo objetivo es evaluar como éstas señales mecánicas corresponden a los umbrales de valores límites de seguridad establecidos por la International Standards Organization ISO-2631.

4.5.2 Materiales y método

La plataforma vibratoria utilizada es de marca Bodyfit, de tipo de movimiento oscilante, (revisar sección 1.6), posee 30 niveles de velocidad programadas manualmente cuyo tiempo máximo de exposición es 20 minutos, para evitar sobre exposiciones. También consta de tres programas de entrenamiento *bajo*, *medio* y *alto* no utilizados para este experimento, como se observa en la figura 4.57 (ver manual en Anexo 4).

Para la adquisición de datos se utilizó un acelerómetro: RoBoard RM-G146. Integrado por módulo de 9 ejes. Sensor magneto resistivo de 3 ejes, acelerómetro de 3 ejes y sensor de

velocidad angular de 3 ejes (giroscopio). El microcontrolador utilizado fue MBED LPC1768 con Ethernet y USB, 96MHz, 32KB RAM,²³ utilizando una velocidad de envío de 50 Hz²⁴.

Para la transferencia de datos se utilizó el software Tera Term versión 4.79 con entrada serial, cuyos datos se copiaron al Excel y luego se exportaron al MatLab R2012a, para graficar las señales de aceleración a diferentes velocidades y posterior análisis.

Las pruebas se realizaron con un voluntario joven saludable de 19 años, y 60 kg de masa, en posición de pie con las rodillas flexionadas ligeramente (figura4.58). Las velocidades de medición de la plataforma fueron: 1, 5, 10, 15, 20, 25 y 30.

El cálculo o aproximación de la magnitud de aceleración mediante las gráficas en el tiempo de los datos tomados con frecuencia de muestreo de 50 Hz y la unidad para la aceleración es “g” ($g = 9.81 \text{ m/s}^2$). Para la aproximación de las frecuencias de la plataforma vibratoria se graficó el espectro de frecuencias de cada uno, siendo la frecuencia fundamental la frecuencia aproximada de la plataforma, utilizando la herramienta Transformada Discreta de Fourier (DFT) de MatLab.

También para los resultados y comparación se trabajó con el valor de aceleración resultante vectorial de las tres aceleraciones pico a pico (R_{p-p}), el cual se define como:

$$R_{p-p} = \sqrt{(a_x^2 + a_y^2 + a_z^2)}$$

Donde a_x , a_y y a_z son los valores pico a pico de las aceleraciones de cada eje hallados experimentalmente de las gráficas en “g”.



Figura 4.57. Plataforma vibratoria BodyFit (izquierda), con ajustes para el entrenamiento y niveles bajo, medio, alto (derecho).

²³ Página web: <http://mbed.org/platforms/mbed-LPC1768/>

²⁴ Configurado para enviar 50 datos por segundo.



Figura 4.58. Modelo parado en plataforma vibratoria. Acelerómetro ubicado fijamente en extremo izquierdo (flecha).

Para el segundo objetivo, de evaluar los niveles según los valores límites umbrales de seguridad (TLV *threshold limit values*), que describe el tiempo de exposición permisible según la frecuencia, según la ISO 2631, se ubicarán los resultados de aceleración pico a pico obtenidos del eje z (vertical) y la frecuencia en el gráfico que muestra la figura 4.59 (representación directa de la ISO 2631), el cual se enfoca en la INTENSIDAD de la vibración medido en fuerza-g o “g”. En éste se pueden ubicar tres zonas importantes, de seguridad (verde), de alerta (amarillo) y de peligro (rosado), según el tiempo de tolerancia a exposición.

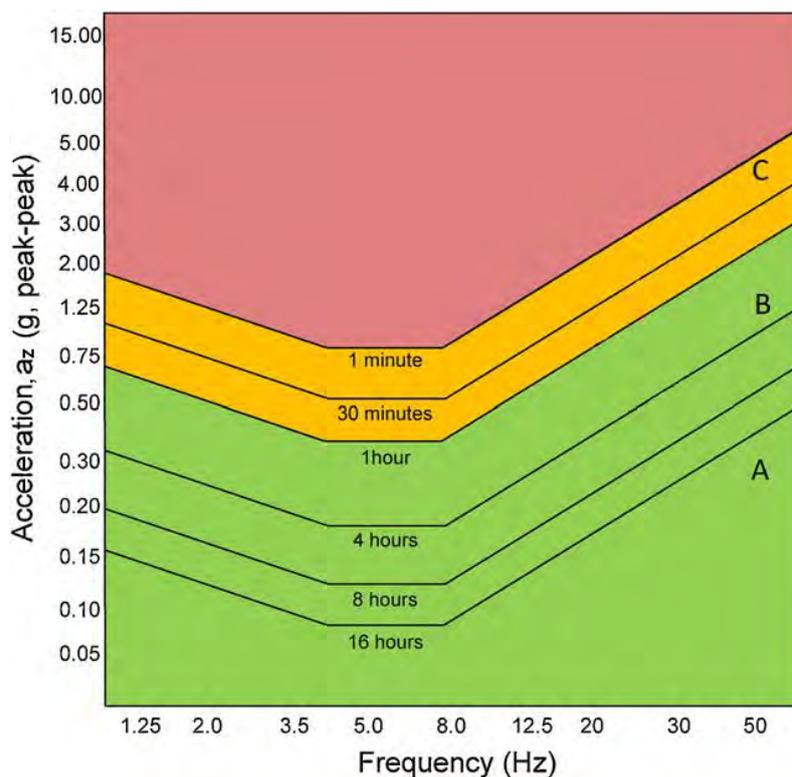


Figura 4. 59. Representación directa de ISO 2631 para los límites de exposición humana a vibración. Fuente: adaptado de Muir et al, 2013.

4.5.3 Resultados

Para cada velocidad de la plataforma se buscó encontrar una magnitud de aceleración pico a pico y una frecuencia, utilizando dominio en el tiempo y espectro de frecuencias respectivamente.

A) Aceleración en el dominio del tiempo

Se midió por 20 segundos en cada velocidad la aceleración en la base de la plataforma vibratoria, obteniéndose los valores para cada eje.

Debido al tipo de movimiento de la plataforma oscilante, no involucra el desplazamiento en el eje x (figura 4. 57 izquierda) los valores de a_x son muy bajos, en velocidad 1 (V1) se mide un valor pico a pico de 0.008 g, que va aumentando progresivamente al aumentar el nivel de velocidad, para V5= 0.014 g y V10=0.018 g. Para las velocidades V5 y V10 se aprecia una forma de onda más sinusoidal que en el resto de velocidades. A la velocidad V30, se distorsiona la onda pero se ha considerado el valor de a_{x-p-p} =0.06 g (ignorando los picos de 8 y 18 s). Todas las gráficas de a_x a distintas V se observan en la figura 4.60.

Con respecto a los valores de a_y , tiene su valor mínimo en V1 (a_{y-p-p} =0.018 g) y aumenta rápidamente en V5 (a_{y-p-p} =0.048 g), en V5 y V10 se conserva su forma de onda sinusoidal frente a las otras. A Velocidad V30, tiene su máximo valor a_{y-p-p} =0.09 g, con distorsión máxima en 18 s (figura 4.61). El eje vertical (z) presenta los valores más altos de a_z como era de esperarse por tener el mayor desplazamiento. En V1, a_{y-p-p} =0.1 g y en V30=0.6 g.

La forma de onda de la aceleración en V5 y V10 presentadas en los ejes x y y se ha mantenido similar para a_z . En V30 se conserva la distorsión de la gráfica en 18 s (figura 4.62).

Todos los valores de a_{p-p} en los tres ejes medidos de los gráficos se presentan en la tabla 4.3, y se han graficado en barras según su velocidad en la figura 4.70.

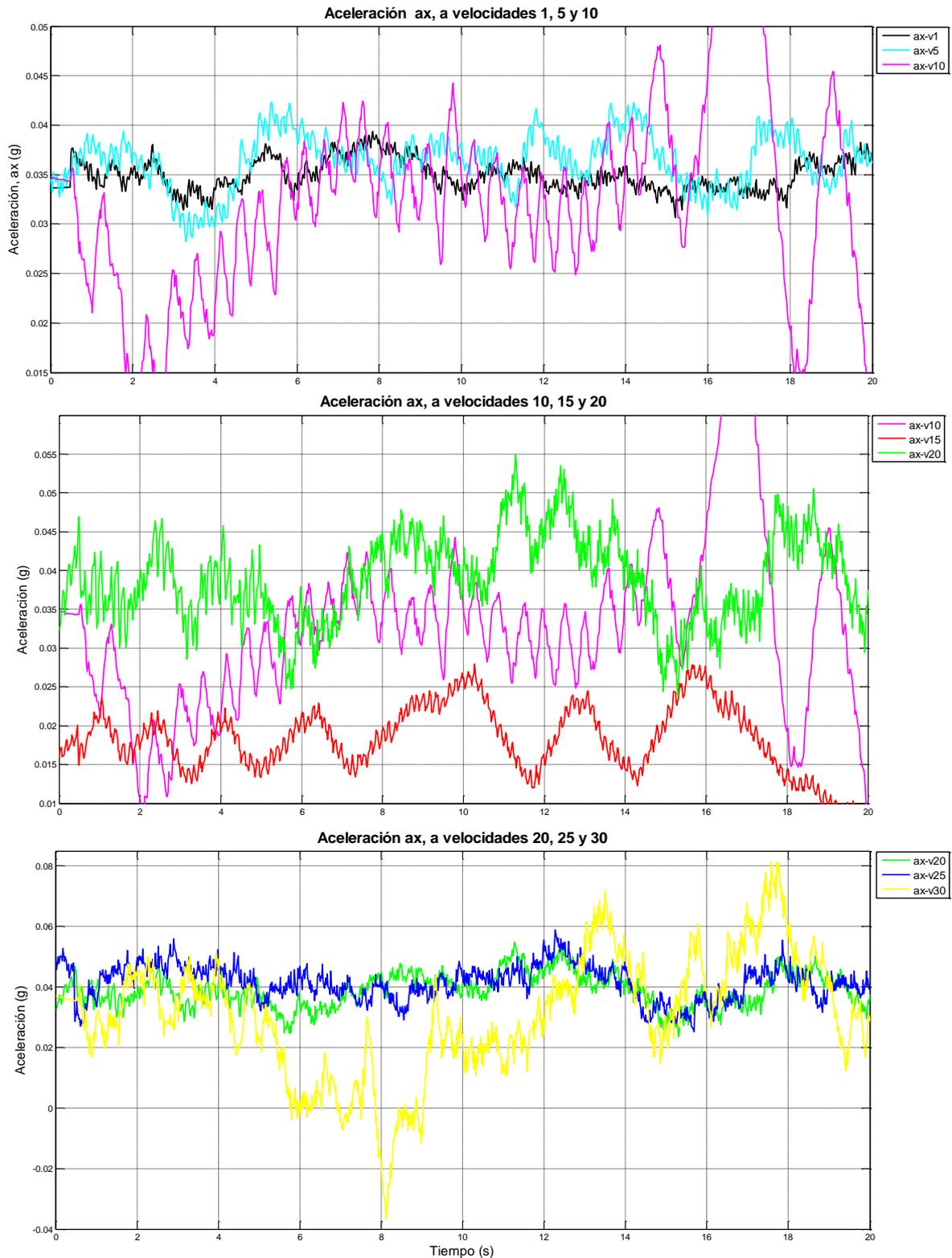


Figura 4.60. Gráfica aceleración horizontal, a_x (g), a diferentes velocidades.

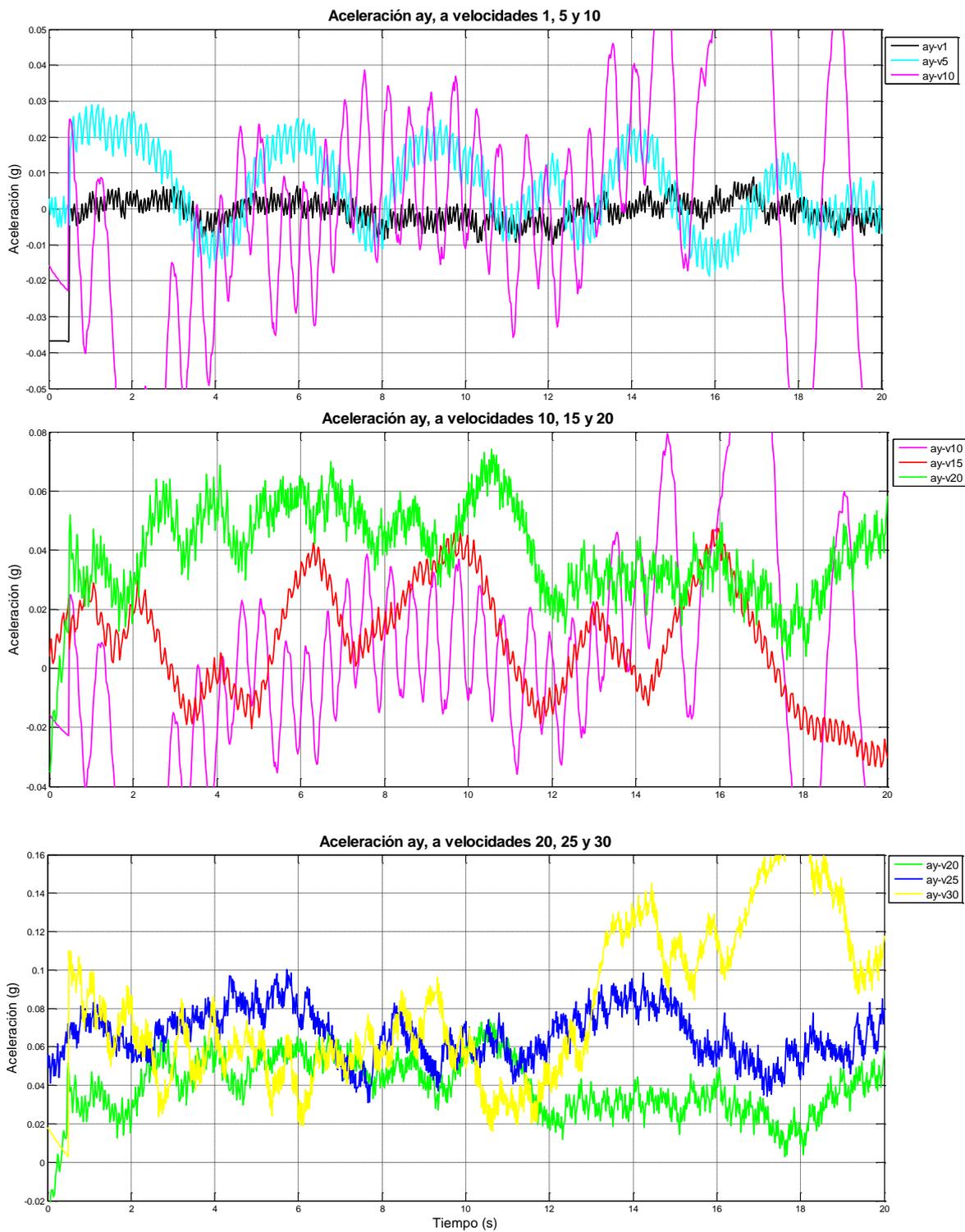


Figura 4.61. Gráfica aceleración horizontal, a_y (g), a diferentes velocidades.

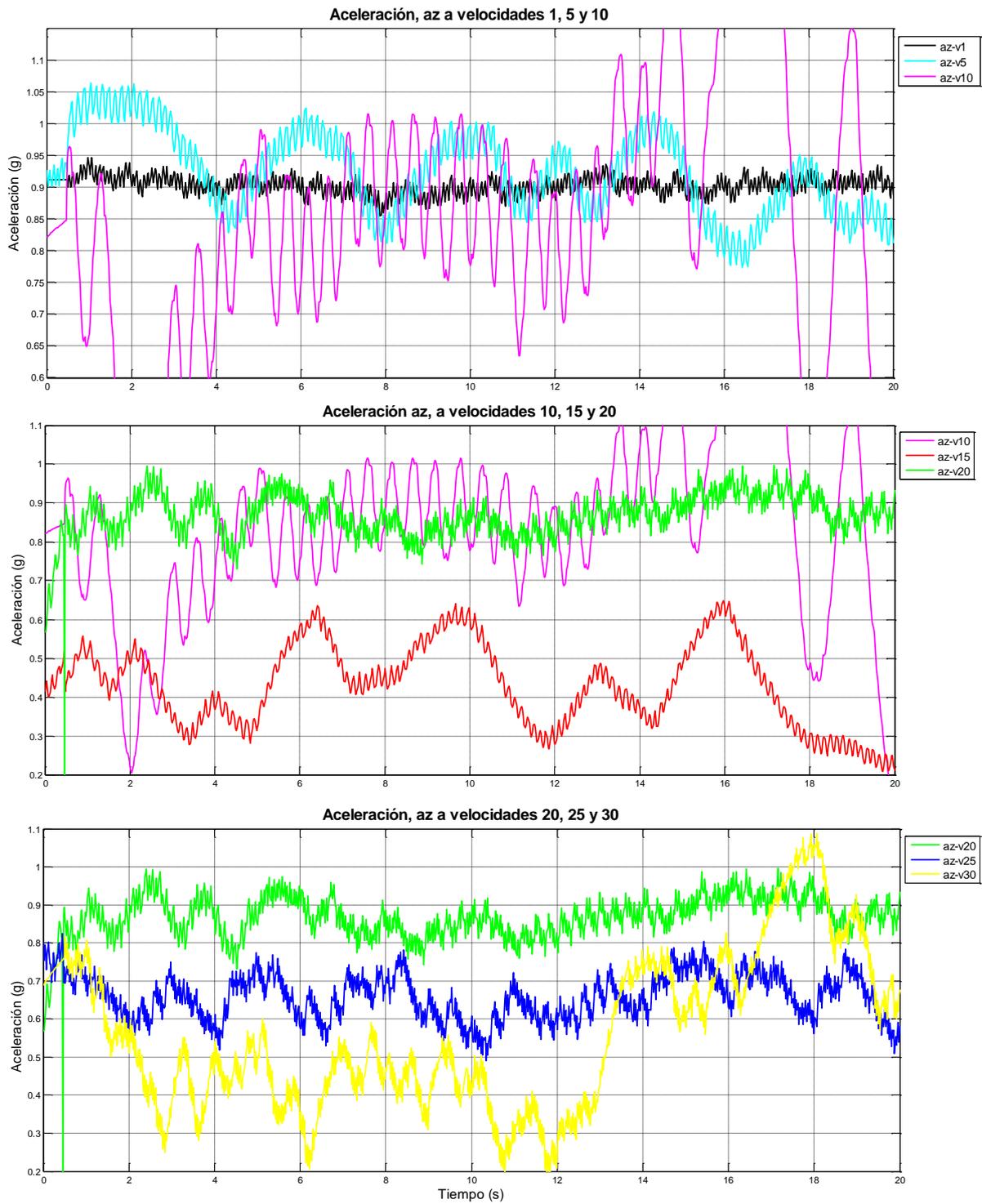


Figura 4.62. Gráfica aceleración vertical, a_z (g), a diferentes velocidades.

B) Aceleración en el dominio de frecuencia

Observando las gráficas en el tiempo de la aceleración no se puede determinar una frecuencia de vibración, por el ruido u otros disturbios en los datos, por esto, con el fin de poder hallar una frecuencia se graficaron los espectros de frecuencia para cada velocidad en el eje vertical a_z aplicandi la Transformada Discreta de Fourier (DFT). Por ser la frecuencia de muestreo (F_s) muy baja 50 Hz, la frecuencia máxima que se presenta en el espectro es 25 Hz ($F_s/2$).

En V5 y en V15 se distinguen una frecuencia fundamental de 7 Hz, mientras que en V1 se distingue un poco una frecuencia fundamental de 3.5 Hz. Para todas las demás velocidades NO SE DISTINGUE CLARAMENTE una frecuencia fundamental que indique la frecuencia vibración de la plataforma vibratoria. Frecuencias muy bajas no son coherentes con manual de plataforma que indica tres niveles de frecuencias 6, 10 y 16 Hz (anexo 4).

Los espectros de frecuencia de a_z para cada velocidad se presentan en las figuras del 4.63 al 4.69. El resumen de las frecuencias fundamentales encontradas así como las no encontradas se presenta en la tabla 4.3.

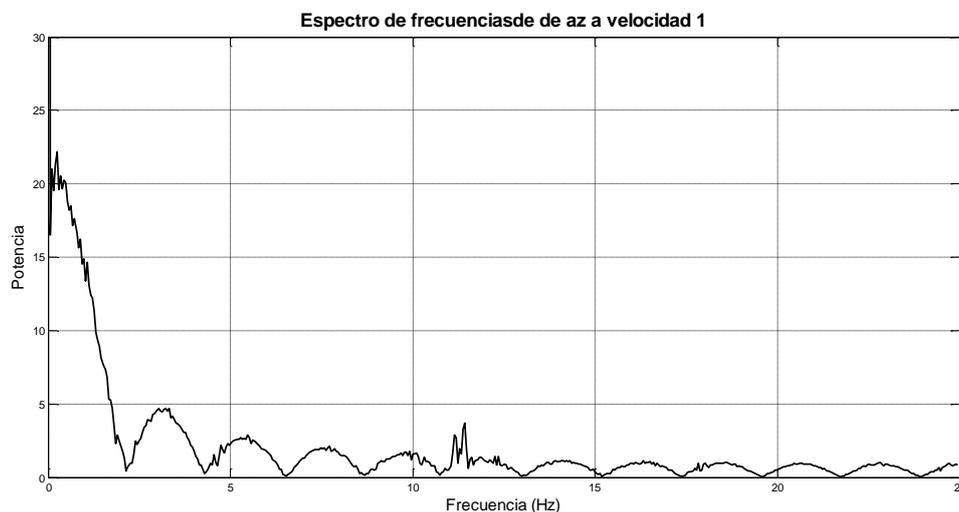


Figura 4.63. Espectro de frecuencia a V1.

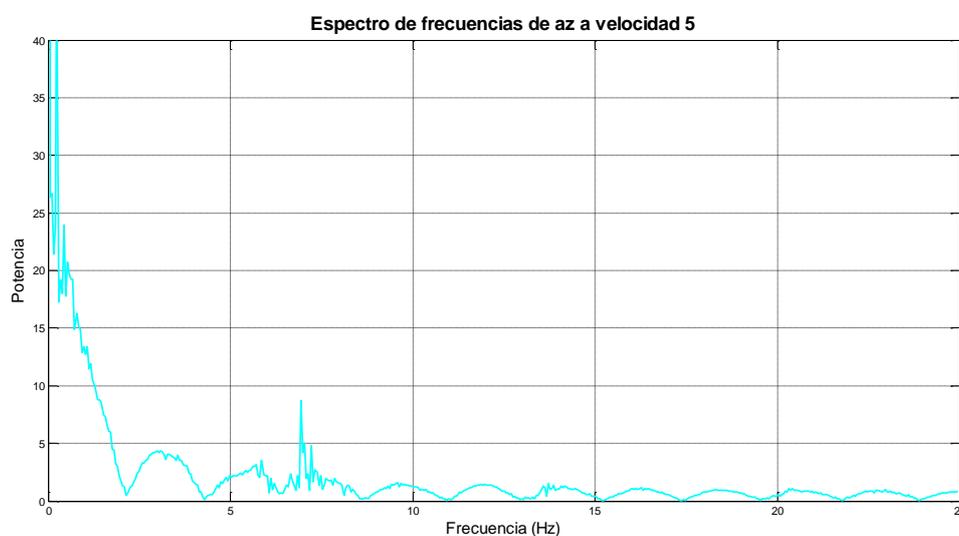


Figura 4.64. Espectro de frecuencia a V5.

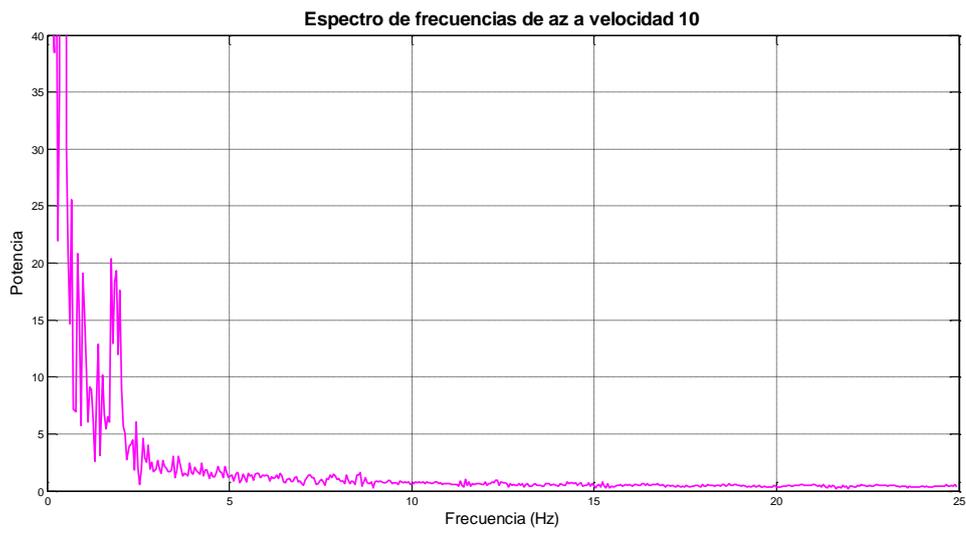


Figura 4.65. Espectro de frecuencia a V10.

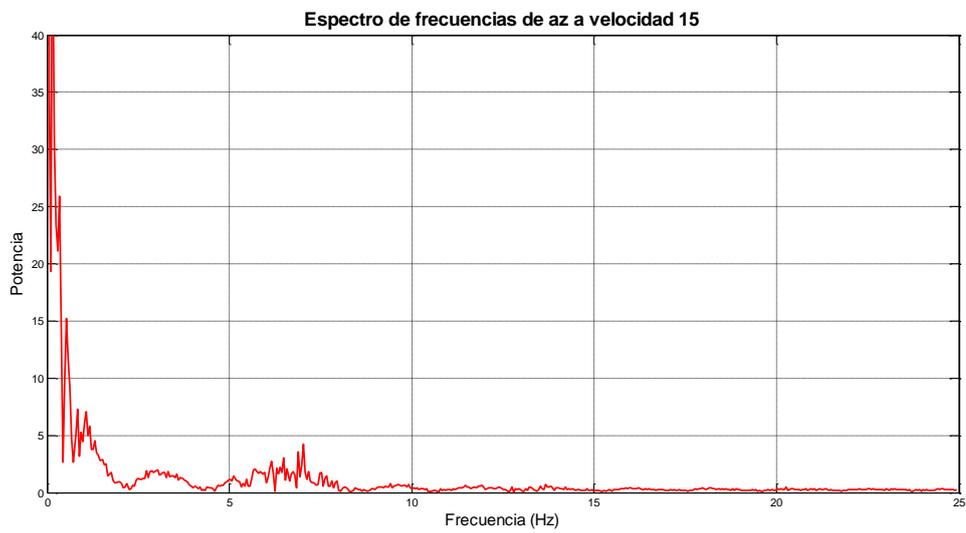


Figura 4.66. Espectro de frecuencia a V15.

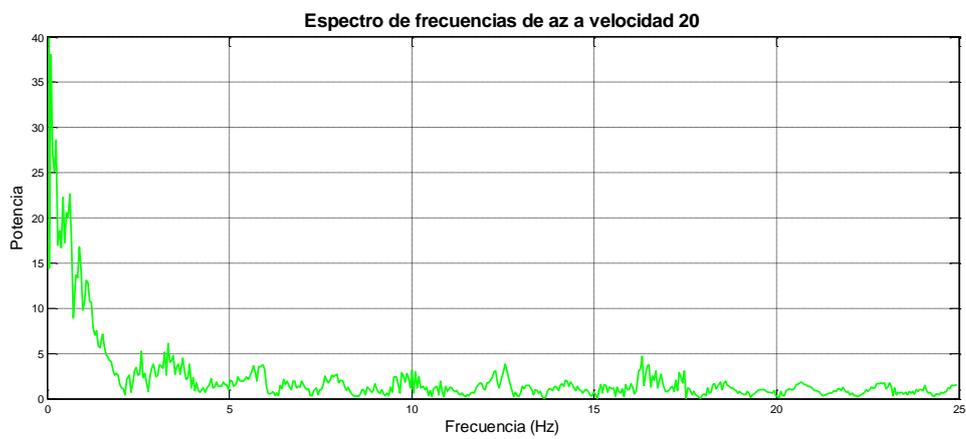


Figura 4.67. Espectro de frecuencia a V20.



Figura 4.68. Espectro de frecuencia a V25.

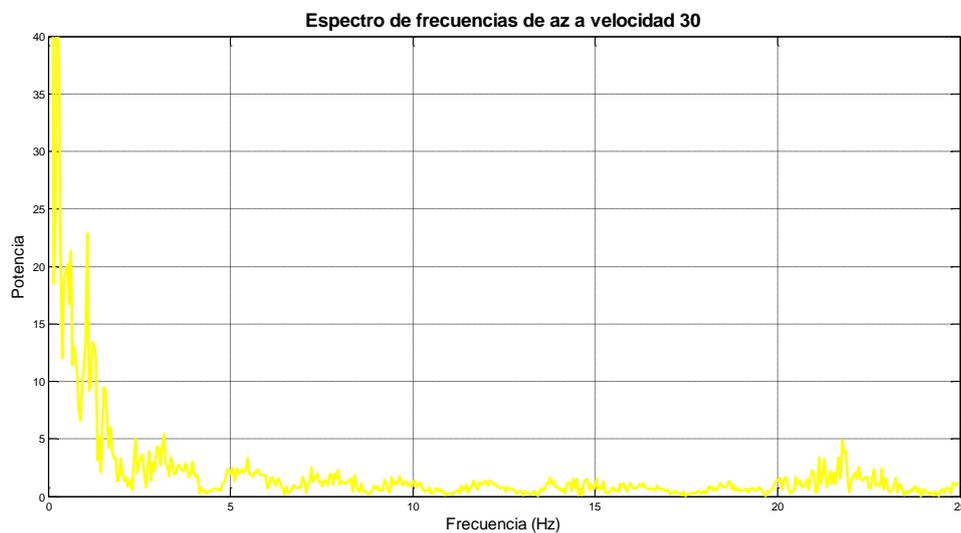


Figura 4.69. Espectro de frecuencia a V30.

Tabla 4.3. Valores de Aceleración a_x , a_y y a_z y R_{p-p} en todas las velocidades.

	axp-p (g)	*	ayp-p (g)	*	azp-p (g)	*	f (Hz)	*	Rp-p(g)
V1	0.008	NO	0.018	NO	0.10	NO	3.5	NO	0.102
V5	0.014	SI	0.048	SI	0.28	SI	7	NO	0.284
V10	0.018	SI	0.068	SI	0.30	SI	-	NO	0.308
V15	0.015	NO	0.062	NO	0.36	NO	7	SI	0.366
V20	0.03	NO	0.07	NO	0.25	NO	-	NO	0.261
V25	0.034	NO	0.07	NO	0.30	NO	-	NO	0.310
V30	0.06	NO	0.09	NO	0.60	NO	-	NO	0.607

Nota: * Se distingue en la gráfica (sinusoidad o frecuencia fundamental)

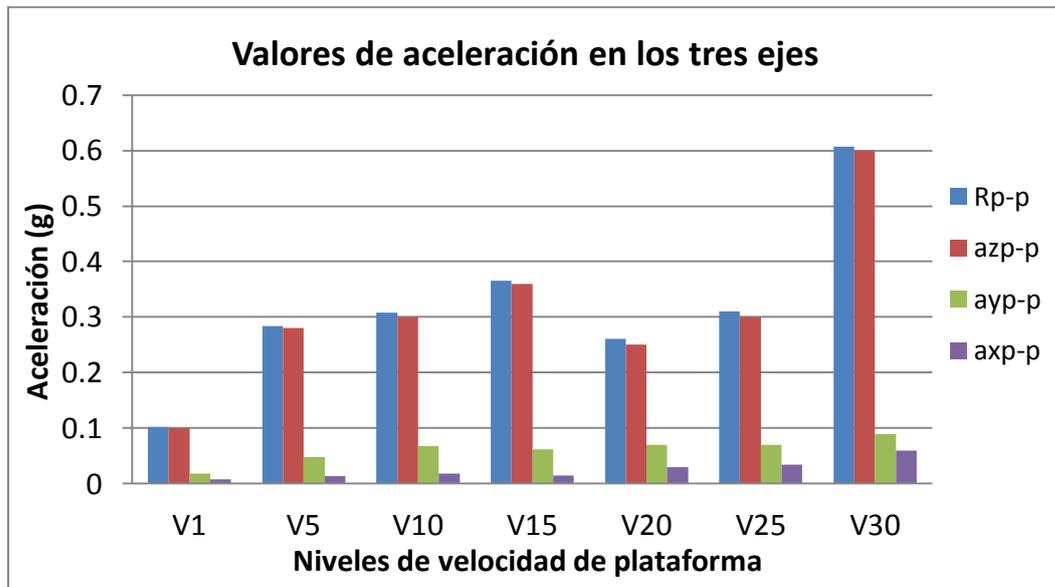


Figura 4.70. Valores de aceleración pico a pico en todas las velocidades para los tres ejes.

4.5.4 Discusión

A valores de aceleración pico a pico de cada eje se le consideró el mayor valor según gráfico, sin considerar distorsiones notables, y se realizó sólo una prueba con el voluntario, por esta razón no se muestran desviación estándar. Por limitación de tiempo y de voluntarios, no se realizaron mayor número de pruebas, y el valor mostrado no es un promedio por lo que se presta para considerar que los valores no son exactos si no que pudieron estar sujetos a disturbios u otros factores.

Las gráficas en el tiempo no presentan la forma esperada semejante a sinusoidal si no que se observa muchos disturbios, al parecer el movimiento de la plataforma es altamente sensible al movimiento de la persona parada, que por motivos de confort realizó contiguas acomodaciones de posición de pie, reflejándose en los picos o disturbios.

En cuanto a la sensación de confort o tolerancia de la persona voluntaria, se empezó a sentir el discomfort a la velocidad 15 donde la frecuencia fue mayor, que fue aumentando a medida que aumentaba el nivel de velocidad, a partir de la velocidad 25 el voluntario sintió un fuerte empuje hacia adelante por lo que se vio forzado a sostener de la pared de delante para poderse mantenerse de pie. Desde la velocidad 20 el voluntario sintió la necesidad de doblar ligeramente las rodillas para no sentir la vibración transmitida a la nuca. La sensación en V30 fue de total incomodidad sintiendo un mareo posterior al tiempo de exposición a la vibración.

En visto que no se logró obtener las frecuencias de la plataforma mediante la DTF, se evaluó los umbrales de tolerancia de exposición por intensidad de aceleración y frecuencia según la ISO 2631 utilizando las frecuencias indicadas en el manual de la plataforma (anexo 4) recalando que en el manual no se menciona la intensidad de vibración ni en

aceleración ni en desplazamiento. En el manual se mencionan tres velocidades 6, 10 y 16 ciclos/segundo pero no especifican en que velocidades, por lo que se ajustó a las velocidades de la prueba, como se enseña en la tabla 4.4, donde se calculó también el desplazamiento de la vibración en mm, usando la siguiente fórmula anteriormente mencionada:

$$D = \frac{A}{(2\pi f)^2} = \frac{a*9.81}{(2\pi f)^2}$$

donde a es la aceleración obtenida pico a pico en “g”.

Tabla 4.4. Valores de aceleración vertical pico a pico ($a_{z_{p-p}}$) hallados experimentalmente y de frecuencia (f) ajustados según manual en tres valores y desplazamiento.

	$a_{z_{p-p}}$ (g)	f (Hz)	D (mm)
V1	0.10	6	0.1
V5	0.28	6	1.9
V10	0.30	6	2.1
V15	0.36	10	0.9
V20	0.25	10	0.6
V25	0.30	16	0.3
V30	0.60	16	0.6

Según los datos de desplazamiento (D) calculado estimando la frecuencia según manual, estos valores alcanzan su valor más alto a la velocidad 10 (2.1 mm), continuando en la velocidad 5 (1.9 mm). Como observación, comparando con los valores de desplazamiento por las plataformas BMAF con efecto osteogénico (0.3g, 30 Hz), el D medido en la base es de 100 μm , esto es, 21 veces menor al obtenido en estas plataformas Bodyfit del experimento presente., y aunque presenten la misma intensidad de aceleración (g), la frecuencia juega un papel importante en el desplazamiento y en la seguridad y sensación del confort.

Para el segundo objetivo, se ubicaron las siete velocidades en la gráfica de umbrales de tolerancia a la exposición de vibración de cuerpo entero (figura 4.71). La gráfica fue adaptada de Muir et al, 2013, representación directa de la ISO 2631, donde ellos experimentaron también en diversas marcas y velocidades de plataformas con intensidades superiores a 2 g y menores a 0.5 g y trabajaron con las mismas unidades de a_{p-p} (g) y sirvió como referencia al presente trabajo.

Las siete velocidades se ubican en la “zona de seguridad” (color verde), observándose que las velocidades 10, 15 y 30 se encuentran casi al límite con la “zona de alerta”, cuya exposición permitida sería de 30 minutos.

Por la gran sensación de incomodidad mencionada por el voluntario y posterior mareo podría sugerirse que los valores de aceleración encontrados experimentalmente son menores a los esperados encontrar (> 0.8 g), pertenecientes a la zona de alerta o riesgo. Sin embargo experimentalmente no se puede afirmar esta hipótesis.

Se podrían obtener mejores resultados utilizando una frecuencia de muestreo mayor (500 Hz o 1000 Hz) como se utilizan en otros trabajos (Asselin et al. 2011; Muir et al, 2013; Rubin et al, 2003).

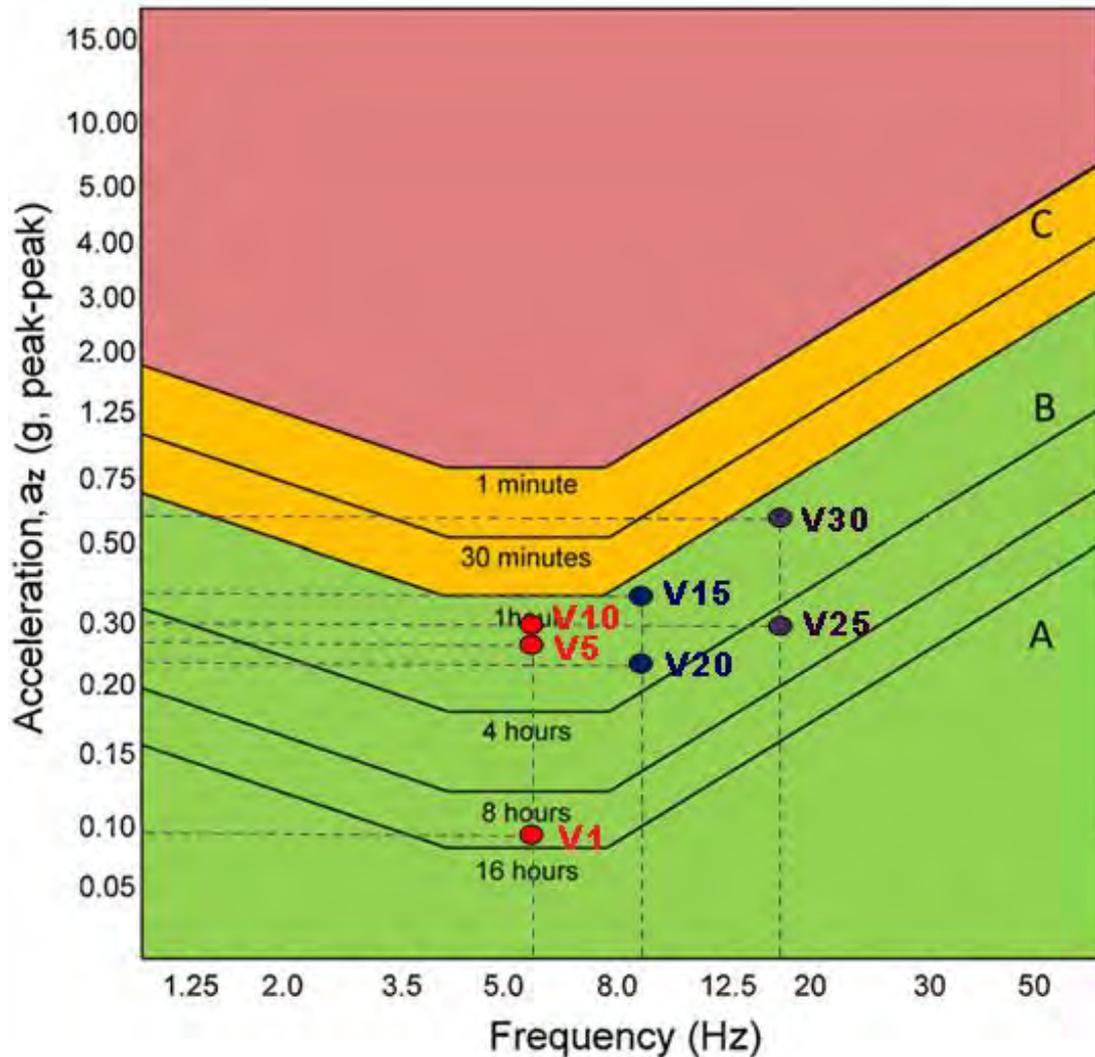


Figura 4.71. Ubicación de las siete velocidades de la plataforma vibratoria en cuadro de umbrales de tolerancia de exposición diaria a vibración de cuerpo entero según ISO 2631.

Conclusiones y recomendaciones

- Las vibraciones mecánicas pueden tener efectos en los sistemas fisiológicos, cada uno de manera independiente, y dependerá de la frecuencia, intensidad y tiempo de exposición, desde un mareo, pérdida de estabilidad, calambres u hormigueos, trastornos vasculares, hasta enfermedades de tipo ocupacional en las manos, en los huesos y articulaciones, por lo que es importante la medición de vibración y el aislamiento y/o disminución de los niveles de vibración de tipo ocupacional.
- Es importante la diferenciación entre osteoporosis y la osteopenia y su exacto diagnóstico, ya que el primero involucra un estado de fragilidad y por lo tanto mayor riesgo de fractura, mientras que la osteopenia no involucra la calidad mecánica y microestructural del tejido, puede haber baja masa ósea pero que es lo suficiente resistente para los requerimientos mecánicos según la actividad y peso de la persona. Un diagnóstico más exacto se realiza con tomografía cuantitativa computarizada axial o periférica, sin embargo el DXA es más práctico y fácil transporte por su tamaño compacto para campañas de diagnóstico y prevención de osteoporosis masivos.
- Como se expone en la sección 1.4.1, un hueso hipermineralizado posee una alta rigidez y su desplazamiento último menor a uno mineralizado normal, comportándose como frágil; una de las causas puede ser debido a la ingesta excesiva de calcio, en personas mayores con tratamiento o en niños en crecimiento. Cabe recalcar en forma paralela que otra consecuencia perjudicial de la ingesta excesiva es el depósito de cristales de fosfato de calcio o formación de hueso, osificación, en tejido blando.
- Sea cual fuese la causa de la osteoporosis, tiene sus consecuencias en una disminución de las características mecánicas como resistencia y tenacidad, y si ésta se puede aumentar, mejorando la calidad ósea de una forma natural y segura utilizando señales mecánicas de muy baja magnitud, como un sustituto de la actividad física o de las mismas señales procedentes de la actividad muscular que se deterioran o disminuyen con la edad, la intervención con vibraciones de baja magnitud y alta frecuencia (BMFA), aplicada responsablemente en personas con problemas de osteopenia u osteoporosis, podría ayudar a inhibir o prevenir esta enfermedad.
- No se ha comprobado hasta el momento que la intervención con vibraciones BMAF es capaz de curar la osteoporosis revirtiendo el grado total de daño en la microarquitectura y permaneciéndose así, sin embargo por ser las señales mecánicas influyentes en las células óseas con alta sensibilidad ante cargas dinámicas, una disciplinada terapia con vibraciones BMAF sería capaz de prevenir la osteopenia en personas mayores o inhibir o disminuir el avance de la pérdida de masa ósea, ayudado por el potencial beneficio en

la estabilidad postural en personas mayores que aunque aún no esté comprobado, que de ser así disminuiría el número de caídas de personas mayores y por ende de fracturas.

- El éxito de los resultados experimentales en ratas que se habían sometido a inmovilización forzada y quedaron en estado de resorción ósea por desuso y con 10 min al día de sólo las vibraciones BMAF, se pudo recuperar la tasa de formación trabecular y superficie mineralizada en la tibia próxima casi como en estado normal de actividad, así como los resultados favorables en niños con discapacidad de displasia cerebral sometidos a vibraciones BMFA que aumentaron su densidad volumétrica trabecular en fémur y vértebras lumbares sugieren que este tratamiento con vibraciones podría ayudar a aumentar la masa ósea de manera segura en personas que han sufrido de reposo obligatorio por mucho tiempo y por tanto con una osteopenia u osteoporosis por desuso y que no pueden retomar su actividad física de forma rápida.
- El protocolo para experimentación con vibraciones BMAF tiene como desventaja ser de tiempo de prueba muy largo, de un año a dos, para evaluar los efectos osteogénicos en los huesos más perjudicados en la osteoporosis como hueso trabecular y cortical en fémur y vértebras lumbares, paralelamente los voluntarios se deben escoger siguiendo unos criterios de inclusión y exclusión importantes como sobrepeso (110 kg a más), inmovilización en el último año o reposo en cama por 3 meses, enfermedad renal o reemplazo de cadera total o reemplazo total de rodillas, tratamiento con algunos medicamentos, presencia de artritis reumatoidea, entre otros, que limitan en gran medida encontrar voluntarios. Además, debe existir en los voluntarios alto grado de compromiso y responsabilidad para cumplir con el tratamiento todos los días impuestos en el protocolo por el tiempo de 1 año o más.
- Se recomienda continuar con la línea de investigación, en una forma más experimental, que por ausencia de equipos y materiales necesarios para su realización no se desarrolló en este trabajo. Para esto es necesario una inversión en el Laboratorio de Biomecánica, para su implementación en equipos. Sería oportuno formular un proyecto ante FINCyT sobre las vibraciones BMAF y su prevención en la osteoporosis y osteopenia en personas mayores con problemas de baja densidad óseo, involucrando un equipo multidisciplinario de ingenieros, y médicos traumatólogos, el proyecto incluiría la fase de adquisición de equipos, instrumentación y software de análisis de morfometría ósea para evaluar con mayor precisión y validez los resultados de un futuro trabajo, tales como tomógrafo cuantitativa computarizada periférica (pQCT, marca STRATEC en Anexo 2), escáners de micro tomografía computarizada (microCT, BRUKER), instrumentación en acelerómetros de tres ejes. El software 3D utilizado generalmente para evaluar los índices histomorfométricos referidos en capítulo 4 es Osteomeasures (Osteometrics) , las plataformas especiales de vibración BMAF se comprarían en una primera instancia para el experimento.
- Por un tema de salud y seguridad, se debe tener especial cuidado con el uso de las plataformas vibratorias comerciales vendidas con el objeto entrenamiento muscular o reducción de peso, se debe identificar claramente cuánto es la intensidad de vibración (aceleración pico a pico en g) y frecuencia en el manual, y comparar con los umbrales de tolerancia de exposición a vibración de cuerpo entero (según ISO 2631), e identificar en qué zona se encuentra (segura, alerta o de peligro) así como se realizó en el presente trabajo.

- El entrenamiento con vibraciones mayores a 1 g, podría ser utilizado por deportistas, en buen estado de salud y con seguimiento de un entrenador, pero la exposición a estas vibraciones por una persona mayor o niños podría exponer su salud y tener efectos adversos en diferentes sistemas fisiológicos como es en el sistema esquelético, donde lejos de beneficiarlo podría incrementarse los microdaños o microfracturas, que por la disminución de la tasa de remodelación ósea en personas mayores no se podrían reparar. Así mismo se deben considerar los criterios de exclusión para el uso de las plataformas mencionados en la sección 1.6.3 y consultar con el médico algún efecto adverso o mareo sentido.
- La plataforma vibratoria Bodyfit usada en el presente trabajo, según resultados y testimonio del voluntario, podría sugerirse que es seguro utilizarse hasta un nivel de velocidad 15 por un tiempo de 10 minutos, mientras que niveles de velocidad 20 o superiores no son tolerantes para las personas, encontrándose un gran nivel de discomfort y alta transmisibilidad a la cabeza.
- Para el experimento de medición de intensidad de vibración de la plataforma vibratoria, una frecuencia de muestreo, F_s , mayor al utilizado, como $F_s = 500$ Hz o más hubiera ayudado a obtener mejores datos y mejores gráficas y obtener espectros de frecuencia que se distinguen la frecuencia de la plataforma, además, una sola prueba con un voluntario no es suficiente, se necesita de un conjunto de datos que permita apreciar las desviaciones estándar como otros valores estadísticos.

Bibliografía

- ADEMINSAC (2011), Curso de “Análisis Vibracional”. Nivel I. Espositor: Ing. Ysabel Torres G, Noviembre.
- Análisis de Maquinaria – AMAQ S.A. (2005). Tutorial de Vibraciones para mantenimiento mecánico. Enero. Página web: www.a-maq.com
- Asselin, P., Spungen, A. M., Muir, J. W., Rubin, C. T., & Bauman, W. A. (2011). Transmission of low-intensity vibration through the axial skeleton of persons with spinal cord injury as a potential intervention for preservation of bone quantity and quality. *The journal of spinal cord medicine*, 34(1), 52.
- Augat P, Schorlemmer S. (2006) The role of cortical bone and its microstructure in bone strength. *Age and Ageing*, 35-S2, pp. 27–31.
- Barúa C. N. (2011). Panorama en cuanto al uso de prótesis total de cadera en los hospitales del IPS y clínicas: elaboración de directrices. TESIS DE MAESTRIA. Universidad Nacional de Asunción, Facultad Politécnica. Paraguay.
- Brody, H (1985). La física de la raqueta de tenis”. *Mundo Científico*, vol 5, 46: 396-404.
- Brody H (1995). How would a physicist design a tennis racquet?. *Physics Today*. Vol 48: 26-31
- Burr DB, Martin RB. (1989). Errors in bone remodeling, toward a unified theory of metabolic bone disease *American Journal of Anatomy*; Vol. 186, N°18.
- Burr DB. (1997) Muscle strength, bone mass, and age-related bone loss. *J Bone Miner Res.* Vol. 12, pp 1547-1554.
- Carter, D., Harris, W., Vasu, R., and Caler, (1981) W. The mechanical and biological response of cortical bone to in vivo strain histories. In: Cowin, S., Ed. *Mechanical Properties of Bone*. New York: ASME; 1981; 81–95.
- Chavassieux PM, Arlot ME, Reda C, Wei L, Yates AJ, MeunierPJ. (1997) Histomorphometric assessment of the long-term effects of alendronate on bone quality and remodeling in patients with osteoporosis. *J Clin Invest*;100:1475–80.

- Cointry GR, Capozza RF, Ferretti JL, Frost HM. (2003). Hacia un diagnóstico antropométrico de las osteopenias y un diagnóstico biomecánico de las osteoporosis. *Medicina (Buenos Aires)* Vol. 63, pp. 737- 747.
- Cointry GR, Capozza RF, Negri AL, Roldán EJ, Ferretti JL. (2004) Biomechanical background for a noninvasive assessment of bone strength and muscle-bone interactions. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, Vol. 4, pp. 1-11.
- Compston JE. (1994) Connectivity of cancellous bone: assessment and mechanical implications. *Bone*, Vol. 15, pp. 463-469.
- Currey JD. (1988). The effects of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. *J Biomech*. Vol. 21, pp. 131-40.
- Currey JD (1999). What determines the bending strength of compact bone? *J Exp Biol*, Vol. 202, pp. 2495-2301.
- Dahl M.C., Kramer P.A., Reinhall P.G., Benirschke S.K., Hansen S.T., Ching R.P. (2010). The efficacy of using vibrometry to detect osteointegration of the Agility total ankle. *Journal of Biomechanics*, 43 (9), pp. 1840-1843.
- Dallas SL, Bonewald LF (2010). Dynamics of the transition from osteoblast to osteocyte. *Ann N Y Acad Sci*. vol. 1192, pp. 437-443. (referenciado).
- Danova NA, Colopy SA, Radtke CL, Kalscheur VL, Markel MD, Vanderby R Jr, McCabe RP, Escarcega AJ, Muir P (2003). Degradation of bone structural properties by accumulation and coalescence of microcracks. *Bone*, Vol. 33, pp. 197 – 205.
- Delezé M, Morales J, Jara LJ. (1996) Osteoporosis inducida por corticosteroides patología, prevención y tratamiento *Revista Peruana de Reumatología*, Vol. 2 N°2.
- Devas M. 1975. *Stress Fractures*. New York: Churchill Livingstone.
- Diab T, Condon KW, Burr DB, Vanishth D (2006). Age-related change in the damage morphology of human cortical bone and its role in bone fragility. *Bone*, Vol. 38, 427-431.
- Diario LaRepública.pe, febrero-2013. Obtenido de: <http://www.larepublica.pe/27-02-2013/en-el-peru-mas-del-7-de-mujeres-entre-los-45-y-60-anos-tiene-osteoporosis>
- Ferretti JL. (1993). Metabolismo fosfocálcico. Bases fisiológicas: su relación con el ejercicio y el deporte (Parte I). *Revista de Actualización en ciencias del deporte*. Vol. 1, N° 2.
- Ferretti JL. (1997). Repercusión de la actividad física sobre el sistema óseo. *Revista de Actualización en ciencias del deporte*. Vol. 5, N° 14. Obtenido: <http://g-se.com/es/salud-y-fitness/articulos/repercusion-de-la-actividad-fisica-sobre-el-sistema-seo-302>
- Ferretti JL. (1999). Hacia una nueva fisiopatología de las osteopatías fragilizantes. Resúmenes del Simposio Internacional de Actualización en Ciencias Aplicadas al Deporte. 131-138. Argentina.

- Ferretti JL, Cointry GR, Capozza RF, Capiglioni R, Chiappe MA (2001). Analysis of biomechanical effects on bone and on the bone-muscle interactions in small animal models. *J Musculoskel Neuron Interact*. Vol. 1 (3), pp. 263 - 273.
- Ferretti, José Luis, Capozza, Ricardo F., & Cointry, Gustavo R. (2003). Interacción entre la nutrición y el control biomecánico de la estructura ósea. *Revista chilena de nutrición*, 30(2), 107-120. Recuperado en 06 de junio de 2013, de http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-75182003000200005&lng=es&tlng=es. 10.4067/S0717-75182003000200005.
- Fritton SP, McLeod KJ, Rubin CT (2000). Quantifying the strain history of bone: spatial uniformity and self- similarity of low-magnitude strains. *J Biomech*; 33:317–325.
- Frost HM. (1960). Presence of microscopic cracks in vivo in bone. *Henry Ford Hosp Med Bull* 8:25–34
- Frost HM. (1987) Bone «mass» and the «mechanostat»: A proposal. *Anat Rec*. Vol. 219, pp.1-9.
- Frost HM. (1996) Perspectives: a proposed general model of mechanostat (suggestions from a new paradigm). *Anat Rec*. Vol. 244, pp. 139 – 147.
- Frost HM. (1997). On defining osteopenias and osteoporoses: Another view (with insights from a new paradigm). *Bone*, Vol. 20, pp. 385-391.
- Frost HM, Ferretti JL, Jee WSS.(1998) Some roles of mechanical usage, muscle strength and the mechanostat in skeletal physiology, disease, and research. *Calcif Tissue Int*. Vol. 62, pp. 1-7.
- Frost MH. (2003). Bone's Mechanostat: A 2003 Update. *The Anatomical Record*, Vol. 275A:1081–1101.
- von Gierke, H. E.; Brammer, A. J. (2002) “Effects of Shock and Vibration on Humans,” Cap. 42 de Harris CM, Piersol AG. *Harris Shock and Vibration Handbook*, 5ta ed. McGraw-Hill, New York,
- Garman, R., Gaudette, G., Donahue, L. R., Rubin, C., & Judex, S. (2007). Low level accelerations applied in the absence of weight bearing can enhance trabecular bone formation. *Journal of orthopaedic research*, 25(6), 732-740.
- Gilsanz V, Wren TA, Sanchez M, Dorey F, Judex S, Rubin C. (2006) Low-level, highfrequency mechanical signals enhance musculoskeletal development of young women with low BMD. *J Bone Miner Res*; 21: 1464–74.
- Griffin, M. J. (1990). *Handbook of Human Vibration*. London. Elsevier. Academic Press, ,
- Griffin, M. J.(2001). “Vibraciones”, Cap. 50 de Enciclopedia de Salud y Seguridad en el trabajo. Organización Internacional del Trabajo, O.I.T. España.

- Grynblas M.(1993). Age- and disease-related changes in the mineral of bone. *Calcif Tissue Int*, Vol.53, pp. 57-S61.
- Heino, T. J., Hentunen, T. A., & Väänänen, H. K. (2002). Osteocytes inhibit osteoclastic bone resorption through transforming growth factor- β : Enhancement by estrogen*. *Journal of cellular biochemistry*, 85(1), 185-197.
- Hildebrand R, & Rügsegger P. (1997). Quantification of bone microarchitecture with the structure model index. *Computer Methods in Biomechanics and Bio Medical Engineering*, 1(1), 15-23.
- Hildebrand, T., Laib, A., Müller, R., Dequeker, J., & Rügsegger, P. (1999). Direct Three-Dimensional Morphometric Analysis of Human Cancellous Bone: Microstructural Data from Spine, Femur, Iliac Crest, and Calcaneus. *Journal of Bone and Mineral Research*, 14(7), 1167-1174.
- Hopcroft, R.; Skinner, M.(2005). *C-130J Human Vibration*, DSTO Defence Science and Technology Organisation, Air Operation Division. Australia.
- Huang RP, Rubin CT, McLeod KJ (1999). Changes in postural muscle dynamics as a function of age. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*; 54: B352–B357.
- Huang, H.-M., Lee, S.-Y., Yeh, C.-Y. and Lin, C.-T. (2002). Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clinical Oral Implants Research*, 13: 65–74. doi: 10.1034/j.1600-0501.2002.130108.x (Parte: Abstract).
- International Standards Organization. “Mechanical Vibration and Shock—Evaluation of Human Exposure to Whole Body Vibration. ISO 2631/1.Geneva 1997.
- Jaecques S.V.N, Pastrav C, Zahariuc A, Van der Perre G. (2004). Analysis of the fixation quality of cementless hip prostheses using a vibrational technique. Proceedings of the Annual Meeting of the ISMA. International Conference on Noise and Vibration Engineering, Leuven, Belgium.
- Judex, S., & Rubin, C. T. (2010). Is bone formation induced by high-frequency mechanical signals modulated by muscle activity?. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 10(1), 3-11. Obtenido de: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2919567/>
- Kanis J, Melton j, Christiansen C, Johnston CC, Khlataev N (1998). The diagnosis of osteoporosis. *J. Bone Min. Res.*,Vol. 9, pp: 1137 – 1141.
- Kitazaki, S. (1994). Modelling mechanical responses to human whole-body vibration. Ph.D. thesis. University of Southampton, U.K.
- Kiiski,J., Heinonen,A., Jarvinen,T.L., Kannus,P. & Sievanen,H (2008). Transmission of vertical whole body vibration to the human body. *J. Bone Miner. Res.* 23, 1318-1325.
- Kotze J, Mitche SR, Rothber SJ (2000). The role of the racquet in high speed tennis serves. *Sports Engineering*. Vol 3: 2 - 67.

- Landis WJ. (1995) The strength of a calcified tissue depends in part on the molecular structure and organization of its constituent mineral crystals in their organic matrix. *Bone*, Vol. 16, pp. 533-539.
- Lanyon, L. E., Hampson, W. G. J., Goodship, A. E., & Shah, J. S. (1975). Bone deformation recorded in vivo from strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthopaedica*, 46(2), 256-268.
- Lanyon, L. E., & Rubin, C. T. (1984). Static vs dynamic loads as an influence on bone remodelling. *Journal of biomechanics*, 17(12), 897-905.
- Lanyon LE, Rubin CT, Raisz LE, Marotti G, Less H. (1993) Osteocytes, strain detection, bone modeling and remodeling. *Calcif Tissue Int*. Vol. 53(S1):S102-S107.
- Lau, E., Al-Dujaili, S., Guenther, A., Liu, D., Wang, L., & You, L. (2010). Effect of low magnitude, high-frequency vibration on osteocytes in the regulation of osteoclasts. *Bone*, 46(6), 1508-1515.
- Leblanc AD, Schneider VS, Evans HJ, Engelbretson DA, Krebs JM. 1990. Bone mineral loss and recovery after 17 weeks of bed rest. *J. Bone Miner. Res*. Vol.5, pp. 843–850.
- Lee WS, Cheung WH, Qin L, Tang N, Leung KS. (2006) Age-associated decrease of type IIA/B human skeletal muscle fibers. *Clin Orthop Relat Res*;450:231–7.
- Li P. L., Jones N. B., & Gregg, P. J. (1995). Loosening of total hip arthroplasty. Diagnosis by vibration analysis. *Journal of Bone & Joint Surgery, British*. Vol 77(4), 640-644.
- Luu, Y. K., Pessin, J. E., Judex, S., Rubin, J., & Rubin, C. T. (2009). Mechanical signals as a non-invasive means to influence mesenchymal stem cell fate, promoting bone and suppressing the fat phenotype. *IBMS BoneKEy*, 6(4), 132-149.
- Mashiba T, Hirano T, Turner CH, Forwood MR, Johnston CC, Burr DB.(2000). Suppressed bone turnover by bisphosphonates increases microdamage accumulation and reduces some biomechanical properties in dog rib. *J Bone Miner Res*;15:613–20
- Manolagas SC (2000). Birth and death of bone cells: basic regulatory mechanisms and implications for the pathogenesis and treatment of osteoporosis. *Endocr Rev*. Vol. 21:115-37.
- Mansfield, N.J. and Griffin, M.J. (2000). Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. *Journal of Biomechanics*, 33(8), 933–941.
- Mansfield, N. J. (2005): *Human Response to vibration*. CRC Press. UK.
- Marotti G (2000). The osteocyte as a wiring transmission system. *J Musculoskel Neuron Interact*; Vol. 1: 133-9.
- Martin RB, Burr DB, Sharkey NA (1998). *Skeletal tissue mechanics*. Sprienger, New York.

- Matsumoto, Y. and Griffin, M.J. (1998). Dynamic response of the standing human body exposed to vertical vibration: influence of posture and vibration magnitude. *Journal of Sound and Vibration*, 212(1), 85–107.
- McLeod, K. J., & Rubin, C. T. (1992). Sensitivity of the bone remodeling response to the frequency of applied strain. *Trans Orthop Res Soc*, 17, 533.
- Morioka, M. Effect of contact location on vibration perception thresholds in the glabrous skin of the human hand. Proceedings of the 34th United Kingdom Group Meeting on Human Response to Vibration, held at Ford Motor Company, Dunton, Essex, U.K., September 22–24, 1999.
- Muir, J., Kiel, D. P., & Rubin, C. T. (2013). Safety and severity of accelerations delivered from whole body vibration exercise devices to standing adults. *Journal of Science and Medicine in Sport*.
- NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy (2001). Osteoporosis pre-vention, diagnosis, and therapy. *JAMA*; 285: 785-91.
- Norman TL,Wang Z. (1997). Microdamage of human cortical bone: incidence and morphology in long bones. *Bone* 20:375–79
- O’Brien CA, Jia D, Plotkin LI, Bellido T, Powers CC, Steward SQ, Manolagas SC, Weinstein RS (2004) Glucocorticoids act directly on osteoblasts and osteocytes to induce their apoptosis and reduce bone formation and strength. *Endocrinology* 145:1841–1925
- Ojeda C. J. (2009). Estudio de la Influencia de la estabilidad primaria en el diseño de vástagos de prótesis femorales personalizadas: aplicación a paciente específico. TESIS DOCTORAL. Universidad Politécnica de Madrid, Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. España.
- Paddan, G.S. and Griffin, M.J. (1993). Transmission of vibration through the human body to the head: a summary of experimental data. ISVR Technical Report 218. Institute of Sound and Vibration Research, University of Southampton.
- Palomino, E., (1997). “La medición y el análisis de vibraciones en el diagnóstico de máquinas rotatorias”. Centro de Estudios, Innovación y Mantenimiento (CEIM), Cuba.
- Pardo, S. J., Patel, M. J., Sykes, M. C., Platt, M. O., Boyd, N. L., Sorescu, G. P., ... & Jo, H. (2005). Simulated microgravity using the Random Positioning Machine inhibits differentiation and alters gene expression profiles of 2T3 preosteoblasts. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 288(6), C1211-C1221.
- Pastrav L.C., Jaecques S.V.N., Deloge G., Mulier M., Van Der Perre G. (2005). A system for intra-operative manufacturing and stability testing of hip prostheses, Proceedings of XIIIth international conference on New technologies and products in machines manufacturing and technologies (TEHNOMUS XIII) , May 6-7, 2005, University “Stefan cel Mare”, Suceava, Romania, Published by University of Suceava, Ed. I. Dumitru, ISBN 973-666-154-7, pp. 505-510.

- Pastrav L.C., Jaecques S.V.N., Mulier M., Van der Perre G. (2006). Determination of total hip replacement stem insertion endpoint and stability assessment by vibration analysis: first experiences with per-operative measurements. ISMA Conference on Noise and Vibration Engineering, Leuven, Bélgica. Paper #157
- Pastrav L. C., Jaecques S. V. N., Jonkers I, Van der Perre G, Mulier M (2009) In vivo evaluation of a vibration analysis technique for the per-operative monitoring of the fixation of hip prostheses. *J Orthop Surg Res*, 4: 10. Pagina web: <http://www.josr-online.com/content/4/1/10>
- Pastrav L. C., Leuridan S., Denis K., Jaecques S., Mulier M., Van der Perre G., Sloten J. V., (2012) Intra-operative monitoring of orthopaedic implant stability by vibration analysis. *9th National Congress on Theoretical and Applied Mechanics*. Brussels, 9-10-11.
- Patel, M. J., Chang, K. H., Sykes, M. C., Talish, R., Rubin, C., & Jo, H. (2009). Low magnitude and high frequency mechanical loading prevents decreased bone formation responses of 2T3 preosteoblasts. *Journal of cellular biochemistry*, 106(2), 306-316.
- Peel N. (2001) Disorders of bone metabolism. *Surgery*. Vol. 30, N°2.
- Pel J. et al (2009). Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Med. Eng Phys.* 31, 937-944.
- Proctor, D. N., Sinning, W. E., Walro, J. M., Sieck, G. C., & Lemon, P. W. (1995). Oxidative capacity of human muscle fiber types: effects of age and training status. *Journal of Applied Physiology*, 78(6), 2033-2038.
- Qin, Y., C. T. Rubin, and K. J. McLeod. (1995) Correlation of *in vivo* bone adaptation and mechanical parameters using low magnitude, high frequency loading. *Trans. Orthop. Res. Soc.* 20:176.
- Qin, Y. X., Rubin, C. T., & McLeod, K. J. (1998). Nonlinear dependence of loading intensity and cycle number in the maintenance of bone mass and morphology. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(4), 482-489.
- Qui S, Rao RD, Saroj I, Sudhaker I, Palnitkar S, Parfitt AM (2003) Reduced iliac cancellous osteocyte density in patients with osteoporotic vertebral fracture. *J Bone Miner Res* 18:1657–1663.
- Rincón A (2008). Características físicas y comportamiento de las raquetas de tenis. TRABAJO DE MASTER Centro Olímpico de Estudios Superiores. España.
- Robling AG, Castillo AB, Turner CH (2006). Biomechanical and Molecular Regulation of Bone Remodeling. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* Vol. 8:455–98
- Rosenberg IH (1997). Sarcopenia: origins and clinical relevance. *J Nutr*; 127:990S–1S.
- Rosenstein A.D., McCoy G.F., Bulstrode C.J., McLardy-Smith P.D., Cunningham J.L., Turner-Smith A.R.(1989), The differentiation of loose and secure femoral implants in

total hip replacement using a vibrational technique: an anatomical and pilot clinical study. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part H: J. Eng. Med.*, Vol. 203, No. 2, Professional Engineering Publishing, pp. 77-81.

Rubin, C. T. & Lanyon, L. E. (1984). Regulation of bone formation by applied dynamic loads. *J Bone Joint Surg Am*, 66(3), 397-402.

Rubin CT, Lanyon LE. (1985). Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude. *Calcified Tissue International*, Vol. 37, N°411.

Rubin CT, McLeod KJ, Bain SD. (1990) Functional strains and cortical bone adaptation. Epigenetic assurance of skeletal integrity. *J. Biomech*, Vol. 23:43-54.

Rubin C, Xu G, Judex S (2001). The anabolic activity of bone tissue, suppressed by disuse, is normalised by brief exposure to extremely low-magnitude mechanical stimuli. *FASEB J*; 15: 2225–9.

Rubin C, Turner AS, Mallinckrodt C et al (2002a). Mechanical strain, induced noninvasively in the high-frequency domain, is anabolic to cancellous bone, but not cortical bone. *Bone*; 30: 445–52.

Rubin C, Turner AS, Muller R et al (2002b). Quantity and quality of trabecular bone in the femur are enhanced by a strongly anabolic, noninvasive mechanical intervention. *J Bone Miner Res*; 17: 349–57.

Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McCabe J, McLeod K. (2004). Prevention of postmenopausal bone loss by a low-magnitude, high-frequency mechanical stimuli: a clinical trial assessing compliance, efficacy, and safety. *J Bone Miner Res*; 19: 343–51.

Rubin C. T., Judex S, Qin Y. (2006) Low level mechanical signals and their potential as a non-pharmacological intervention for osteoporosis. *Age and Aging*, 35-S2, 32-36.

Rubin C. (2006). Contraindications and Potential Dangers of the Use of Vibration as a Treatment for Osteoporosis and other Musculoskeletal Diseases. *Safety of Vibration as an Intervention for Osteoporosis*. Obtenido de: <http://bme.sunysb.edu/people/faculty/docs/crubin/safety-1-11-06.pdf>

Rubin, C., & Rubin, J. (2006). Biomechanics and mechanobiology of bone. *Primer on the Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism*.

Rubin C. T., Judex S., Qin Y. X., Rubin J. (2013) “Prevention of Osteoporosis by Physical signals: Defining a Potential Role for Nondrug Strategies in the Treatment of Musculoskeletal Injury and Disease” Cap. 23 de Marcus R., Feldman D. *Osteoporosis*, 4ta ed. Elsevier Inc., Oxford, USA.

Schiessl H, Ferretti JL, Tysarczyk- Niemeyer G, Willnecker J.(1996) Noninvasive Bone Strength Index as analyzed by periphereal quantitative computed tomography (qQCT). En: *Paediatric Osteology. New developments in diagnosis and therapy*. Schnau (Ed), pp 141-145, Elsevier, Amsterdam.

- Seeman E (2006). Osteocytes – martyrs for integrity of bone strength. *Osteoporosis Int*, Vol. 17, pp. 1443 – 1448.
- Schaffler MB, Choi K, Milgrom C. 1995. Aging and matrix microdamage accumulation in human compact bone. *Bone* 17:521–25.
- Sjöström M., Lundgren S., Nilson H., Sennerby L. (2005). Monitoring of implant stability in grafted bone using resonance frequency analysis: A clinical study from implant placement to 6 months of loading. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol: 34 (1), 45–51. Obtenido de: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2004.03.007>
- Smith EL, Gilligan C. (1989) Mechanical forces and Bone. En: *Bone and Mineral Research*. Peck WA (Ed.), Vol. 6. Elsevier, Amsterdam.
- Tennis Point. Head Liquidmetal. Obtenido de: http://www.tennis-point.com/content/en/Head_Liquidmetal.html
- Turner CH (2002). Biomechanics of Bone: determinants of skeletal fragility and bone quality. *Osteoporosis Int*, Vol. 13, pp. 97–104
- Villa Montoya, L. F., (2011). Mantenimiento Predictivo aplicado a Máquinas sometidas a velocidad y carga variables mediante Análisis de Órdenes. TESIS DOCTORAL. Universidad de Valladolid, Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática. España. Disponible en: <http://uvadoc.uva.es/bitstream/10324/928/1/TESIS153-120417.pdf>
- Wainwright SA, Biggs WD, Currey JD, Gosline JM. (1980) *Diseño mecánico en organismos*. Madrid: Blume.
- Ward, K., Alsop, C., Caulton, J., Rubin, C., Adams, J., Mughal, Z. (2004). Low magnitude mechanical loading is osteogenic in children with disabling conditions. *Journal of Bone and Mineral Research*, 19(3), 360-369.
- Wolff J. “Das Gesetz der Transformation der Knochen” (The Law of Bone Remodeling). Berlin: *Verlag von August Hirschwald*; 1892.
- Xie, L., Jacobson, J. M., Choi, E. S., Busa, B., Donahue, L. R., Miller, L. M. Judex, S. (2006). Low-level mechanical vibrations can influence bone resorption and bone formation in the growing skeleton. *Bone*, 39(5), 1059-1066.
- Xie, L., Rubin, C., & Judex, S. (2008). Enhancement of the adolescent murine musculoskeletal system using low-level mechanical vibrations. *Journal of Applied Physiology*, 104(4), 1056-1062.
- Zioupos P, Currey JD (1998). Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age. *Bone*, Vol. 22, pp. 57-63.

Páginas web:

AZACOT. La fractura vertebral osteoporótica dolorosa. Papel de la vertebroplastia y de la cifoplastia en su tratamiento. Artículos seleccionados. Asociación Zamorana de traumatología y cirugía ortopédica. España. Obtenido de: <http://www.traumazamora.org/articulos/vertebroplastia/vertebroplastia.html>

Bruker microCT. *Applications: biomedical (5) / SkyScan1174* (2013). Obtenido de: <http://www.skyscan.be/applications/biomedical/biomed005.htm>

Gravity Hurts but It's So Good (Agosto, 2001). National Aeronautics and Space Administration - NASA. Obtenido de: http://science1.nasa.gov/science-news/science-at-nasa/2001/ast02aug_1/

Head Racquets: Protect System. Do it Tennis. Obtenido de: <http://www.doitennis.com/technologies/head-protect-systems>

JUVENT Dynamic Motion Therapy. The Juvent Difference. Obtenido de: <http://www.juvent.com/juvent/index.html>

Marodyne Medical. LivMD (2013). Página web: <http://www.marodyne.com/>

Metacafé. Plataforma vibratoria COMPLEX WINPLATE. Video. Obtenido de: http://www.metacafe.com/watch/3580211/plataforma_vibratoria_complex_winplate/

MicroCT world. *Trabecular Thickness (Tb.Th), Trabecular Spacing (Tb.Sp), Trabecular Number (Tb.N)*. (2012). Obtenido de: <http://microctworld.net/trabecular-thickness-tb-th-trabecular-spacing-tb-sp-trabecular-number-tb-n/>

Orthopedic surgery/Sports medicine. Aruna Seneviratne M. D. Codo de tenista. Obtenido de: <http://www.nycsportsmed.com/esp/tennis-elbow.html>

PIURAWEB.COM, febrero-2008. Obtenido de: http://www.piuraweb.com/index.php?option=com_content&task=view&id=916

SHOCKWAVE HOMEPAGE. Nuevas indicaciones de la terapia de ondas de choque en la medicina deportiva. Sección Medicina Deportiva. Obtenido de: <http://www.ondasdechoque.eu/shockwave-homepage-es/menu-left/-/ondas-de-choque-en-la-medicina-deportiva/>

Space Bones (Octubre, 2001). National Aeronautics and Space Administration - NASA. Obtenido de: http://science1.nasa.gov/science-news/science-at-nasa/2001/ast01oct_1/

Trabecule Bone Research. *Investigación biomédica en huesos y biomateriales* (2012). Obtenido de: <http://www.trabeculae.com/microCT.html>

Vibraciones Saludables (Noviembre, 2001). National Aeronautics and Space Administration - NASA. Obtenido de (versión en castellano): http://ciencia1.nasa.gov/science-at-nasa/2001/ast02nov_1/