

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL - PUCRS

ELOISA HÖRTER DIETER

**ESTUDO DA RESPOSTA ÓSSEA A ESTÍMULOS FÍSICOS PASSIVOS, DE BAIXA
MAGNITUDE E ALTA FREQUÊNCIA, EM MULHERES COM BAIXA MASSA ÓSSEA**

**Porto Alegre – RS
2005**

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

ELOISA HÖRTER DIETER

**ESTUDO DA RESPOSTA ÓSSEA A ESTÍMULOS FÍSICOS PASSIVOS, DE BAIXA
MAGNITUDE E ALTA FREQUÊNCIA, EM MULHERES COM BAIXA MASSA ÓSSEA**

Tese de Doutorado em Gerontologia Biomédica
Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – PUCRS
Instituto de Geriatria e Gerontologia
Programa de Pós-Graduação em Gerontologia Biomédica

Orientador: Prof. Phd Antônio Carlos Araújo de Souza - MD

Porto Alegre
2005

ELOISA HÖRTER DIETER

**ESTUDO DA RESPOSTA ÓSSEA A ESTÍMULOS FÍSICOS PASSIVOS, DE BAIXA
MAGNITUDE E ALTA FREQUÊNCIA, EM MULHERES COM BAIXA MASSA ÓSSEA**

**Este exemplar corresponde à redação
final da Tese de Doutorado na
Pontifícia Universidade Católica do
Rio Grande do Sul – PUCRS na Área
de Concentração em Gerontologia
Biomédica, e aprovado pela Comissão
Julgadora em 05/04/2005 .**

Prof. Antônio Carlos Araújo de Souza
(Orientador)

Prof^a Dalva Maria Pereira Padilha (Titular)

Prof. Thaís Russomano (Titular)

Prof. José Maria Santarén Sobrinho (Titular)

Prof. Rodolfo Herberto Schneider (Suplente)

AGRADECIMENTOS

Ao meu Professor Orientador Phd Antônio Carlos Araújo de Souza – MD, agradeço por acreditar nesta pesquisa e confiar na minha capacidade: “a confiança em nós mesmos é a fonte da inspiração da que temos nos outros”.

Ao IPTC - Instituto de Pesquisa Científica e Tecnológica – PUCRS.

Ao Laboratório de Mecânica PUCRS- Labmec, em especial na pessoa do Sr. Celso R. V. dos Santos – Técnico Mecânico, agradeço pelo empenho e dedicação depositados.

À Divisão de Engenharia Biomédica do Hospital São Lucas, especialmente na pessoa do Sr. Denis Xavier Barbieri – Eng.º Eletrônico- Coord. Div. de Eng. Biomédica Instituto de Pesquisa Científica e Tecnológica da PUCRS.

À Física Médica da PUCRS e LABDENS – Laboratório de Densitometria Óssea e Metabolismo Ósseo – PUCRS.

Ao Instituto de Geriatria e Gerontologia – PUCRS.

Ao Centro Universitário Feevale – NH.

Às mulheres colaboradoras desta pesquisa, pela confiança depositada e excelente aderência ao estudo.

**Dedico ao meu esposo e
minha filha, Leandro e Elisa**

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL - PUCRS

ELOISA HÖRTER DIETER

**ESTUDO DA RESPOSTA ÓSSEA A ESTÍMULOS FÍSICOS PASSIVOS, DE BAIXA
MAGNITUDE E ALTA FREQUÊNCIA, EM MULHERES COM BAIXA MASSA ÓSSEA**

**Porto Alegre – RS
2005**

Resumo

Partindo da premissa que o estímulo mecânico de baixa frequência e alta amplitude propicia a resposta osteogênica do esqueleto humano, hipotetizamos que a mesma pode ocorrer mediante o estímulo em plataforma vibrátil. Examinando esta hipótese, desenvolvemos o estudo com vinte e oito mulheres (50-69 anos) (20 no estudo experimental e 8 no estudo controle). O grupo experimental realizou atividade de ortostase relaxada em plataforma vibrátil por 15 minutos, três vezes por semana, por seis meses consecutivos de duração. Foi realizada densitometria óssea Dual Energy x Ray Absortiometry – Lunar DPX, antes e depois, da coluna vertebral lombar, fêmur e tíbia/fíbula. O estudo caracteriza-se por apresentar paradigma de configuração quantitativo, com metodologia experimental, tipo de estudo prospectivo, longitudinal. Para análise estatística, utilizou-se SPSS® 11,5; Excel 2000; estatística descritiva; teste t de Student com p 0,05, unicaudal, pareado. Ao final do estudo, obteve-se melhora da densidade mineral óssea significativa na região 1/3 tíbia/fíbula e perda de massa óssea significativa em região ultra-distal, no grupo experimental.

Abstract

From the premise that low frequency and high amplitude mechanical stimulus provide an osteogenic response of the human skeleton, we suppose that it may occur through the stimulus in the vibrating platform. Examining this hypothesis, we have developed the study with twenty eight women (50-69 year-old) (20 in the experimental study and eight in the control study). The experimental group performed relaxed orthostasis activity in vibrating platform for 15 minutes, three times a week, during six consecutive months. It was made a Dual Energy x Ray Absortimetry – Lunar DPX osseous densitometry, before and after the back spinal column, femur and tibia/fibula. The study is characterized by presenting a quantitative paradigm of configuration, with experimental methodology, prospective longitudinal kind of study. For statistical analysis, it was used SPSS® 11,5; Excel 2000; descriptive Statistics; test t of Student with p 0,05, one-tailed, paired. At the end of the study, a significant bone mineral density improvement in the 1/3 region tibia/fibula and significant bone mass reduction in ultra-distal region tibia/fibula to the experimental group was achieved.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO

2.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
2.1	Epidemiologia	15
2.1.1	Aspectos Epidemiológicos no Brasil	15
2.1.2	Epidemiologia e Prevenção das Fraturas por Osteoporose	16
2.2	Esqueleto Humano e Osteoporose	20
2.2.1	Estrutura Óssea e Osteoporose	21
2.2.2	Envelhecimento do Sistema Osteoarticular	23
2.2.3	Envelhecimento do Sistema Músculo-Esquelético	28
2.2.4	Envelhecimento do Sistema Nervoso Periférico e Central	29
2.2.5	Reações Posturais e Equilíbrio	29
2.3	Biomecânica	31
2.3.1	Fêmur	31
2.4	Respostas Físicas sobre a Massa Óssea	32
2.4.1	Microgravidade	32
2.4.2	Imobilização Prolongada	34

2.4.3	Exercício Físico	40
2.5	Densitometria Óssea	42
2.5.1	Dual X-Ray Absorptiometry (DXA)	43
2.6	Massa Óssea	44
2.7	Avaliação Física do Idoso	45
2.7.1	Índice de Massa Corporal	45
2.7.2	Testes para Determinar Diferença entre Membros Inferiores	46
2.7.2.1	Discrepância Real no Comprimento entre Membros Inferiores	47
2.7.2.2	Discrepância Aparente no Comprimento dos Membros Inferiores	47
2.7.2.3	Comprimento Tibial Discrepante e Comprimento Femoral Discrepante	47
2.7.2.4	Medida Tronco-Cefálica	48
3	MARCO CONCEITUAL	49
3.1	Lei de Wolff	49
3.2	Paradigma de Utah	52
3.3	Efeito Piezelétrico	54
3.4	Estimulação Mecânica Passiva	55
3.4.1	Estímulo Mecânico Anabólico	55
3.5	Vibração Vertical	57
3.6	Mecanotransdução e Mecanosensibilidade Óssea	61

4	HIPÓTESES E OBJETIVOS	68
4.1	Hipótese Conceitual	68
4.2	Objetivo Geral	68
4.3	Objetivos Específicos	68
5	VARIÁVEIS	69
6	MATERIAIS E MÉTODOS	70
6.1	Sujeitos	70
6.2	Local do Estudo	72
6.3	Procedimentos	72
6.3.1	Contato Inicial	74
6.3.2	Projeto Piloto	74
6.3.3	Estudo Principal	76
6.3.4	Grupo Controle	80
6.4	Tipo de Delineamento	81
6.5	Amostragem	83
6.5.1	Tamanho da Amostra	83
6.6	Instrumentos Utilizados	83
6.7	Logística	84

6.8	Processamento e Análise	84
6.9	Aspectos Éticos	85
7	RESULTADOS	87
8	DIFICULDADES	130
9	DISCUSSÃO	131
	CONCLUSÃO	148
	REFERÊNCIAS	150
	ANEXOS	161
	APÊNDICES	165
	GLOSSÁRIO	173
	LISTA DE FIGURAS	174
	LISTA DE QUADROS	175

LISTA DE TABELAS	176
LISTA DE IMAGENS	177
LISTA DE GRÁFICOS	178
ABREVIATURAS	183

1. INTRODUÇÃO

Diversas são as áreas de interesse sobre o envelhecimento humano. Atualmente, percebe-se grande interesse científico sobre o sistema ósteo-muscular do geronte, entretanto, há uma lacuna nos conteúdos literários sobre os efeitos da estimulação física passiva sobre a massa óssea, especificamente, o que motivou este estudo.

Muito tem sido perguntado sobre qual seria a resposta óssea humana aos estímulos vibratórios. Recentes estudos ^{(1) (2) (3) (4)}, têm abordado a hipótese de que baixa amplitude e alta frequência de estimulação mecânica podem responder com eficiência sobre a massa óssea, a longo prazo.

Em função disso, a resposta óssea à vivência prolongada no meio de microgravidade tem sido foco de importantes estudos com astronautas ^{(5) (6) (7)}. Esses estudos, atualmente, servem de modelo para muitos estudos sobre o envelhecimento ⁽⁷⁾.

Até o momento, não foi tomado em conta, pelos estudiosos e pesquisadores brasileiros, o comportamento da resposta óssea das mulheres brasileiras, quando oferecido o estímulo vibratório ao esqueleto, inexistindo referencial teórico-científico.

Nesse estudo procuramos estabelecer o comportamento da massa óssea em mulheres submetidas a estímulos físicos passivos sob a forma de vibração mecânica em uma plataforma simuladora de impacto, pelo período de seis meses. O nosso interesse centrou-se especialmente neste período, buscando a compreensão do comportamento da massa óssea no espaço menor que

um ano. Por isso, optamos em medir a densidade mineral óssea nos ossos da perna, segmento este mais próximo à fonte expositora do estímulo mecânico.

Sendo assim, desenvolvemos, em primeira instância, um equipamento simulador de impacto, de baixo custo, e configuramos o estudo de forma investigativa, procurando contribuir para as especialidades na área da saúde humana (8).

O trabalho é dividido em revisão de literatura sobre o tema relacionado à osteoporose, marco conceitual, bem como os pilares literários que sustentam a tese. No seguimento, apresentar-se-á a hipótese, os objetivos e as variáveis. Os materiais e métodos, clareando as características metodológicas deste estudo, os resultados encontrados e as dificuldades enfrentadas no decorrer do estudo, também são abordados. Segue-se, ainda, discussão dos resultados e a conclusão do estudo.

Dando continuidade, apresenta-se à comunidade acadêmica este estudo transversal, que permitiu organizar, vivenciar e simular uma situação de impacto muito semelhante à da caminhada rápida (aproximadamente de 4Km/h) e estudar comparativamente as respostas ósseas de cada mulher colaboradora. Ainda, com o corajoso propósito de oferecer à comunidade uma possibilidade de prevenção da osteoporose primária, principalmente aos indivíduos que não possuem condições de realizar a prática da caminhada ou outra atividade física dinâmica.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo, são apresentadas diversas discussões relacionadas à osteoporose. Salientam-se aspectos epidemiológicos da osteoporose no Brasil, aspectos do esqueleto humano, da biomecânica humana, da resposta física da massa óssea no ser humano, dos efeitos da vibração no corpo humano e, ainda, aspectos relativos à avaliação física do idoso.

2.1 EPIDEMIOLOGIA

2.1.1 Aspectos Epidemiológicos no Brasil

A osteoporose é uma enfermidade relacionada à perda progressiva de massa óssea, cuja progressão, geralmente, é assintomática até a ocorrência de fraturas. Dentre as fraturas, as do fêmur são as de maior morbidade e podem, eventualmente, evoluir para óbito. A osteoporose está relacionada ao envelhecimento e, principalmente, ao hipostrogenismo. Admite distribuição universal, com prevalência que se estima aumentar dia a dia, devido ao aumento da expectativa de vida da população mundial (9).

A diminuição progressiva de massa óssea, que se apresenta mais rapidamente em alguns indivíduos (perdedores rápidos) do que em outros (perdedores lentos), predispõe à osteoporose e a suas conseqüências. Essa velocidade de perda, que varia de indivíduo a indivíduo, sofre a influência de fatores étnicos, ambientais, sociais e culturais, que se constituem, portanto, em fatores agravantes ou de risco. Ultimamente, no Brasil, dado às dificuldades que cercam a

execução de estudos epidemiológicos em um país de dimensões continentais com uma complexa integração de diferentes padrões culturais e constituído por uma raça sem características definidas ou sequer homogênea em todas as regiões geográficas, não existem números precisos sobre a osteoporose.

Os principais estudos epidemiológicos em relação à osteoporose vêm de países onde já existe uma política institucional para o diagnóstico e controle dessa enfermidade: dos países escandinavos, da Suíça e dos Estados Unidos. Ainda hoje a maior parte desses estudos se baseia na avaliação das fraturas, principalmente as de colo de fêmur, que geralmente demandam internação hospitalar.

Independentemente de quaisquer outras considerações, devemos assinalar que as constatações são de que 50% das fraturas de fêmur por osteoporose evoluem para incapacitação total. Cerca de 20 a 30% dos indivíduos com fratura de colo de fêmur por osteoporose apresentam complicações circulatórias, respiratórias e tromboembólicas, que podem resultar em morte nos dois primeiros anos após a fratura.

Mediante estas considerações, é importante conhecer o comportamento da osteoporose primária em uma situação de estímulo físico-mecânico específico.

2.1.2 Epidemiologia e Prevenção das Fraturas por Osteoporose

As fraturas da região do fêmur proximal, as fraturas vertebrais e as fraturas do punho são as típicas fraturas do paciente com osteoporose.

As fraturas osteoporóticas possuem três características patognomônicas, conforme o consenso de 1995, a saber (10):

1. incidência que aumenta exponencialmente com o aumento da idade do indivíduo;
2. frequência maior de acometimento na mulher que no homem;
3. ocorrência após traumatismo leve nos locais com maior quantidade de osso trabecular.

Os fatores associados a um maior risco de fraturas osteoporóticas são:

1. amenorréia primária;
2. amenorréia secundária;
3. menopausa prematura: idiopática, ovariectomia, histerectomia;
4. nuliparidade;
5. imobilização e inatividade prolongadas;
6. raça branca ou asiática;
7. tabagismo;
8. alcoolismo;
9. ausência de exercícios físicos;
10. fatores nutricionais: baixa ingestão de cálcio, cafeína em altas doses, proteína baixa, pouca fibra e sódio;
11. drogas: corticóides, anticonvulsivantes, heparina prolongada, tiroxina;
12. enfermidades: hipogonadismo, anorexia nervosa, porfiria, diabetes, talassemia, síndrome de má absorção, doença hepática crônica, escorbuto, artrite reumatóide;

13. história familiar;
14. estrutura corporal frágil;
15. baixa estatura e ossos pequenos.

Já se sabe que a osteoporose é uma enfermidade crônica e multifatorial, que pode progredir silenciosamente por décadas, levando a uma perda de tecido ósseo e a uma piora em sua qualidade, até que as fraturas características comecem a ocorrer. Como não há sintomas precedendo as fraturas, vários indivíduos deixam de ser diagnosticados enquanto ainda existe a possibilidade de se ministrar tratamento efetivo. Conseqüentemente, vários pacientes apresentam fraturas, evoluindo com dores associadas a essas fraturas, o que piora sua qualidade de vida e, muitas vezes, torna-os até mesmo incapacitado para as atividades básicas da vida diária.

Sabe-se, também, que o número de fraturas tem crescido de forma significativa, em função do envelhecimento da população e do aumento da sobrevida, principalmente em países mais desenvolvidos. Por isso, entende-se que a osteoporose seja um dos maiores problemas de saúde pública, pois afeta milhões de pessoas no mundo inteiro. Dos indivíduos americanos com 90 anos ou mais, pode-se dizer que 32% das mulheres e 17% dos homens têm história de fratura. (11).

As características das fraturas relacionadas à osteoporose são: aumento da incidência com a idade (mais freqüentes em mulheres idosas do que em homens idosos) e predileção por locais que contém substancialmente osso trabecular (quadril, coluna dorso/lombar e punho).

As fraturas do quadril e do punho, em geral, são conseqüentes a traumatismos diretos de maior intensidade causados na maioria das vezes por quedas. As fraturas da coluna, ao contrário, podem ocorrer sem traumatismos importantes, sendo em geral pouco dolorosas quando ocorrem as microfraturas, mas muito dolorosas em caso de fraturas mais significativas.

Coincidentemente, os locais de maior prevalência dessas fraturas são formados principalmente por ossos do tipo esponjoso. A duração da seqüência de reabsorção no osso cortical é de 30 dias e, no total, entre reabsorção e formação há uma média de 100 a 150 dias. No osso trabecular, a seqüência de reabsorção é de 40 a 50 dias e a duração do período de formação dura, em média, 200 dias.

As fraturas de quadril por osteoporose trazem, além dos problemas de saúde, um custo individual e uma sobrecarga financeira (12). Os impactos físicos, sociais e econômicos são igualmente altos.

Pesquisas mostram que esse grupo de fraturas é responsável por 80 a 90% do custo total da osteoporose nos Estados Unidos. Aproximadamente 85% dos indivíduos, que sofrem fraturas do quadril, são submetidos a cirurgias. A mortalidade, em um ano após fratura, é de 10 a 15%. Estima-se que 50 a 75% dos pacientes com fraturas do fêmur proximal tornam-se dependentes do ponto de vista social e médico, enquanto 25% deles precisam de assistência de enfermagem domiciliar. Dessa forma, é estimada uma redução de 9,2 anos de potencial de expectativa de vida por mil mulheres brancas com fraturas da

**região do quadril. As fraturas do quadril são conseqüências freqüentes da osteoporose (13).
(14),**

Outro grande problema é o aumento do risco de novas fraturas, pelo fato da amplitude dos movimentos articulares estar comprometida e por causa da diminuição da força da musculatura do quadril, o que torna a marcha mais lenta e propicia novas quedas. Entende-se que, nesses casos, o melhor caminho é a prevenção.

2.2 ESQUELETO HUMANO E OSTEOPOROSE

O esqueleto tem três funções importantes: sustentação para o sistema músculo esquelético, proteção de órgãos internos vitais e reservatório metabólico, trabalhando para a hematopoiese e homeostase do cálcio. 40% do osso trabecular e 10 % do osso cortical são reciclados anualmente (15).

Na osteoporose, não ocorrem alterações significativas da proporção entre matriz mineral e não-mineral, porém, a diminuição da massa óssea leva a um aumento da fragilidade do osso e a um conseqüente aumento do risco de fratura de forma assintomática, lenta e progressiva. Sabe-se que as mulheres são as mais afetadas pela osteoporose sintomática e assintomática (10).

Entende-se que a melhor forma de se evitar a instalação e as complicações resultantes da osteoporose é a prevenção, que pode ser realizada através da identificação

dos fatores de risco para o desenvolvimento da doença e do diagnóstico precoce do enfraquecimento dos ossos, através de medida da densitometria óssea.

2.2.1 Estrutura Óssea e Osteoporose

Os ossos são compostos por duas camadas: a camada externa e mais dura, que é chamada de osso cortical, e a camada interna, mais esponjosa, que é chamada de osso trabecular. Ossos saudáveis são caracterizados por osso trabecular esponjoso, que é constituído por milhares de travessuras interconectadas fortemente entre si (15).



Figura 1: À esquerda, osso normal. À direita, osso osteoporótico. Retirado de www.umassmemorial.org/.../osteoporosis/index.cfm . Em 21/07/04.

O osso trabecular é o tipo mais vulnerável à osteoporose. Na osteoporose, o osso trabecular afina-se e os espaçamentos do osso trabecular tornam-se cada vez maiores e irregulares. Quando a estrutura do osso for comprometida, o traumatismo de uma pequena queda ou mesmo o próprio peso normal do corpo podem causar fraturas, por exemplo.

Entretanto, nos locais onde o osso se apresenta completamente mineralizado, as medidas do conteúdo mineral ósseo e a densidade óssea fornecem uma estimativa da massa óssea.

A massa óssea (M.O.) é um dos principais determinantes da resistência à compressão e à torção do tecido ósseo. As fraturas ocorrem mais facilmente após perda significativa da massa óssea, como pode ocorrer nas mulheres após a menopausa quando pode ocorrer a diminuição dos hormônios sexuais femininos.

Os osteoblastos são células que fabricam matriz óssea. Quando ocorre uma atividade física reduzida, por exemplo, secundariamente a esse estímulo físico deficitário, resultará uma menor eficiência e uma menor massa muscular. E, associado a um estilo de vida sedentário, pode-se ter diminuição da massa óssea em determinados segmentos do esqueleto.

O pico de massa óssea é um valor máximo de densidade óssea, o qual é usualmente atingido por volta dos 30 anos de idade. Depois que é atingido, deve-se manter os ossos saudáveis através da prática de atividades físicas, da manutenção da vitamina D (dieta ou pela exposição ao sol), da ingestão de níveis adequados de cálcio, além de evitar o fumo e consumo de bebidas alcoólicas (16).

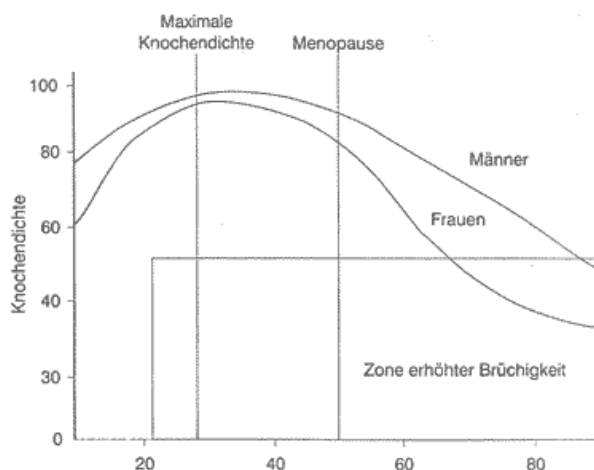


Gráfico 1- Linha de comportamento da massa óssea do ser humano. Pico de massa óssea entre os 20-40 anos de idade, tanto no homem como na mulher. Retirado de www.ksw.ch/mederklosteo.htm¹. Em 21/07/04.

O pico de massa óssea em seres humanos ocorre entre os 20 e os 40 anos de idade, coincidindo com o pico de massa muscular. Após os 40 anos de idade, a massa óssea declina a uma razão de zero a 1,0 % ao ano, com acelerada perda nas mulheres por 5 a 10 anos após a menopausa. No total, a mulher perde em torno de 2 –30% do osso cortical e 35-50% de osso trabecular ao longo de sua vida (16).

2.2.2 Envelhecimento do Sistema Osteoarticular

O tecido ósseo é um sistema orgânico em constante remodelação. Ele é fruto dos processos de formação óssea pelos osteoblastos e de reabsorção pelos osteoclastos. Nas duas primeiras décadas de vida, quando se dá o predomínio da formação, há um incremento

¹ Maximale Knochendichte: pico máximo de densidade mineral óssea; menopause: menopausa; Männer: homens; Frauen: mulheres; Knochendichte: densidade mineral óssea; ohne erhöhter brüchigkeit: zona de elevado risco de fratura. Tradução da autora.

progressivo de massa óssea. Após a soldadura das epífises ósseas, persiste um predomínio construtivo ósseo, se bem que, em menor ritmo (17).

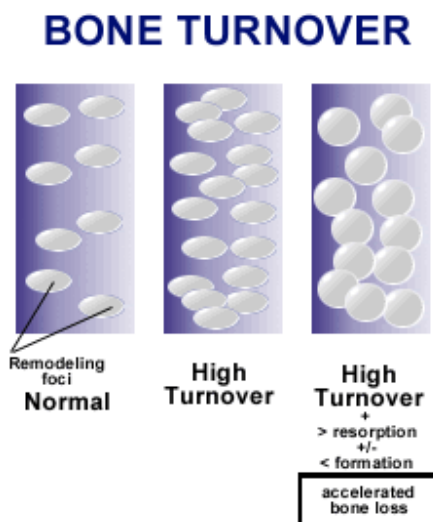


Figura 2: Turnover ósseo. Capturado de www.ama-assn.org/.../section1/bone loss2.htm. Em 21/07/04

O osteoclasto é derivado de células mononucleares da medula óssea (pré-osteoclastos), que se enfileiram nas superfícies formadoras de tecido ósseo e em cuja borda ondulada se dá a reabsorção ativa.

Sua primeira função é a desmineralização óssea e a digestão da matriz do osso. Apresenta receptores de estrogênio, cujo efeito primário é o de inibir o recrutamento de osteoclastos.

O osteoblasto sintetiza a matriz óssea, que é uma substância de base, rica em colágeno (principalmente do tipo I), e essencial para a posterior mineralização por aderência de cristais de

hidroxiapatita de cálcio, magnésio, potássio, sódio e carbonato a fibrilas de colágeno, individualmente. Também possuem receptores de estrogênio.

O ciclo de remodelação óssea, como já visto anteriormente, é focal, autônomo e regionalmente regulado pelas citocinas que, após sua ativação, concursam sem necessidade de intervenção.

Há quatro etapas que caracterizam o ciclo de remodelamento ósseo, como segue (18):

- a) *ativação*: os pré-osteoclastos são estimulados e diferenciados sob influência de outras citocinas e fatores de crescimento, transformando-se em osteoclastos maduros;
- b) *reabsorção*: eles secretam uma substância ácida dissolvendo e digerindo a matriz orgânica e mineral do osso;
- c) *inversão*: a reabsorção cessa quando a cavidade atinge certa profundidade, células derivadas de monócitos formam uma superfície de cimento, que previne a erosão óssea adicional (lining cells);
- d) *formação*: os osteoblastos são atraídos para a cavidade de reabsorção e, sob influência de vários hormônios e fatores de crescimento, amadurecem para preencher a cavidade com osso novo. A vitamina D3 ativada é essencial nesse processo, na sua ausência, a mineralização é defeituosa, ocorrendo osteomalácia.

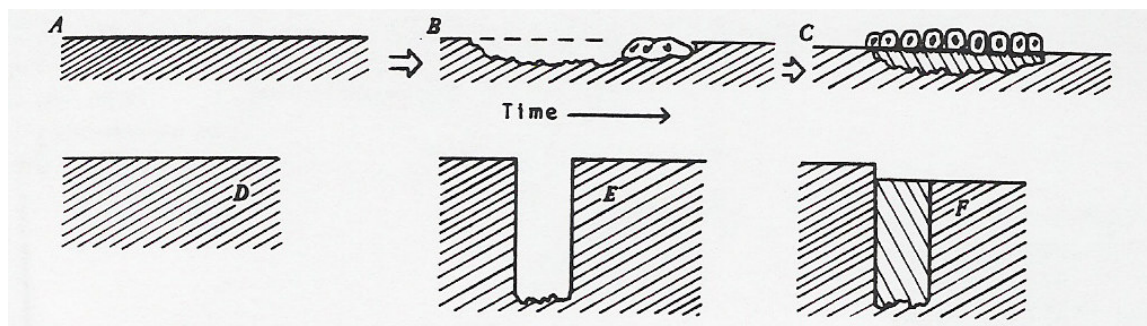


Figura 3: Ciclo normal de remodelamento ósseo num espaço de tempo. A) Parte de osso que vai sofrer a ação dos osteoclastos. B) A reabsorção óssea pelos osteoclastos. C) À direita. D, E e F) Novo ciclo de remodelamento. Porém, com o tempo resulta pequeno déficit na formação. Adaptado de: Frost HM (18).

Observou-se, histologicamente, que a cortical do osso em indivíduos jovens é regular e com canais de tamanhos normais, enquanto que no idoso, os canais são mais amplos e com zonas de reabsorção interna, o que irá transformar a parte compacta do osso em esponjosa, mais porosa e mais delgada. O controle de todo o metabolismo da matriz extracelular é realizado pelos osteócitos, os quais diminuem em número e atividade com o processo de envelhecimento. Isso faz com que o metabolismo do cálcio se desequilibre, havendo perda de cálcio na matriz (19).

O adelgaçamento e o dano ao osso trabecular resultam do aumento do número de sítios de reabsorção, levando à perda óssea transitória e reversível. As trabéculas são contíguas e a força mecânica é mantida. Essa condição é conhecida como osteopenia. Há aumento da atividade dos osteoclastos, com cavidades de reabsorção patologicamente profundas, resultando em perfuração das trabéculas, esse grau de perda óssea só é diagnosticado histologicamente. Há ainda diminuição da função dos osteoblastos com adelgaçamento progressivo das trabéculas, com pouca ou nenhuma perfuração.

A atrofia óssea com o envelhecimento não se faz de forma homogênea, pois, aos 50 anos de idade, perde-se, sobretudo, osso trabecular (principalmente as trabéculas de menor importância estrutural) e, após essa idade, principalmente osso cortical (também aqui em lamelas de menor importância estrutural, localizadas na superfície endostal). (17).

A perda acelerada em mulheres na menopausa associa-se a uma atividade osteoclástica aumentada, enquanto a perda óssea lenta relacionada à idade, resulta de hipoatividade osteoblástica.

O osso, como um tecido com características dinâmicas, reage continuamente a vários tipos e intensidades de estímulos mecânicos. A tensão é o fator mais comumente envolvido, uma vez que ela promove reabsorção osteoclástica. Por outro lado, o esforço de tensão promove uma resposta osteoblástica.

Assim sendo, entendendo-se a fisiologia e a fisiopatologia da osteoporose, compreende-se que fatos importantes relativos ao metabolismo ósseo indicam fatores celulares, fisiológicos e metabólicos como básicos na sua dinâmica.

2.2.3 Envelhecimento do Sistema Músculo-Esquelético

A musculatura esquelética do idoso produz menos força e desenvolve suas funções mecânicas com lentidão, uma vez que diminui a excitabilidade do músculo e da junção mioneural (junção gab). Há também uma contração duradoura, um relaxamento lento e um aumento da fadigabilidade. A diminuição da força muscular na cintura pélvica e nos extensores dos quadris resulta em maior dificuldade para a impulsão e para levantar-se, além disso, a diminuição da força da mão e do tríceps braquial torna mais difícil o eventual uso de bengalas. Todavia, nem a reduzida demanda muscular tampouco a perda de função associada são situações inevitáveis do envelhecimento, uma vez que podem ser minimizados e até revertidas com o condicionamento físico (17).

O envelhecimento músculo-esquelético possui estreita relação com a possibilidade de ocorrência de quedas do idoso ao solo. Foi possível constatar, mediante biofotogrametria computadorizada, a correlação entre as oscilações do equilíbrio estático com as quedas de 68 mulheres (65-84 anos). Foram observadas oscilações do corpo no plano frontal, principalmente para o lado esquerdo, sendo maior a tendência do corpo cair para esse lado. No plano sagital, as oscilações anteriores mostraram-se maiores, confirmando a maior tendência do corpo a cair para frente (20).

2.2.4 Envelhecimento do Sistema Nervoso Periférico e Central

O envelhecimento pode provocar várias mudanças no sistema nervoso central, que poderiam perturbar o equilíbrio, incluindo perda neuronal, perda dendrítica e ramificações reduzidas, metabolismo cerebral diminuído, perfusão cerebral reduzida e metabolismo alterado de neurotransmissores. Também foram identificadas mudanças específicas relacionadas ao envelhecimento, observadas no sistema motor, como a perda grave de células gigantes piramidais no córtex motor, perda progressiva de neurônios e depleção de neurotransmissores como a dopamina nos gânglios da base e a involução na árvore dendrítica dos neurônios motores da medula espinhal. É possível que tais alterações causem distúrbios na mobilização de respostas posturais complexas e também reduzam a habilidade de compensar alterações dos estímulos sensoriais relacionadas ao envelhecimento. Além disso, uma lentificação geral no processamento de informações, em sincronia com a diminuição na velocidade de condução nervosa relacionada à idade, proveria retardo e, como consequência, mais distúrbios na geração de respostas posturais. Assim, o resultado dessas modificações é um aumento no tempo de reação e no risco de quedas (21).

2.2.5 Reações Posturais e Equilíbrio

Reportando ao que foi constatado anteriormente, entende-se que, dentro do processo de envelhecimento do ser humano, há um aumento do balanço postural, uma diminuição dos reflexos ortostáticos e um aumento do tempo de reação. Há também uma perda do

olhar fixo para cima e um ocasional prejuízo dos movimentos dos tornozelos e da sensibilidade vibratória dos pés. O centro de gravidade das pessoas idosas muda para trás do quadril.

Há evidências de alterações do sistema proprioceptivo, relacionadas ao envelhecimento. Em relação à sensibilidade cutânea, há uma diminuição importante na sensibilidade ao toque, discriminação de dois pontos e sensibilidade vibratória de baixa e alta frequência, principalmente em membros inferiores (21).

De importância particular para o equilíbrio do idoso, é o fato de haver uma perda da habilidade de discriminar baixas frequências espaciais (21).

O sistema proprioceptivo procedente dos receptores tendinosos musculares, mecanorreceptores articulares e barorreceptores profundos nos aspectos plantares dos pés também fornecem informação sensorial importante para o controle postural. Os proprioceptores suprem o corpo com informações sobre o ambiente, permitindo ao organismo orientar-se à medida que ele se movimenta ou se mantenha ereto em relação às próprias partes do corpo, seu apoio e superfície do solo. Esse sistema também sofre declínio gradual no processo de envelhecimento.

2.3 BIOMECÂNICA

2.3.1 Fêmur

Sobre as características biomecânicas do fêmur, pode-se dizer que ele é separado da articulação do quadril e da pelve pelo colo femural. O colo é formado por osso trabecular esponjoso com uma fina camada cortical de reforço. A camada cortical é reforçada na parte inferior do colo, na qual é necessária maior força em resposta às altas forças de tensão. A porção medial do colo do fêmur é a responsável por suportar as forças de reação do solo, enquanto a porção lateral do colo resiste às forças compressivas criadas pelos músculos. O colo do fêmur é muito estreito no meio, sendo reforçado por uma camada mais espessa de osso cortical. Ele se curva anteriormente para oferecer a estrutura ideal para sustentar e suportar forças elevadas. O ângulo de inclinação é o ângulo do colo femoral no plano frontal, que é aproximadamente de 125 graus em relação ao corpo femoral. Esse ângulo é mais largo no nascimento, cerca de 20 a 25 graus, e vai diminuindo à medida que a pessoa cresce e assume posições de sustentação de peso. Acredita-se que o ângulo continue diminuindo em cerca de 5 graus até o final da vida adulta. A amplitude do ângulo de inclinação fica geralmente entre 90 e 135 graus. O ângulo de inclinação é determinante na efetividade dos abdutores do quadril, no comprimento do membro e nas forças impostas sobre a articulação do quadril. Se o ângulo de inclinação for maior que 125 graus, é denominado de coxa valga. Caso o ângulo de inclinação seja menor que 125 graus, a coxa será valga (22).

A articulação do quadril, entretanto, é muito estável, embora o acetábulo não seja muito profundo para cobrir toda a cabeça do fêmur. É estabilizada pela gravidade durante a fase de apoio da marcha quando o peso do corpo pressiona a cabeça do fêmur contra o acetábulo. Existe também uma diferença na pressão atmosférica na articulação do quadril, criando um vácuo e uma sucção do fêmur dentro da articulação. Mesmo se todos os ligamentos e músculos fossem removidos ao redor da articulação do quadril, o fêmur ainda permaneceria dentro do soquete (22).

2.4 RESPOSTAS FÍSICAS SOBRE A MASSA ÓSSEA

2.4.1 Microgravidade

O meio de microgravidade favorece a perda de massa óssea do esqueleto com considerável redução e alterações em seus caracteres (5).

Este meio pode servir de modelo para o estudo do envelhecimento. Envelhecimento e vida no espaço estão associados com efeitos de desequilíbrio endócrino, metabólico, imune e sistema musculoesquelético. Alterações nesses meios são também observadas no processo de envelhecimento (7).

Exercícios físicos realizados em meio à microgravidade podem manter a massa muscular, mas esse não é um estímulo satisfatoriamente potente para prevenir a perda óssea, particularmente em ossos distais dos membros inferiores. Entretanto, aplicando impulso externo nos membros inferiores dos astronautas que permaneceram cinco meses em microgravidade,

durante a missão EUROMIR 95 na estação espacial, foi estudada a hipótese das células ósseas serem ativadas a manter massa óssea mediante prolongadas atividades de impacto. O impacto foi proveniente de uma força externa em plataforma de exercícios físicos de alta frequência. Foi observado que, no membro inferior, que recebeu o estímulo, a densidade mineral óssea manteve-se do pré-vôo ao pós-vôo. Porém, no membro inferior contralateral, que não recebeu o estímulo, ela reduziu em 70% (23).

A reabsorção óssea contribui para a perda óssea. Durante viagens espaciais, a perda óssea dá-se principalmente nos ossos que naturalmente vivem a experiência de carga mecânica. Ela é sentida e transmitida como um sinal de controle. Pode ser entendida como a relação entre a célula matriz ao mecanismo de ligação, ou seja, o impacto mecânico promove uma perturbação na homeostase mineral óssea, que procura se manter em equilíbrio. Entendendo dessa forma, as companhias de viagens espaciais promovem ações preventivas de perda de massa óssea aos astronautas (6).

Expor astronautas à microgravidade pode promover perda de cálcio dos ossos sustentadores de peso. A fisiologia do problema do homem no espaço, em especial a perda de cálcio, requer mais estudos. Homens que estiveram em microgravidade tiveram problemas ao retornarem à Terra, tendo sofrido aumento no risco de fraturas e prematuras alterações no mecanismo de perda de cálcio (24).

Essa redução de carga sobre o esqueleto pode resultar na redução de massa óssea que pode persistir de forma prolongada após o retorno do astronauta à Terra (7).

Lang destinou estudo (25) para medir a perda óssea de astronautas durante viagem espacial na Estação Espacial Internacional. Foi utilizada QCT (Quantitative Computed Tomography) tridimensional para medir a perda óssea na coluna lombar e quadril. Foram comparados os resultados de antes e depois da viagem espacial. A QCT foi comparada com DXA (Dual X-Ray Absorptiometry) e QUS (Quantitative Ultrasound), assim como foi comparada com QCT, DXA e QUS de grupo de indivíduos saudáveis. Não houve intervenção com atividades físicas enquanto estiveram no espaço microgravitacional. A QCT pode examinar o osso trabecular e cortical separadamente e pode determinar a sub-região comprometida (25). A perda óssea foi identificada.

2.4.2 Imobilização Prolongada

Dentre as causas mais comuns de imobilização em adultos, encontramos as desordens músculo-esqueléticas. Todas estão intimamente relacionadas a alterações sobre o metabolismo ósseo (12).

A influência da imobilização no metabolismo do cálcio em pacientes hemiplégicos demonstrou que fraturas de quadril no hemicorpo parético, pós-doença vascular encefálica (DVE), podem causar efeitos sobre a hemiosteopenia e hipovitaminose D, bem como o risco de quedas em pacientes acometidos por hemiplegia (26).

Já, outro estudo (27) realizado com 27 ratos fêmeas Sprague-Dawley com a idade de 13 semanas e com imobilização unilateral por 3 semanas da coxa esquerda posterior,

resultou em scaling² desproporcional da concentração mineral óssea femoral e massa corporal durante subseqüentes 32 semanas. Os expoentes alométricos foram de 0,76% do fêmur imobilizado com o fêmur contralateral intacto, com significante contraste de valores percentuais observado em 36 ratos livres, compondo o grupo de controle. Os autores (27) sugerem que o período de imobilização durante o envelhecimento dificulta o ganho ósseo.

Informações dessa classe sugeriram precaução com exercícios em pacientes com Síndrome de Guillain Barré, devendo ser realizados adequadamente, acrescido de alongamentos suaves e resistência progressiva, bem como o trabalho de ortostatismo, melhorando a densidade óssea com o suporte do seu próprio peso para otimizar a função motora e minimizarem o risco de quedas em pacientes grandemente acometidos funcionalmente ou acamados (28).

Sehn et al, demonstraram em estudo experimental (29) com ratos fêmeas adultas submetidas à cirurgia de ovariectomia comparados com um primeiro grupo caracterizado por possuir dieta pobre em cálcio, com segundo grupo com denervação ciática e femoral, com um terceiro grupo com ovariectomia e denervação ciática e femoral e, por último, com um quarto grupo com denervação ciática e femoral e dieta pobre em cálcio por quatro semanas, que a perda de osso na imobilização induzida é restrita ao osso esponjoso primário. Os resultados sugeriram que a presença do fator de risco, semelhante ao da imobilização, mesmo em curto período, pode causar inibição na formação de osso (29).

² Scaling: escala, balanço.

Imobilização e patogênese da osteoporose foram focos de estudo (30) que indicaram que a imobilização experimental com neurectomia de suspensão caudal em animais modelos está associada à perda de massa óssea. Esse estudo histomorfométrico mostrou que, depois da imobilização, em ratos, as trabéculas tibiais perdem massa óssea devido ao incremento da reabsorção e deprimem a formação de osso. A recuperação de massa óssea perdida, após imobilização, é suficiente em humanos quando é dada a reabilitação em tempo adequado.

Em modelos experimentais, a recuperação de massa óssea, após reabilitação, em seguimento a vários períodos de imobilização, é vista em animais jovens, mas não em animais velhos. Norimatsu et al, examinaram a resposta de ratos de seis meses de idade à imobilização da coxa posterior por atadura e, além disso, mediram os efeitos da administração do bifosfanato na perda da massa óssea. Após, estudaram as questões da densidade mineral óssea da coluna lombar e do fêmur e questões do metabolismo ósseo, marcadas durante a imobilização e reabilitação após cirurgia de artroplastia do quadril e joelho em 38 pacientes humanos (30).

Em adição às formas primárias de osteoporose, cuja etiologia e patogênese têm sido razoavelmente elucidadas, existe um número considerável de patologias e condições familiares que originam osteoporose secundária. Estas incluem, entre muitos fatores, a imobilização prolongada. A extensão da osteoporose provocada por imobilização prolongada, que pode ser revertida, é limitada nos pacientes acima de 60 anos de idade, nos casos de imobilização com duração maior que 4 meses, e em distúrbios neurocirculatórios associados. Neste contexto, é interessante mencionar, que a restauração da massa óssea prossegue mais lentamente e é,

indiscutivelmente, muito mais problemática do que a perda de massa óssea por si
(31).

A história natural de desuso por osteoporose na ulna e rádio foi estudada (32) em seis mulheres e dois homens que sofreram cirurgia no punho ou mão. Foi determinada a massa óssea antes da cirurgia, imediatamente após e 4,9 semanas após a cirurgia, agora já com tratamento fisioterapêutico para mão. Grupo controle de semelhante idade, composto por quatro mulheres e quatro homens, teve quantificada a densidade mineral óssea de ambos os braços no início e após cinco semanas. Os pacientes apresentaram significantes perdas ósseas na ulna e região distal do antebraço após 4,9 semanas de imobilização. A perda óssea continuou após 4,7 semanas de mobilização e fisioterapia para mão. O membro superior contralateral, não operado, sofreu aumento na densidade mineral óssea após 4,9 semanas, mas esse ganho não teve grande significância após 4,7 semanas de fisioterapia e mobilização do braço que sofreu a cirurgia, sugerindo que o incremento das atividades no braço não imobilizado aumentou sua densidade óssea em determinadas regiões. No grupo controle, não foi vista alteração na densidade mineral óssea. A mobilização após cirurgia de mão e punho, pode decorrer em significativo decréscimo na massa óssea no rádio distal e na ulna
(32).

Imobilização prolongada pode resultar em hipercalcemia, hipercalcúria e osteoporose. A reabsorção óssea é ponto central nessa síndrome e o mecanismo de reabsorção é incerto: 14 indivíduos portadores de imobilização foram submetidos à medida de excreção de cálcio, excreção de cálcio em 24 horas (durante restrição de cálcio) e limiar

plasmático 1,25 dihidróxivitamina D, e hormônio paratireoideo imuno-reativo. O estudo demonstrou que a dihidróxivitamina D pode ser suprimida em pacientes com imobilização prolongada e induzir a hipercalcúria. Neste caso, a excreção de cálcio 24 horas estava marcadamente elevada (33).

No que diz respeito à massa óssea relacionada com situações de fraturas, um estudo (34) verificou questões da massa óssea em diferentes sítios do esqueleto devido fratura de Colles. Foram realizadas medidas de massa óssea em diferentes regiões do esqueleto vários dias após fratura de Colles. O estudo de caso enfocou a situação de uma senhora pré-menopáusia, que fraturou o punho não dominante, após queda. O membro superior foi imobilizado até o cotovelo por cinco semanas. A densidade mineral óssea foi medida cinco, dez, treze, vinte e uma e cinquenta e duas semanas após a lesão. Após a retirada da imobilização, houve um incremento da massa óssea em todos os sítios da ulna e rádio do membro superior lesado (10-73%), seguido de aparente declínio abaixo dos dados medidos. Outras partes do esqueleto foram medidas dez semanas após com substancial diminuição em coluna, quadril (permanecendo após um ano). A paciente não tinha prévia osteopenia. O trauma causou longa perda de massa óssea, em áreas propensas a fraturas. Assim, a questão da perda de massa óssea após fratura de punho precisa ser monitorada com cuidado, além disso deve ser elaborado um melhor tratamento para a prevenção de fatores de risco potenciais de possíveis fraturas (34).

Em virtude dessas informações, entende-se que a imobilização prolongada e o desuso são condições associadas com o decréscimo da massa óssea, osteopenia e osteoporose e

podem aumentar o risco de fraturas. O decréscimo da atividade osteoblástica está associado com dramática degradação óssea. A consequência desse evento metabólico é desenvolver rápida e severa osteoporose, observada em partes do corpo paralisadas, associada à perda do mecanismo de força muscular e biossíntese e modificação na estrutura da matriz que sustenta o mecanismo normal de estresse. Essa situação aumenta o risco de fraturas e é encontrada em indivíduos que permanecem no leito prolongadamente bem como em astronautas durante vôos espaciais, os mecanismos, no entanto, são diferentes (35).

A investigação da deficiência de cálcio na dieta pode revelar o incremento da perda de massa óssea produzida por mecanismo de hipofunção ou desuso: alguns ratos fêmeas do tipo Sprague-Dawley foram alimentados com dieta normal e outros com dieta deficiente em cálcio. Após sete dias, todos tiveram imobilizada a coxa posterior unilateral com neurectomia ciática. Foi observada perda adicional de massa óssea no segmento imobilizado comparado ao contralateral não-imobilizado. O grupo com dieta pobre em cálcio obteve aumento da perda óssea. Dessa forma, o estudo sugeriu que dieta pobre em cálcio pode aumentar a osteopenia e a imobilização pode incrementar a reabsorção óssea (36).

Ainda assim, em indivíduos hemiplégicos, foi observado, em determinado estudo (37), que a modificação do regime de circulação sanguínea pode influenciar a diferenciação celular e, provavelmente, é a via responsável da osteoporose nesses pacientes.

Foi investigada, em pacientes hemiplégicos, a relação da imobilização sobre o metabolismo ósseo. Foi medida também a densidade mineral óssea do hemicorpo plégico e

comparado ao de um indivíduo saudável, nos segmentos de ambos os fêmures. Foi definida a diferença percentual de perda óssea do lado paralisado e do não-paralisado para todos os sujeitos da pesquisa. Foram examinados 48 pacientes hemiplégicos (31 homens e 17 mulheres em menopausa). O tempo médio de imobilização para os homens foi de 10,9 meses e, para as mulheres, de 7,8 meses. Foi calculado o coeficiente de regressão por múltipla regressão logística. Houve significativa perda óssea no membro paralisado em ambos os sexos: 6,3% para as mulheres, o que sugere que as mulheres pós-menopáusicas são consideradas de alto risco para desenvolverem osteoporose em casos de imobilização associada (38).

Entretanto, há opiniões divergentes no que diz respeito aos diferentes mecanismos envolvidos na operação de aumento ou diminuição da formação de massa óssea em situação de imobilização e também quanto aos diferentes períodos em que ela ocorre durante a imobilização. Um estudo (39). concluiu que a perda óssea por imobilização pode ocorrer numa razão de 5-20 vezes maior que em outra condição que favoreça a desmineralização do osso e que é sempre vantajoso utilizar modelos para examinar as alterações metabólicas no distúrbio do metabolismo ósseo e em seu tratamento.

Como consequência da imobilização prolongada, podemos encontrar a mobilização do cálcio dos ossos, o decréscimo dos níveis da 1,25 (OH)₂ vitamina D, o decréscimo da absorção de cálcio no trato intestinal e o aumento da eliminação do cálcio pela urina.

2.4.3 Exercício Físico

Vários mecanismos são propostos para a transformação de cargas mecânicas em estímulos bioquímicos para promover aumento da formação óssea. Esses mecanismos incluem a liberação de prostaglandinas, correntes potenciais e efeito piezelétrico, o aumento do fluxo sanguíneo local, microdanos e hormônios, stress e strain.

O stress é a resposta mecânica de qualquer material ou estrutura a uma força aplicada sobre ele. É a medida de força aplicada a uma certa área. Já o strain é a deformação desse material. A deformação ocorre quando uma força aplicada a um osso modifica seu comprimento, devido às características elásticas do tecido ósseo. As células ósseas podem ser sensíveis tanto à tensão diretamente quanto às distorções causadas em suas estruturas por um campo de tensão.

Muitas vezes, tendemos a considerar a duração do estímulo (impacto) A grande maioria das evidências mostra-nos, no entanto, que esse não é o dado mais importante. Existem teorias (40) (2) (4) que defendem que o osso só responde acima ou abaixo de um limiar definido em um esquema de “liga-desliga” e que, ainda, o estímulo precisa ser suficientemente potente para ser detectado pelo osso.

Um exercício realizado de forma isométrica também responde sobre o metabolismo ósseo, como mostra uma pesquisa em que exercícios de resistência isométrica progressiva foram aplicados em um regime de 6/sem por 2 meses consecutivos e com sessões de 5-10 minutos e que resultou em estímulo adequado de reforço muscular para as extremidades inferiores, para os

músculos da coluna vertebral e foi capaz de aumentar os marcadores de formação óssea em senhoras pós-menopáusicas medidos com fosfatase alcalina óssea (41).

Alguns autores (42) (43), enfocam que o exercício apropriado para a prevenção da perda de massa óssea no fêmur proximal ainda não está estabelecido, mas caminhadas com frequências de impacto normais do dia a dia não alteram a resposta osteogênica, assim como exercícios de caminhadas intensas, 4 vezes por semana, ou subir e descer escadas, podem favorecer o aumento da DMO do fêmur de senhoras pós-menopáusicas.

Exercícios com impacto e suporte de peso (próprio peso corporal) são essenciais para o paciente com osteoporose. Os específicos efeitos da falta de exercícios para o indivíduo idoso incluem deficiência cardiovascular, fragilidade músculo-esquelética, obesidade, depressão e envelhecimento prematuro (19).

Ainda, alterações estruturais nos ossos, ligamentos e tendões, são mais facilmente demonstradas quando associadas à diminuição do exercício físico do que ao aumento da atividade física (44).

A prática de habilidade física pode promover, através da tração dos ossos pelos músculos, fortalecimento muscular e ósseo, o que ajudará na proteção de eventuais quedas. Sabe-se que a quantidade de osso de um indivíduo não é dependente somente da perda de massa óssea durante o final da vida adulta, mas também é dependente da massa óssea adquirida até a maturidade e mantida adequadamente a partir daí. Sabe-se também que as causas mais frequentes da

osteoporose são resultantes da diminuição das forças musculares que atuam sobre o osso e que abrangem a imobilização, a degeneração de um nervo periférico ou de uma afecção medular, por exemplo: poliomielite e o repouso prolongado no leito (19).

2.5 DENSITOMETRIA ÓSSEA

Dentre os métodos para avaliar a densidade mineral óssea, há a tomografia computadorizada (quantitative computed tomography-QCT), a tomografia computadorizada periférica (peripheral quantitative computed tomography-pQCT), o ultrassom (quantitative ultrasound-QUS) e o dual (dual X-ray absorptiometry-DXA) (45). Esse último é aceito como padrão ouro para avaliar a densidade mineral óssea (10).

2.5.1 Dual X-ray Absorptiometry (DXA)

Este método é usado para medir quantitativamente a densidade de uma determinada área do osso. Com esse método, é medida a absorção do raio-X sobre uma certa área (projeção de área de osso a ser examinada) (45).

Os sinais radiológicos da osteoporose estão presentes após uma diminuição de 30-40% da massa óssea, o que inviabiliza o diagnóstico precoce da osteoporose e retarda a intervenção preventiva e/ou terapêutica. A fonte de raios – X (dual energy X-ray absorptiometry, DEXA) assegura maior reprodutibilidade, menor dose de radiação e melhor resolução de imagens. A unidade de massa é expressa em gramas de mineral, enquanto a densidade óssea é expressa em g/cm², ou seja, densidade da área estudada.

Densidade em desvios padrões (DP)	Categoria
0 e -1DP	Normal
-1 e -2,5 DP	Osteopenia
-2,5 DP	Osteoporose

Quadro 1: Critérios para o diagnóstico da osteopenia e da osteoporose. Modificado de Osteoporosis 1995:

Basic diagnosis and therapeutic elements for a National Consensus Proposal (10).

2.6 MASSA ÓSSEA

Nesta seção, haverá uma breve abordagem com relação ao comportamento da massa óssea da mulher normal ao longo do processo de envelhecimento. A idade avançada está associada a modificações da composição corporal caracterizadas por uma série de reduções. O decréscimo da massa corporal decorre da perda de massa muscular, da redução do metabolismo basal, da força muscular, das atividades gerais e do decréscimo da energia total (46).

A redução da massa corporal responde, principalmente na mulher pré e pós-menopausada, no esqueleto, cujas forças mecânicas se tornam reduzidas, afetando mais tardiamente a osteogênese (47).

	Tipo I	Tipo II
Idade (anos)	50-75	70+
Tipo de osso comprometido	Trabecular	trabecular + cortical
Sítio de fratura	vértebras, punho	vértebras e quadril

Quadro 2 : Sítios da osteoporose da mulher. Adaptado de: Bloomfield AS (13).

Dentre os principais fatores que determinam o pico de massa óssea na mulher, estão os aspectos genéticos e estrógenos. Dentre os fatores ambientais, estão a atividade física, os exercícios com carga, a ingestão de cálcio e a dieta. O estabelecimento de um alto pico de massa óssea é importante (48).

A menopausa, devido à perda de massa óssea, aumenta o risco de osteoporose na vida avançada (49).

2.7 AVALIAÇÃO FÍSICA DO IDOSO

2.7.1 Índice de Massa Corporal

O índice de massa corporal é uma fórmula matemática que determina a relação do peso corporal para a estatura do indivíduo, definindo se é aceitável ou não, permitindo classificar o grau de sobrepeso ou obesidade do indivíduo.

A fórmula para calcular o Índice de Massa Corporal é: $IMC = peso / (altura)^2$

Esse índice é calculado a partir dos valores relativos ao peso corporal e à estatura corporal total, dividindo-se o valor do peso (em quilogramas) pela estatura (em metros ao quadrado). É um método fácil, através do qual, qualquer pessoa pode obter uma indicação, com um bom grau de acuidade, sobre se está abaixo do peso, no peso ideal, acima do peso ou obeso.

É preciso salientar que o Índice de Massa Corporal é apenas um indicador, não determinando, contudo, de forma inequívoca se uma pessoa está acima do peso ou obesa.

Classificação	IMC em adultos
Abaixo do Normal	$\leq 18,5$
Normal	18,5 – 24,9
Sobrepeso	≥ 25
Pré-Obeso	25 – 29,9
Obesidade Classe I	30 – 34,9
Obesidade Classe II	35 – 39,9
Obesidade Classe III	≥ 40

Quadro 3- Classificação do IMC- Organização Mundial da Saúde, 1997.

2.7.2 Testes para determinar Diferença entre Membros Inferiores

Se durante uma inspeção houver suspeita de encurtamento de um membro inferior em relação ao outro, torna-se importante discriminar se esta diferença é real ou aparente. Para tal, são realizados testes que consistem em medir e comparar um membro inferior em relação ao outro, como se seguem:

2.7.2. 1 Discrepância Real no Comprimento entre Membros Inferiores

Para determinar o verdadeiro comprimento do membro inferior, colocam-se esses membros de modo que a comparação possa ser precisa e mede-se a distância compreendida entre as espinhas ilíacas ântero-superiores e o maléolo interno (50).

2.7.2.2 Discrepância Aparente no Comprimento dos Membros Inferiores

Determina se não há realmente uma diferença no comprimento dos membros inferiores antes de testar a possibilidade de uma discrepância aparente, em que não há desigualdade no tamanho dos ossos dos membros inferiores. O encurtamento aparente pode resultar de obliquidade pélvica ou de deformidade em flexão ou adução da articulação coxofemoral. Mede-se com o indivíduo em decúbito dorsal e com os membros inferiores em posição neutra, sendo que a medida se dará entre a prega umbilical até o maléolo interno (50).

2.7.2.3 Comprimento Tibial Discrepante e Comprimento Femoral Discrepante:

Caso seja necessário determinar se a diferença é às custas da tíbia ou do fêmur, esse teste deverá ser realizado com o indivíduo em decúbito dorsal, com joelhos fletidos a 90 graus e os pés aplanados sobre a mesa de avaliação. Se um dos joelhos mostrar-se mais alto que o outro, a tíbia desse membro será maior. Se um dos joelhos projetar-se mais adiante que o outro, o fêmur dessa extremidade será maior ⁽⁵⁰⁾.

2.7.2.4 Medida Tronco-Cefálica:

Com o cursor do estadiômetro e com um banco de madeira de 50 centímetros de altura, determina-se a distância entre o vértex e o plano de apoio da bacia. O avaliado descalço deve ser colocado sentado o mais próximo possível ao instrumento de medida, com os quadris formando um ângulo de 90 graus. A cabeça será orientada. A medida será realizada com o indivíduo em apnéia inspiratória. A medição deverá ser realizada 3 vezes consecutivas, sendo que será considerado como o valor real do comprimento tronco-cefálico ⁽⁵¹⁾ a média das 3 medidas subtraída do valor da altura do banco ⁽⁵¹⁾.

3. MARCO CONCEITUAL

Conforme foi visto no capítulo anterior, o envelhecimento ósseo é inevitável. Entretanto, a osteoporose primária pode ser evitada e a osteopenia revertida. Como pôde ser observado, a literatura sobre os efeitos que os exercícios físicos exercem sobre a massa óssea, principalmente na mulher pós-menopáusia, é vasta. Entretanto, abordagens com registros científicos sobre a resposta osteogênica de mulheres brasileiras submetidas à vibração mecânica são inexistentes. Por isso optou-se por esse corajoso propósito. Para alcançá-lo, segue a busca científica conceitual.

3.1 LEI DE WOLFF

Em 1892, Wolff, através de uma explicação matemática, propôs que as cargas mecânicas podem afetar a arquitetura do osso em seres vivos, mas os mecanismos responsáveis por esse efeito eram desconhecidos na época e, assim, não houve aplicação clínica dessa teoria. Em 2004, sabe-se que esse efeito realmente ocorre e entende-se algumas de suas aplicações (52).

Desse modo, atualmente, entende-se que Wolff propôs uma explicação para a distribuição dos dois tipos de estruturas ósseas, a cortical e a trabecular, já que, diante de uma mudança de estímulos exteriores, a remodelação óssea dá-se segundo direções privilegiadas, associadas às direções de mais tensão mecânica. Assim, Wolff mostrou que o osso é influenciado negativamente quando lhe é retirada a função de carga mecânica, isto é, na ausência de carga mecânica ou gravitacional sobre o esqueleto, dá-se uma perda óssea rápida.

Ossos que possuem a característica de sustentação de carga, como a tíbia, o fêmur, a maxila, as vértebras e o quadril, a força e seus trabeculados representam suas características fisiológicas mais importantes. A mecânica biológica, que determina a força do interior do tecido ósseo, dá origem a um sistema negativo de cargas chamado mecanostática. Dois pontos de carga iniciais fazem tensão no osso determinando sua força, ligando os mecanismos biológicos de resposta, aumentando ou diminuindo-a. O mesmo ocorre, por exemplo, com dois termostatos, que podem determinar a temperatura de um quarto sendo aquecido ou refrigerado, fora do sistema interno desse quarto. Essa carga vem da força do músculo, motivo pelo qual se entende que a força do músculo influencia fortemente a mecanostática dos ossos de sustentação de carga (52).

De modo prático, pode-se dizer que a remodelação óssea ocorre também em resposta ao estresse físico, por exemplo: a tíbia vara pode ser explicada, pela Lei de Wolff, em decorrência da diferença de potenciais elétricos, em que as cargas elétricas negativas (maior carga) induziram a deposição óssea enquanto as positivas induziram a reabsorção.

Como já tratado em seção anterior, foi verificada nos astronautas, quando retornaram à Terra, uma perda de massa óssea significativa. Quatro meses em meio de microgravidade foram capazes de gerar uma perda de até 60% da massa óssea. A reversão pode levar até três anos. Tiveram, ainda, perda de massa muscular na proporção de 5% por semana (30) (33) (35).

Sabe-se que atividades com o suporte do peso corporal e com impacto vertical envolvem uma força a ser transmitida pelo esqueleto. É o que ocorre em atividades com carga de impacto: caminhada, corrida, subir escadas, dança e, menos intensamente, em atividades com baixo impacto e baixa sustentação de peso como a natação e o ciclismo.

Após o vasto referencial teórico estudado, contudo, pode-se supor que, para que a atividade com impacto seja efetiva sobre a massa óssea, o estresse mecânico gerado no osso tenha que exceder o nível a que o osso esteja adaptado, pois os ossos adaptam-se ao modo de vida, tanto em tamanho quanto em sua estrutura interna e aos mecanismos de forças a eles aplicados e, ainda, à estreita faixa de frequência bem como à qualidade do estímulo mecânico.

A quantidade de força no osso é fator direto da quantidade de atividade das forças que eles sustentam e movem contra a resistência. Curtos períodos de impacto adequado podem

produzir melhor resposta osteogênica do que longos períodos de impacto com intensidade rotineira. Entretanto, longos períodos são importantes para a manutenção da densidade óssea (2) (40).

Embora o osso responda ao impacto mecânico, é fácil a perda de massa óssea através da inatividade. Quando o exercício de impacto deixa de ser continuado, a massa óssea reverte ao plano de pré-treinamento (53).

3.2 PARADIGMA DE UTAH

O Paradigma da Imobilidade de Utah leva à compreensão da relação entre osteogênese e as características mecânicas dos ossos. Através desse paradigma, pode-se compreender que (52) (18):

1. As funções mecânicas dos ossos mostram porque o homem tem dois tipos de ossos.

Após o nascimento, a maioria desses ossos carrega carga mecânica voluntária (fêmur, tíbia, úmero, mandíbula, maxilar, falanges, quadril, punho, etc.), assim como há ossos que não são sustentadores da carga, voluntariamente, ou seja, intencionalmente, e não devido aos ferimentos, implicando, assim a força do músculo. Contudo, alguns desses ossos servem a necessidades diferentes (proteção do crânio, ossos nasais, etc.).

2. Antes do nascimento, a bagagem genética cria algumas condições básicas que caracterizam nossa anatomia e caracteres ósseos iniciais, a anatomia neuromuscular básica e

fisiológica. Os ossos, depois do nascimento, sofrem desafios mecânicos ao longo da vida. Dá-se o ciclo de remodelamento ósseo, através da ação das unidades básicas de remodelamento ósseo.

3. As características genéticas determinadas, ajudam a controlar o ciclo de modelar e remodelar o osso, em que as tensões excedentes no osso desencadeiam o modelamento do ponto inicial desse osso, quando as tensões do osso permanecem abaixo de uma escala, como ocorre no desuso ou na imobilização prolongada. O remodelamento altera-se no sentido de reduzir a força, removendo o osso do local.

4. Os danos microscópicos decorrentes desse processo, quando se processa repetidamente, causam alteração nos pontos de tensão do osso (o microdano).

5. Esse microdano tem uma escala operacional diferenciada sobre a tensão do ponto inicial, originando falhas nesse processo. Normalmente, o osso longo, sustentador de carga, pode detectar e reparar o pequeno dano causado pelas tensões que permanecem abaixo do limiar. Esse acúmulo de falhas pode ser suficiente para causar fraturas patológicas, fraturas não-traumáticas em osteoporoses e fraturas de estresse nos atletas. Ainda poderia ajudar a causar pseudofraturas na osteomalácia (colapso do osso subcondral), em necrose asséptica idiopática do fêmur. Tais acumulações podem também afrouxar alguma endoprótese dental.

6. O trauma e os efeitos gravitacionais colocam o músculo à frente das cargas em ossos longos, incluindo o próprio peso do corpo. Assim, as cargas dinâmicas sobre o fêmur de um jogador de futebol durante um jogo, podem freqüentemente exceder o peso de seu corpo e a biomecânica do osso se adaptaria a esse estímulo de força sobre o músculo, como já visto em capítulo anterior. As forças do músculo causam a resposta mecânica voluntária citada no item 1.

7. Combinar as características das ações biomecânicas do osso pode ser importante solução. As funções biomecânicas, após o nascimento, a ação dos músculos sobre o tecido, as

funções de tensão e estresse das cargas de compressão (tensão, tração e torção uniaxial) para manter provavelmente aquelas tensões ajudariam as fases de remodelando e modelando do osso. Isso poderia ajudar a explicar porque a maioria das crianças com deficiência física completa ou com paralisia permanente dos membros inferiores devido à mielomeningocele, por exemplo, têm o úmero mais forte do que o fêmur, o contrário do que ocorre com crianças com desenvolvimento físico normal.

8. “A relação biomecânica geral”: o ponto inicial da tensão de dano de uma fadiga microscópica no osso pode começar a acumular e força final pode resultar em fratura da fratura.

3.3 EFEITO PIEZELÉTRICO

A palavra *Piezein* vem da língua grega e significa pressionar. Os irmãos Pierre Curie e Jacques, em 1880, observaram que aparece uma diferença de potencial entre as faces de um cristal quando ele se submete a uma pressão mecânica.

Pode-se dizer que um material é dito piezelétrico quando ele tem a propriedade de transformar esforço mecânico em energia elétrica. Na composição química do osso, encontra-se cálcio e fósforo. Na estrutura do osso, encontram-se as células ósseas, os osteócitos, compostos por cristais de hidróxiapatita, que conferem a capacidade de piezeletricidade ao osso.

Quando submetidos a esforço (pressionados, vergados) os ossos apresentam diferenças de potenciais, causando a circulação de uma pequena corrente elétrica. Quando um osso é vergado, um potencial negativo aparece no lado da compressão. Isso é explicado pelo deslocamento de

elétrons de suas posições originais na estrutura cristalina, durante o aperto, migrando para a região onde ocorre a compressão no osso. Por outro lado, ocorre um potencial positivo (pela ausência dos elétrons que migraram) na área onde o osso está sendo esticado. Essa minúscula carga negativa tem a propriedade de ativar o periósteo (membrana conjuntiva que reveste externamente o osso), cujas camadas mais internas possuem células que têm o poder de formar osso e que, quando ativadas, começam a se dividir e algumas das "filhas" transformam-se em osteoblastos, células que fabricam as fibras de colágeno dos ossos. Outros processos de formação de ossos ocorrem através da medula óssea (na passagem de células indiferenciadas para a forma de blastemas³, que depois viram osteoblastos).

3.4 ESTIMULAÇÃO MECÂNICA PASSIVA

3.4.1 Estímulo Mecânico Anabólico

O osso é um tecido mecanossensitivo que se adapta em massa, arquitetura e propriedades mecânicas em resposta ao impacto mecânico. Inicialmente, acreditava-se que a formação do osso se dava unicamente às custas da tensão. Atualmente, estudo realizado por Rubin et al. (3) indica que a adaptação óssea pode não depender somente da magnitude do strain.

Porém, o estudo do comportamento da resposta óssea à estimulação física passiva ainda é bastante novo. A seguir, abordar-se-á alguns poucos estudos científicos que cercam o tema.

³ Blastemas: Células não especializadas (neoblastos). Nota da autora.

Um estudo piloto, randomizado, de controle placebo, duplo cego, utilizando-se a aplicabilidade da baixa magnitude e alta frequência de carga em 20 crianças com habilidades motoras (paralisados cerebrais) com baixa densidade mineral óssea, tendo sido utilizada estimulação em plataforma vibrátil por 10 minutos/dia, 5 dias/semana, por seis meses consecutivos, demonstrou que o tratamento não-invasivo e não-farmacológico resultou em melhora da densidade mineral óssea trabecular das crianças correspondentes à população estudada, ou melhor, os pesquisadores observaram significativo aumento de densidade mineral óssea da tíbia, mas não da coluna lombar, no grupo em tratamento (54).

Durante função de extrema carga, o tecido cartilaginoso pode sofrer 25% de deformação, por compressão. Os tendões, a tensão correspondente a 20%. Os ligamentos alongamentos correspondentes a 4-5 %. Essas estruturas são responsáveis por 0,2% do pico de carga sobre o osso. Essas deformações alteram o metabolismo ósseo e as células ósseas mecanosensoriais do sistema ósseo (55).

A grande amplitude de torção, tipicamente associada à atividade funcional, poderá gerar um sinal de torção, resultando em atividade muscular na frequência de 10-50 Hz. Esse sinal está presente no esqueleto cranial, axial e apendicular e persiste por longo tempo, estando presente em ações como caminhadas e subir e descer escadas. A sarcopenia, paralela ao processo de envelhecimento, é mais especificamente atenuada com o espectro de 20-50 Hz da contração muscular, sugerindo que a deterioração desse sinal também é um indicativo do declínio da chave de regulação de estímulo do tecido ósseo. Esse estudo (55)

sugeriu que a osteopenia pode resultar não da inabilidade das células ósseas em responder ao estímulo químico ou mecânico, mas através da ausência do sinal de regulação normal estabelecido pela atividade muscular. Certamente, o potencial anabólico do estímulo mecânico pode indicar possibilidade de intervenção sobre as desordens e patologias do sistema músculo-esquelético (55).

Entretanto, estudo realizado por Van't Veen et al. (56). analisou a resposta que a força de compressão hidrostática exerce sobre a cartilagem, sugerindo, desta forma, que ela acelera o processo de hipertrofia do condrócito, promovendo calcificação da cartilagem em ossos longos

Outro estudo experimental avaliou a influência de um estímulo mecânico não-fisiológico sob a forma de baixa intensidade de vibração (frequência de 50 Hz, aceleração de 2G, por 30 minutos /dia por 5 dias/semana), na prevenção da perda de massa óssea em modelos animais com osteoporose pós-menopausa. O estudo demonstrou que a vibração em plataforma efetivamente previne perda óssea em modelos animais ovariectomizados (57).

Em modelos animais, a vibração mecânica favoreceu a formação do calo ósseo, examinado radiograficamente em coelhos, porém, não demonstrou promoção óssea em implantes de hidroxiapatita (58).

Já um outro estudo, analisando a resposta que a força de compressão hidrostática exerce sobre a cartilagem, sugere que ela acelera o processo de hipertrofia do condrócito, concluindo que a carga mecânica promove calcificação da cartilagem em ossos longos (56).

3.5 VIBRAÇÃO VERTICAL

A vibração é o movimento alternado de um corpo sólido em relação ao seu centro de equilíbrio. É o ato de entrar ou permanecer em estado vibratório ou o efeito (o movimento) que caracteriza esse estado (59).

“Por vibrações entendem-se oscilações mecânicas, que são caracterizadas por variações regulares ou irregulares no tempo, de um corpo em estado de repouso. São designadas como oscilações mecânicas, porque, em última análise, trata-se de mudanças de posição” (60).

Cinco grandezas são importantes:

1. pontos de aplicação do corpo;
2. frequência das oscilações;
3. aceleração das oscilações;
4. duração da ação;
5. frequência própria e ressonância.

A direção vertical (pés-cabeça) de aplicação das vibrações, assim como a direção mão-braço são as mais freqüentes ⁽⁶⁰⁾.

No corpo humano, a intensidade dos efeitos fisiológicos e patológicos pode ser dependente, principalmente, da freqüência de vibração. De especial importância são as freqüências que estão no âmbito das freqüências próprias do corpo humano (freqüências de ressonância). Distingue-se facilmente uma faixa de freqüências alta e baixa. A fronteira fica entre 30 e 50 Hz ⁽⁶⁰⁾.

A medida da sobrecarga vibratória é a aceleração das oscilações. A escala de medida é em m/s^2 ou g (aceleração da gravidade).

A duração das vibrações é essencial para a intensidade dos efeitos. Os danos físicos/fisiológicos aumentam fortemente com a duração da exposição.

O corpo humano sofre o efeito das oscilações não como uma massa simples, mas com uma única freqüência própria. Na faixa entre 20 e 30 Hz, acontecem as mais fortes ressonâncias entre os ombros e a cabeça. Na faixa de 4 a 8 Hz, situam-se as freqüências naturais do corpo humano (massa abdominal, ombros e pulmões), cujas regiões apresentam grande sensibilidade, e, por isso, os limites são menores ⁽⁶⁰⁾.

A vibração pode ser elétrica ou mecânica. Este estudo se deteve na vibração mecânica e na resposta óssea no corpo humano. A vibração mecânica pode bem ser encontrada no impacto gerado pela caminhada, em determinadas ocupações, como no transporte de carga ou de pessoas ou, ainda, quando o corpo está sobre uma superfície que está vibrando. É nessa última situação em que esse estudo se deteve.

Por ser de sofisticada estrutura biomecânica, o corpo humano possui sensibilidade à vibração. Vários fatores podem interferir nessa resposta, entre eles, a postura, a frequência e a direção da vibração, bem como a duração e a dose de exposição.

Mediante essas considerações, critérios relacionando limites de exposição, com respeito à saúde e à segurança da população, foram estabelecidos.

A ISO 2631-1, edição de 1997, apresenta métodos para a quantificação da vibração no corpo humano em relação à saúde e conforto, podendo ser utilizada para avaliar vibrações em veículos e máquinas, através dos quais pessoas são expostas a vibrações mecânicas ⁽⁶⁰⁾.

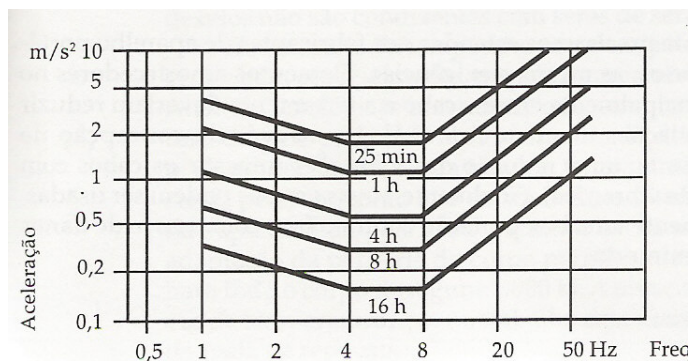


Gráfico 2 – Valores limites para oscilações verticais para manutenção da capacidade de desempenho: Exposições de 25 minutos a 16 horas (60).

O grupo criador da ISO 2631 (1974) estabeleceu limites de aceleração máxima recomendadas para cada tempo de exposição: de um minuto a doze horas. Determinaram que a faixa de frequência na qual o corpo humano apresenta maior sensibilidade é a de 1Hz a 80Hz.

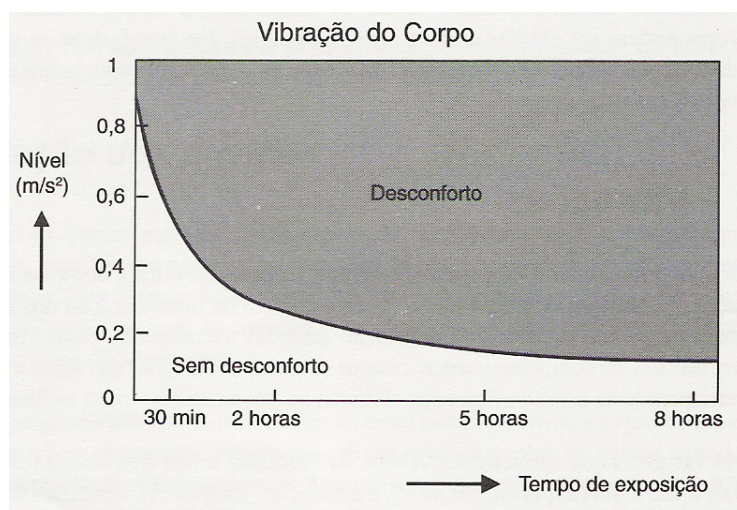


Gráfico 3- A vibração do corpo pode ser desconfortável, dependendo do nível médio das vibrações e do tempo de exposição (61).⁴

Conforme salientado no gráfico 3, *os efeitos da vibração na saúde e no conforto são dependentes do conteúdo de frequência da vibração.*⁵

3.6 MECANOTRANSDUÇÃO E MECANONSENSIBILIDADE ÓSSEA

É muito difícil explicar os processos e mecanismos envolvidos no crescimento e desenvolvimento ósseo. Atualmente, entende-se que a mecanotransdução ocorre em células ósseas simples e que essas células são elementos computacionais que funcionam multicelularmente, como uma rede interconectada.

Para Rubin et al. (2003), todas as células respondem a alterações do meio externo (3). São capazes de sentir e responder a cargas extrínsecas, utilizando-se dos processos de mecanorrecepção e mecanotransdução. O primeiro, transmite o estímulo físico extracelular em uma célula receptora. O segundo, transforma o conteúdo do estímulo e/ou informação em um sinal intracelular (62).

⁴ O gráfico apresentado pode ser utilizado para limitar o tempo de exposição à vibração, pois apresenta, para determinadas frequências, limites de exposição relacionados à saúde, ao conforto e à fadiga.

⁵ O grifo é da autora.

Na mecanotransdução óssea, quando o somatório das cargas estáticas e dinâmicas, continuamente aplicadas a esse tecido, extrapolam valores, ocorre a resposta celular pela tríade de processos de adaptação celular óssea, como já foi visto em capítulo anterior, ou seja, a reabsorção, deposição ou a manutenção. Esse processo transfere o conteúdo de informação de um estímulo periosteal da matriz funcional como um sinal celular da unidade esquelética. Dessa forma, a informação pode ser passada hierarquicamente para níveis mais internos do tecido até chegar a um osteócito (62).

A mecanotransdução óssea é singular, de 4 maneiras (62):

1. a maioria das células mecanossensíveis são citologicamente especializadas, o que não ocorre com as células ósseas;
2. um estímulo no tecido ósseo pode provocar 3 respostas adaptacionais (tríade de processos adaptacionais já vistos) enquanto os processos não ósseos geralmente apresentam somente uma;
3. a transmissão do sinal ósseo é aneural, enquanto todos os outros sinais mecanossensíveis utilizam caminhos neurais aferentes;
4. as respostas adaptativas ósseas são confinadas em cada unidade óssea.

Todas as células ósseas são amplamente interconectadas (exceto os osteoclastos) pelas junções gap.⁶ Nessas junções, a aconexina 43 é a maior proteína. Cada osteócito incluído na

⁶ Como sinapses elétricas, as junções gap sustentam a organização do tecido ósseo como uma rede celular conectada, lembrando que todos os processos de adaptações ósseas são multicelulares.

lacuna mineralizada possui muitos processos citoplasmáticos, ordenados tridimensionalmente e que se interconectam a processos similares de mais de 12 células vizinhas. Esses processos ocorrem dentro de canais de matriz óssea mineralizada (canalículos). O pequeno espaço entre a membrana plasmática do processo celular e a parede de um canalículo é preenchido por complexos macromoleculares (62).

As junções gab também conectam os osteócitos superficiais aos osteoblastos periósticos e endósteos. Todos os osteoblastos são interconectados lateralmente, de maneira similar. Verticalmente, as junções gab conectam os osteoblastos periósticos a células pré-osteoblásticas e, por sua vez, estas também são interconectadas. Assim entende-se o tecido ósseo como rigidamente conectado (62).

As células ósseas são ativas eletricamente. Além de permitir a transmissão intercelular de íons e pequenas moléculas, as junções gab apresentam a capacidade de transmissão elétrica. Assim, pode-se entender as junções gab como “sinapses” elétricas (40).

Células ósseas mecanotransdutivamente ativadas, como por exemplo os osteócitos, podem iniciar os potenciais de ação da membrana capazes de transmissão através de junções gab interconectadas (40).

Cada célula, em qualquer camada, pode receber simultaneamente vários estímulos, como por exemplo um peso (atributo quantitativo) (40). Na camada inicial, representada por carga e dentro de cada célula, independentemente, elas se somam. Essa soma é comparada, dentro da

célula, a algum valor limiar ou inicial. Se esse valor for extrapolado, por exemplo, é gerado um sinal intracelular de mecanotransdução bem sucedido. Esse sinal é transmitido identicamente para todas as camadas de células adjacentes. No seguimento, ocorrem processos semelhantes de soma, comparação e transmissão de sinal da carga até as camadas de osteoblastos. As emissões dessas células determinam o local, o índice, a direção, a magnitude e a duração da resposta adaptativa específica, por exemplo, deposição, reabsorção e manutenção de cada nicho de osteoblastos (62).

A contração muscular esquelética é um acontecimento típico da carga da matriz funcional perióstica e a frequência é um de seus parâmetros críticos (10-50 Hz) (2). Embora a frequência fundamental de contração dos músculos seja em torno de 2 Hz, existem outras tensões harmoniosas relacionadas à frequência de 15 a 40 Hz (62).

Numa tentativa de síntese, é sugerido que a capacidade das matrizes funcionais periósticas de regularem às respostas adaptativas de suas unidades esqueléticas pelos processos mecanotransdutivos iônicos está relacionada a vários fatores. A saber (62):

- a) as forças da função muscular normal ocorrem intermitentemente sobre o tecido ósseo;
- b) a dinâmica da contração do músculo esquelético adapta-se razoavelmente bem às necessidades energéticas para a resposta celular óssea;
- c) a variação das frequências de forças harmoniosas específicas da dinâmica muscular também é aquela considerada morfogeneticamente competente (por exemplo, osteoregulatória);

- d) a atividade muscular esquelética normal produz campos elétricos intra-ósseos na ordem dos campos extrínsecos considerados morfogeneticamente semelhantes;
- e) as células ósseas podem ser estimuladas por dois mecanismos - diretamente pelos canais da membrana plasmática ativada pela força e indiretamente pelo fenômeno eletrocinético.

Dessa forma, pode-se entender que as unidades esqueléticas estão intimamente ligadas a suas matrizes funcionais periósticas (62).

Van't Veen *et al*, como primeira conjectura, supõem que o osso embrionário é sensível ao estímulo mecânico, promovendo moderada ossificação *in vitro* (56).

Duncan e Turner (63) remontam que a relevância biológica da Teoria de Frost é a hipótese mecanostática. Essa hipótese é única, tendo o modelamento e o remodelamento ósseo adiando osso lamelar. A Teoria de Frost descreve as janelas do mecanismo fisiológico normal desse processo (64).

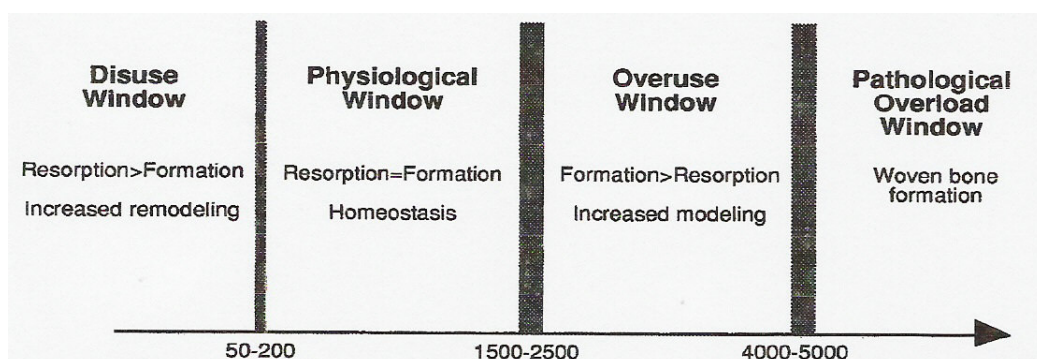


Figura 4- As quatro janelas usadas para definir a teoria de Frost da mecanotransdução. A primeira janela é separada por um pequeno strain (μ strain). Com o desuso, o strain abaixa e o osso perde massa óssea iniciando-se o remodelamento ósseo com balanço negativo. Na janela fisiologicamente normal, o osso encontra-se em seu estado normal de turnover, sendo que o balanço ósseo é mantido. Com o sobre-uso, o osso lamelar aumenta, incrementando o modelamento ósseo. Na janela caracterizada por situação patológica, o balanço ósseo é acrescentado para reparar a reação. Entretanto, a magnitude do strain, sozinha, não prediz adaptação óssea. Modificado de Duncan RL e Turner CH. (64).

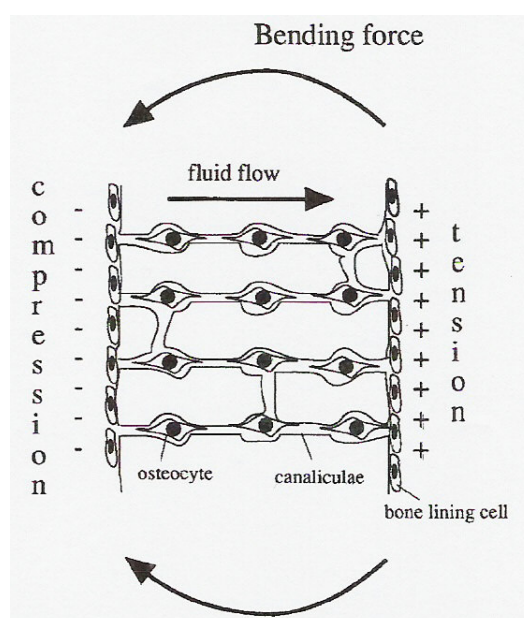


Figura 5- Representação esquemática do osso cortical ou trabecular abaixo da curva de carga. A curva de carga causa compressão de estresse em um lado do osso e tensão do lado oposto. Isso gera um gradiente de pressão no fluido intersticial, o qual se dirige das regiões de compressão para as de tensão. O fluido flui através de canalículos e entre os osteócitos, provendo nutrientes e causando relação de movimento e “atrito” entre nas membranas celulares. Modificado de Duncan RL e Turner CH. (64).

O osso é um tecido mecanossensitivo que se adapta em massa, arquitetura e propriedades mecânicas em resposta à carga mecânica. A adaptação óssea não depende somente da magnitude do strain. O estímulo mecânico entre seus componentes cria uma resposta adaptativa do osso, dependente da composição do strain, do número de ciclos e período, bem como da distribuição e do gradiente do strain (65).

O número de ciclos por segundo é um fator determinante na adaptação óssea ao estímulo mecânico (65).

4. HIPÓTESES E OBJETIVOS

4.1 Hipótese Conceitual

A breve, porém continuada, exposição do corpo humano a estímulos mecânicos do tipo vibratório, com baixa magnitude e alta frequência, é suficiente para elevar a massa óssea nos sujeitos submetidos (pelo período de seis meses consecutivos) a esses estímulos.

4.2 Objetivo Geral

Estudar a resposta óssea da tíbia e fíbula distais, do fêmur proximal e das vértebras da coluna lombar de mulheres com baixa massa óssea submetidas a estímulos mecânicos passivos (vibratórios) pelo período de seis meses consecutivos.

4.3 Objetivos Específicos

- a) Identificar o perfil das colaboradoras, quanto à idade (anos), ao peso (Kg) e à estatura (cm) índice de massa corporal e peso (Kg).
- b) Medir a massa óssea do fêmur proximal e das vértebras da coluna lombar, antes e depois do programa de aplicações de atividades em plataforma vibrátil.
- c) Medir a massa óssea da tíbia e da fíbula distais, depois do programa de atividades em plataforma vibrátil.

5. VARIÁVEIS

- a) Densidade mineral óssea L1, L2, L3 e L4 (g/cm^2), antes e depois.
- b) Densidade mineral óssea L2-L4 (g/cm^2), antes e depois.
- c) Densidade mineral óssea total coluna vertebral (g/cm^2), antes e depois.
- d) Densidade mineral óssea colo do fêmur, trocânter, região intertrocantérica e triângulo de Ward (g/cm^2), antes e depois.
- e) Densidade mineral óssea total de fêmur (g/cm^2), antes e depois.

- f) Densidade mineral óssea 1/3 tíbia/fíbula distal, região intermédia e ultradistal (g/cm²), antes e depois.
- g) Variação percentual da densidade mineral óssea L1, L2, L3 e L4.
- h) Variação percentual da densidade mineral óssea L2- L4.
- i) Variação percentual da densidade mineral óssea total da coluna vertebral.
- j) Variação percentual da densidade mineral óssea colo do fêmur, trocânter, região intertrocantérica e triângulo de Ward.
- k) Variação percentual da densidade mineral óssea total de fêmur.
- l) Variação percentual da densidade mineral óssea 1/3 tíbia/fíbula distal, região intermédia e ultradistal.
- m) Variação percentual da densidade mineral óssea total de tíbia/fíbula.

6. MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo está caracterizado pelo paradigma de configuração do tipo quantitativo, com tipo de estudo experimental, antes e depois, em grupos randomizados. Os procedimentos configuram-se como estudo piloto, estudo de grupo principal e grupo controle.

Após apreciação e aprovação do protocolo da pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS – CEP, parecer aprovatório e registro do projeto de pesquisa no Conselho Nacional de Saúde – Comissão Nacional de Ética e Pesquisa – CONEP (anexos A e B), o estudo teve início.

Os grupos de estudo (piloto, principal e controle) foram randomizados, atendendo aos critérios de inclusão e exclusão, detalhados no seguimento.

6.1 SUJEITOS

Os sujeitos da pesquisa foram vinte mulheres, voluntárias, compondo o grupo experimental, e oito mulheres, voluntárias, compondo o grupo controle.

Como critérios de inclusão, no grupo experimental, foram aceitas mulheres com osteoporose diagnosticada por densitometria óssea, atendendo às classificações do CID – Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde para CID/10 M81.0 (osteoporose pós-menopáusia), CID/10M 81.1 (osteoporose pós-ooforectomia), CID/10M81.8 (osteoporose senil) e CID/10 M81.9 (osteoporose não especificada) (66).

Como critérios de exclusão, para ambos os grupos, considerou-se: atrofia de Südeck (CID/10 M81.1), osteoporose de desuso (CID/10 M81.2), osteoporose devido à má absorção pós-cirúrgica (CID 81.3), osteoporose induzida por drogas (CID/10 81.4), osteoporose na

mielomatose múltipla (CID/10 C90.0+), distúrbios endócrinos CID/10 E00-E34+), doenças do sistema osteomuscular e tecido conjuntivo (CID/10-M00-M99), como por exemplo, artropatias infecciosas, piogênicas e reacionais, poliartropatias inflamatórias, artroses (poliartrose, coxartrose, gonartrose, artrose tarsometatarsiana), deformidades adquiridas dos pés, transtornos da patela e/ou internos dos joelhos, doenças sistêmicas do tecido conjuntivo (lúpus eritematoso sistêmico, esclerose sistêmica, dermatopolimiosite), vasculopatias, dorsopatias deformantes, transtornos dos discos intervertebrais, dorsalgia, espondilopatias (espondilites, espondilopatias inflamatórias), transtornos dos tecidos moles (musculares, miosite, calcificação do músculo), transtornos das sinóvias e tendões (sinovites, tenossinovites), rupturas dos tendões, bursites em membros inferiores, transtornos fibroblásticos, entesopatias dos membros inferiores, cardiopatias e problemas vasculares dos membros inferiores (não controlados) (66).

Ainda, ausência de doenças respiratórias, abdominais, urinárias, ginecológicas, neurológicas, doenças crônicas (como por exemplo, diabetes mellitus tipo I e II), gravidez, próteses, medicações com efeitos sobre o sistema músculo esquelético (por exemplo, Alendronato) e participante de atividades físicas de impacto de alta frequência mais de três vezes por semana.

6.2 LOCAL DO ESTUDO

A coleta dos dados deu-se no ICS- Instituto de Ciências da Saúde, no subsolo do Prédio Branco do Centro Universitário FEEVALE, na Rua Emílio Hauschild, 70, no Bairro Vila Nova,

no Município de Novo Hamburgo (população 250.000 habitantes), Vale do Rio do Sinos, Estado do Rio Grande do Sul, Brasil. Telefone: 0XX (51) 586-8800, ramal 8636.

6.3 PROCEDIMENTOS

Para a viabilização deste estudo, foi necessária a confecção do equipamento simulador de impacto, aqui chamado de plataforma vibratória. Essa plataforma foi confeccionada com a colaboração do Laboratório de mecânica da PUCRS – Labmec e da Divisão de Engenharia Biomédica do Hospital São Lucas-PUCRS.

A plataforma vibrátil apresenta as seguintes características técnicas:

- 01 motor Eberle de 3500 RPM, monofásico, quatro pólos, $\frac{1}{2}$ CV 220V, 60 Hz-Fc95-F162; Nema C56;
- 02 mancais “Y” *ucp* 204;
- 01 biela;
- 01 correia sincronizada 720-8M-30;
- 01 polia 22-8M;

- 01 polia 64-8M;
- 01 rolamento 2205E2RS1;
- motor $\frac{1}{2}$ Hp
- Frequência: 28,8 Hz ou 1730 RPM;
- $V_t = 0,04529$ m/s;
- $a = 0,217$ m/s²;
- parte estrutural: em chapa dobrada sem solda $e = 1/8''$;
- tamanho: 47 cm comprimento X 50 cm largura X 34 cm altura;
- peso estimado: 40 Kg.



Imagem 1: Plataforma vibratória, vista lateral.

6.3.1 Contato Inicial

Através da mídia local, falada e escrita, foi realizado um convite às mulheres da comunidade local. Foram visitados e contatados profissionais da área médica da região metropolitana de Porto Alegre.

6.3.2 Projeto Piloto

O projeto piloto foi realizado no mês de Janeiro de 2004, com dez mulheres voluntárias, respeitando-se os critérios de inclusão e de exclusão. Estruturou-se a aplicação do estudo piloto com um mês de duração, com dez mulheres, que foram avaliadas sob o ponto de vista físico e funcional (apêndice A), pela pesquisadora. Mediante o projeto piloto, foi possível verificar se os instrumentos atenderiam realmente aos objetivos do estudo, à aderência das participantes às atividades e às condições estruturais e mecânicas do equipamento (plataforma vibrátil).

No seguimento, foi-lhes explicado o projeto e oferecido o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (apêndice C), que foi lido pela pesquisadora e pelas colaboradoras. Foi respeitada a Resolução do Conselho Nacional de Saúde – CNS 196/96 para pesquisas com seres humanos. Cada voluntária levou cópia assinada pelo professor orientador da pesquisa, pela pesquisadora principal e por ela. Através do estudo piloto, houve a possibilidade de potencializar os conhecimentos sobre o tema bem como compreender melhor as variáveis.

Observou-se o grande interesse das colaboradoras pelo tema osteoporose e por poder colaborar com a pesquisa.

No projeto piloto, as colaboradoras aderiram ao projeto, submetendo-se à estimulação mecânica passiva por 15 minutos, três vezes por semana, pelo período de um mês. Foi aferida sempre antes e depois da exposição à vibração, a tensão arterial mediante esfigmomanômetro e estetoscópio, bem como a saturação periférica de oxigênio (apêndice B). Como não ocorreu significativa alteração, optou-se por, para o estudo principal, aferi-la somente antes da exposição à vibração. Foi decidido que, para esse controle, bem como para o acompanhamento, auxílio e atenção às colaboradoras, seria necessária a presença de uma pessoa além da pesquisadora principal. Assim, houve a participação voluntária de uma fisioterapeuta (Apêndice F)

A terapia de reposição hormonal somente foi aceita sob a forma de uso tópico por entender-se que sua ação é local.

Durante o estudo piloto, ocorreu um problema no motor da plataforma vibrátil, o que fez com que se optasse por transformar o equipamento de bivolt para univolt, ou seja, somente para atender a rede de 220 volts existente no local da coleta dos dados.

Modificações tornaram-se necessárias, entre elas, a inclusão de testes clínicos especiais para melhor avaliação dos membros inferiores e do tronco, além do estudo do índice de massa corporal – IMC, bem como o estudo do comportamento da massa óssea da tíbia e fíbula distal e não do osso calcâneo, como havia sido cogitado anteriormente no projeto de pesquisa.⁷

⁷ Para aferir a densidade mineral óssea dos ossos da perna (tíbia e fíbula distais), utilizou-se o software para antebraço.

Nenhum desconforto foi relatado pelas colaboradoras no decorrer do estudo piloto, exceto três queixas de prurido nasal, temporário, muito provavelmente relacionada à atividade ciliar nasal e/ou deslocamento de fluido residual dos seios paranasais.

6.3.3 Estudo Principal

Após efetuadas as alterações decorrentes do projeto piloto, deu-se início ao estudo principal, que ocorreu entre os meses de fevereiro a agosto de 2004 no Centro Universitário Feevale, em Novo Hamburgo – RS.

Cada participante foi submetida a uma densitometria óssea gratuita no Labdens –Hospital São Lucas da PUCRS – Porto Alegre, por volta da terceira semana após a aderência ao projeto.

Durante as sessões de exposição à vibração, as participantes ficaram em posição ortostática relaxada, sem flexão dos joelhos ou quadris. Foi prestada atenção para que os calcâneos ficassem exatamente sobre a área de maior exposição à vibração oferecida pelo equipamento (área central). Além disso, permaneceram sem calçados (aceitou-se somente o uso de meias). Aquelas que possuíam varizes do tipo primário fizeram uso de meia elástica de compressão.

Todas as participantes foram submetidas à exposição em plataforma vibrátil três vezes por semana, em dias intercalados, por seis meses consecutivos. Optou-se pela posição de ortostase relaxada, pois estudo de Rubin et al ⁽³⁾ mostrou que, comparando-se as respostas vibratórias lidas por acelerômetros introduzidos cirurgicamente no trocânter do fêmur e na 4ª vértebra lombar de seres humanos submetidos à estimulação em plataforma vibratória de 30Hz e aceleração 0,2 G, as medidas nesses locais foram de aproximadamente 85% das oferecidas na superfície da plataforma de vibração. Na posição de semi-flexão dos joelhos, a vibração foi menor.



Imagem 2: Posição de ortostase relaxada em plataforma vibratória. Pés descalços e calcâneos sobre a área central da base.

A aderência das colaboradoras à proposta do estudo foi muito boa. Poucas faltas ocorreram, sendo que a frequência média de participação foi de 12 sessões mensais e 90 sessões totais.

Houve o auxílio voluntário de uma fisioterapeuta (Apêndice F), que permaneceu sempre junto durante as sessões, sendo responsável por mensurar a tensão arterial com esfigmomanômetro do tipo mecânico aneróide, devidamente calibrado pela Indústria Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial- INMETRO, Certificado N° 9690703 (Anexo-C) e manguito adequado ao diâmetro do braço (braçadeira 24-30 cm), bem como estetoscópio modelo Becton Dickinson Indústrias Cirúrgicas-BD. A pressão arterial foi verificada antes da estimulação mecânica, porém, após um breve repouso, após a chegada da pessoa (5 minutos sentado ou deitado); manteve-se o braço à altura do átrio esquerdo; tomou-se o cuidado de não aferir a pressão arterial quando a colaboradora havia fumado ou caso tivesse ingerido bebidas alcoólicas ou café, por exemplo, pois entendemos que podem proporcionar super-estimativas dos valores pressóricos. A voluntária auxiliou para aferir a saturação periférica de oxigênio de cada participante antes do atendimento, com o intuito de verificar as condições clínicas das voluntárias e se elas poderiam se expor à vibração na sessão (não houve nenhum caso que exigisse a não realização da sessão por hipertensão arterial, por exemplo, ou outra situação clínica que justificasse a não exposição). A voluntária, ainda, auxiliou as mulheres a subirem e descerem da plataforma, oferecendo-lhes apoio parcial, além disso, verificava constantemente a postura da participante e cronometrava, com relógio analógico, o tempo de aplicação. Aquelas que chegaram com atraso (foram poucas as situações em que isso ocorreu) tiveram o tempo descontado de sua sessão ou o horário da sessão transferido para que não repercutisse em atraso para as demais ao longo do dia.

As colaboradoras deslocaram-se até o local do estudo fazendo uso de transporte coletivo urbano ou carro próprio, conforme suas possibilidades e preferências.

Após um total de seis meses consecutivos, realizou-se a última densitometria óssea para cada voluntária participante, sendo as colaboradoras transportadas novamente ao Labdens, em Porto Alegre, pela própria pesquisadora.

Houve um total de 90 sessões (20/02/2004 a 29/09/2004) para cada colaboradora.

Ao final da coleta dos dados (última densitometria óssea), as participantes, interessadas em manter a atividade oferecida, puderam optar por mantê-la até completar os doze meses citados no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice C). Todas encerraram as atividades em 17 de novembro de 2004, sendo sugerido que procurassem manter atividades físicas de impacto de sua preferência, como por exemplo, a caminhada.

6.3.4 Grupo Controle

O grupo de estudo controle foi estruturado através de um levantamento das mulheres que realizaram densitometria óssea nos meses de janeiro e fevereiro de 2004 no Laboratório de Densitometria Óssea-LABDENS da PUCRS e que apresentaram baixa massa óssea (amostra de conveniência). Foram observados todos os critérios de inclusão e exclusão para o estudo. O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido foi oferecido de igual forma ao grupo. Nos arquivos do laboratório de densitometria, foram resgatados os exames prévios das colaboradoras do grupo controle. Realizou-se nova densitometria (respeitando-se 6 meses entre elas). No seguimento, as colaboradoras receberam, via correio (por carta registrada) o exame. Para

finalizar, realizou-se contato telefônico, certificando-se do recebimento do exame e sugerindo a apresentação desse exame ao médico responsável pelo acompanhamento de cada colaboradora.

Como no primeiro exame dessas colaboradoras não foi realizada a densitometria óssea de tíbia/fíbula, não foram estudados os valores comparativos delas, mas sim as características de massa óssea, atuais (última densitometria) dessa região.

6.4 TIPO DE DELINEAMENTO

O estudo visa revelar aspectos quantitativos da massa óssea de um grupo de mulheres voluntárias submetidas à prática regular de seis meses consecutivos de estímulo mecânico passivo, conforme segue:

ETAPAS DA PESQUISA	DELINEAMENTO DO ESTUDO
1. Paradigma de configuração	1. Quantitativo
2. Metodologia	2. Experimental
3. Tipo de estudo	3. Prospectivo; longitudinal
4. Análise Estatística	4. SPSS® 11,5; excel 2000; estatística descritiva: porcentagens, médias, desvio padrão e variação absoluta entre grupos. Teste t de Student (gl=21) com $p \leq 0,05$, unicaudal, pareado.

5. Instrumentos	5. Dual Energy x Ray Absortiomerty – Lunar DPX – Laboratório de Densitometria Óssea-Labdens. Hospital São Lucas. Av. Ipiranga, 6690 térreo CDI Porto Alegre/RS. Fone: (51)33392176; balança e estadiômetro.
6. Campo	6. Centro Universitário Feevale-Campus II. Endereço: Rua Emílio Hauschild, 70; bairro Vila Nova. Novo Hamburgo-RS.
7. Colaboradores	7. Vinte e oito mulheres, com idade de 50-69 anos.
8. Procedimentos	8. Projeto piloto, estudo principal e grupo controle.

Quadro 4- Delineamento do estudo

Esta pesquisa caracteriza-se por ser do tipo estudo de intervenção prática, ou seja, ligada à práxis, usando o conhecimento científico para fins explícitos de intervenção (67).

“O estudo prospectivo é aquele que vê ou tenta ver adiante, que lança os olhos sobre o futuro” (59).

Quanto ao procedimento técnico adotado, o estudo caracteriza-se por ser do tipo experimental, em que pessoas são expostas à manipulação experimental ou a tratamento (o fenômeno que o pesquisador deseja estudar) (68).

Optou-se por grupo randomizado, visando garantir representatividade. A seleção da amostra foi randômica, porque nela cada membro da população teve uma chance igual e independente de ser selecionado. “Uma amostra randômica provavelmente mostre bem a

população, isto é, mostre características e comportamentos relevantes na mesma proporção em que se encontram no grupo inteiro” (68).

Ainda, optou-se por grupo de estudo piloto, por grupo principal e por grupo de controle. “Um experimento deve incluir um ou mais de cada tipo de grupo” (68).

6.5 AMOSTRAGEM

A amostra deste estudo foi baseada em estudo semelhante de Rubin (4), pesquisador nesta área, com mulheres americanas pós-menopáusicas.

6.5.1 Tamanho da Amostra

- Grupo de estudo piloto: 10 mulheres.⁸
- Grupo de estudo principal: 22 mulheres.
- Grupo de estudo controle: 08 mulheres.
- Total: 30 mulheres.

⁸ As mulheres do grupo de estudo piloto seguiram dentro do grupo principal de estudo. O grupo piloto permitiu apenas a melhor compreensão e manejo da rotina do estudo, uma vez que o instrumento de medida utilizado (aparelho de densitometria) é considerado modelo padrão ouro para avaliação da massa óssea (10).

6.6 INSTRUMENTOS UTILIZADOS

- Aparelho para densitometria óssea: Dual energy x ray absorptiometry – Lunar DPX.
- Balança aferida pela Rede Brasileira de Metrologia Legal e Qualidade- *Inmetro*.
- Estadiômetro aferido pela Rede Brasileira de Metrologia Legal e Qualidade *Inmetro*.
- Oxímetro de dedo com leitura digital.
- Relógio com leitura analógica.
- Aparelho para aferir a pressão arterial calibrado e manguito adequado ao diâmetro do braço.

6.7 LOGÍSTICA

Os dados foram organizados em tabelas e gráficos utilizando os recursos do SPSS® versão 11,5 e planilha de cálculos Excel, versão 2000.

6.8 PROCESSAMENTO E ANÁLISE

Para as variáveis, foram calculadas dentro da estatística descritiva, as porcentagens obtidas pela sua frequência de distribuição, média e desvio padrão, bem como a variação absoluta entre os grupos.

Para comparar os resultados, utilizou-se o teste **t** de Student ($gl = 21$) com valor de significância para **p** em 0,05 unicaudal e pareado.⁹

$\text{número de graus de liberdade} = \text{tamanho da amostra} - 1.$
--

Quadro 5- Parâmetro usado para descrever a distribuição de **t**.

“Quando o tamanho da amostra cresce, a distribuição **t** aproxima-se da linha normal de um gráfico” (69), (70), (71), (72).

Quanto à idade das mulheres, considerou-se a fração de tempo (anos, meses e dias) da data do teste (coleta de dados) em relação a sua data de nascimento. Todas as colaboradoras fizeram tratamento igual de 0,5 ano, ou melhor, de 6 meses exatos.

6.9 ASPECTOS ÉTICOS

⁹ **gl** corresponde ao grau de liberdade **n-1**.

Esta pesquisa teve o parecer N° 497/2003 no Ministério da Saúde - Conselho Nacional de Saúde – Comissão Nacional de Ética em Pesquisa –CONEP. Registro no CONEP N° 7427. Registro no CEP N° 001309. Processo N° 25000.020408/2003-80 (anexo A). Bem como o Ofício N° 051/03 – Comitê de Ética em Pesquisa –CEP-PUCRS (anexo B).

A pesquisadora teve o dever de encaminhar Relatório de Acompanhamento de Pesquisa, periodicamente, ao Comitê de Ética em Pesquisa-CEP da PUCRS, a contar do início da pesquisa (anexo D), atendendo ao item **VII.13.d.** da Resolução CNS 196/196.

Para a realização deste estudo, foi oferecido às colaboradoras o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (apêndice C).

O consentimento informado existe, quando os participantes concordam voluntariamente em participar de um estudo, são competentes para dar o consentimento, estão plenamente cientes dos riscos bem como dos benefícios potenciais e não estão sendo explorados ⁽⁶⁷⁾ , bem como quando é respeitada a Resolução do Conselho Nacional de Saúde – CNS 196/96 para pesquisas com seres humanos ⁽⁷³⁾.

9. DISCUSSÃO

De modo geral, a análise da massa óssea de mulheres em idade de pré e pós-menopausa, tem sido foco da atenção de muitos estudos, principalmente aqueles que envolvem hábitos de vida ^{(55) (74) (75) (76) (77)}. Mulheres pós-menopáusicas, particularmente com baixo índice de massa corporal, foram foco de estudo prospectivo com superfície vibratória ⁽⁴⁾, tendo características físicas diferentes ao nosso estudo.

Com relação a medicamentos usualmente utilizados para massa óssea, os dados encontrados no estudo confirmam que o cálcio é um medicamento usualmente usado em indivíduos predispostos à baixa massa óssea ⁽⁹³⁾.

No que diz respeito às atividades físicas, os grupos em estudo caracterizaram-se por não praticarem exercícios físicos com impacto, regularmente (critério de exclusão). Ainda assim, em estudo envolvendo a caminhada, foi observado, no grupo controle, um decréscimo na densidade mineral óssea DMO das vértebras da coluna lombar de mulheres pós-menopausa ⁽⁹⁴⁾.

A partir do gráfico 7, pode-se inferir que os processos de regulações dos sinais mecânicos podem ser os responsáveis pela adaptação óssea quando associada às atividades físicas, como a postura, por exemplo, podendo influenciar a arquitetura óssea ⁽²⁾, uma vez que, teóricamente, L3 é uma vértebra responsável por receber maior carga postural, quando comparada com L1 e L2.

Isto pode ser bem compreendido pois a atrofia óssea não se faz de forma homogênea com o envelhecimento perdendo-se, sobretudo, osso trabecular (17), como nestes casos.

Fatores celulares, metabólicos e fisiológicos certamente estão envolvidos na dinâmica da massa óssea. A perda óssea, também, pode estar relacionada a fatores ambientais, sociais e, inclusive, a integração de diferentes padrões culturais. Ainda, o estímulo mecânico precisa ser suficientemente potente para ser detectado pelo osso (40), (2), (4). A diminuição da DMO pode resultar da diminuição das forças musculares que atuam sobre o osso (19).

No gráfico 10 podemos observar que a quantidade de massa óssea de um indivíduo não é dependente somente da perda de massa óssea durante o final da vida adulta, mas, também é dependente da massa óssea adquirida até a maturidade. Seria de extremo valor se, principalmente neste caso, a colaboradora C8 tivesse realizado uma densitometria por volta dos 30 anos de idade, permitindo, assim, melhor compreensão do comportamento da sua massa óssea.

No gráfico 11 temos a expressão dos resultados para L4. Entretanto, a transmissão do sinal vibratório pode chegar em L4 com aproximadamente 80 % de seu potencial quando usadas frequências de 15 a 35 HZ, tanto em posição ortostática ereta, quanto relaxada, tendo importante diminuição do sinal quando assumida a posição com flexões dos joelhos (3), o que pode ter acontecido com as colaboradoras dos casos E4 e E6 podendo ser dependente da postura do indivíduo nas sessões (3), tendo sofrido atenuações na vibração.

E6 diferencia-se dos demais casos, muito provavelmente, pelo fato de entendermos que o osso, como tecido mecanossensitivo, responde ao impacto modificando sua arquitetura e massa óssea (Lei de Wolff), uma vez que a intensidade dos efeitos fisiológicos e patológicos é dependente, principalmente, da frequência da vibração (62). Dentro da complexidade dos mecanismos envolvidos neste processo, a informação transmitida pela base vibratória até níveis mais altos como a coluna lombar pode ter sofrido modificações, não chegando adequadamente aos osteócitos desta região.

Para E2, a atividade com suporte de peso corporal e impacto vertical envolveram uma força a ser transmitida pelo esqueleto, assim como que o stress gerado no osso, excedendo o nível a que o osso esteja adaptado (*strain memory*) (55).

A recuperação da massa óssea, por si só, poder ser mais demorada e mais complexa. Como já citado anteriormente, quantidade de osso de um indivíduo não é dependente somente da perda de massa óssea durante o final da vida adulta mas, também, é dependente da massa óssea adquirida até a maturidade e, a partir daí, mantida adequadamente (19), o que pode ter contribuído para esta resposta.

Isto pode ser compreendido porque a força muscular influencia fortemente a mecanostática dos ossos de sustentação de carga (52). Entende-se que o controle postural envolve, entre outras questões, mecanorreceptores articulares e barorreceptores profundos nas plantas dos pés, fornecendo, então, informações sensoriais importantes para o controle da postura.

A melhora da DMO das colaboradoras do GC pode ser observada no gráfico 17. Podemos inferir que está relacionada à colaboradora C8. O controle sobre fatores nutricionais (ingesta de cálcio, proteínas, fibras e sódio), pode explicar este fenômeno, assim como a bagagem genética cria algumas das condições básicas que caracterizam nossos caracteres ósseos iniciais. As características genéticas ajudam a controlar o ciclo de modelar e remodelar o osso (*Paradigma de Utah*) (52).

Para E5, combinar as características das ações biomecânicas do osso, pode ter sido importante solução para a melhora da massa óssea em coluna vertebral total (gráfico 15) (52).

Para as colaboradoras do grupo experimental que mantiveram ou elevaram sua massa óssea na região NEC do fêmur, a tensão mecânica pode ter exibido papel preponderante na resposta da massa óssea, mediante respostas esqueléticas adaptativas (63). As células ósseas, muito provavelmente, responderam positivamente ao estímulo mecânico. Ainda, o ângulo de inclinação do colo é importante determinante da efetividade das forças impostas sobre a articulação do quadril (22), bem como estas colaboradoras, provavelmente, tenham assumido adequada posição ortostática ereta nas sessões.

A baixa massa óssea pode resultar, também, da ausência do sinal (frequência) de regulação estabelecido pela atividade músculo-esquelética (55), o que pode ser observado em C4, no gráfico 17.

A intensidade dos efeitos fisiológicos e patológicos é dependente, principalmente, da frequência de vibração ⁽⁶⁰⁾.

Para E7, as células ósseas podem ter sido estimuladas pela força (ativação da membrana plasmática) e/ou pelo fenômeno eletrocinético ⁽⁶³⁾, respondendo positivamente pelo somatório destas duas situações, ao contrário de E20 que já possuía importante baixa massa óssea, previamente.

O estímulo (ou informação) pode ter agido como sinal intracelular, provocando resposta adaptativa ⁽⁶³⁾.

Entretanto, a região intertrocantérica do fêmur, caracterizada por apresentar osso do tipo trabecular, pela sua ampla área superficial, é facilmente disponível e metabolicamente mais ativa, sendo foco primário das alterações da massa óssea, como podemos observar nos casos do grupo experimental (gráficos 20 e 21).

Nos gráficos 26 e 27, podemos observar as respostas na região 1/3 de tibia/fíbula. Esta região caracteriza-se por apresentar osso do tipo cortical.

A potencial resposta e influência da vibração no tecido ósseo, da tibia/fíbula de seres humanos até então não foi estudada (somente em modelos experimentais) ⁽⁸⁴⁾. Tem sido possível,

apenas, buscar alguns parâmetros em pesquisas experimentais, como no estudo com ratas pós-memopáusicas e ovariectomizadas, com significativa diminuição da DMO da tíbia (57).

A região média-intermédia de tíbia/fíbula caracteriza-se por se localizar na diáfise destes ossos, sendo formada por osso cortical, resultado este que difere dos estudos de Rubin, em que foi observada elevação de osso trabecular.

Porém, para a região ultra-distal de tíbia/fíbula, observamos um significativo decréscimo de massa óssea. esta região caracteriza-se por ser osso tipo trabecular. O estímulo mecânico pode ter acelerado a matriz de mineralização (56). Entretanto, desconhecemos a sua resposta para esta região do corpo humano com relação à resposta cumulativa de ensaios deste tipo, a longo prazo.

Significante decréscimo da DMO nesta região, deu-se, provavelmente, pela proximidade à fonte expositora. Em modelos experimentais, tal situação pôde ser observada (84).

Ainda, o importante decréscimo da DMO ultra-distal de tíbia/fíbula pode estar relacionada à frequência de ressonância desta região, entre outros fatores.

Sabemos que a massa muscular pode ser mantida, mediante vibração, entretanto, a DMO diminuiu em astronautas no meio de microgravidade, mesmo submetidos à vibração corporal (5). Os resultados do gráfico 31 expressam a grande importância e a urgência de aprofundar os estudos com este tipo de estímulo ou, ainda, a necessidade de estudos longitudinais, uma vez que pode estar ocorrendo desorganização da deposição mineral nesta região.

Considerando o efeito e a relação da musculatura com o osso, podemos inferir que o decréscimo da DMO ultra-distal de tíbia-fíbula pode ter relação com a fadiga desta musculatura, pois a vibração pode ter sofrido transferência ao osso via atividade muscular. Por outro lado, pode ter ocorrido absorção da vibração pelo músculo, minimizando a resposta óssea.

Para a variável BMD total de tíbia/fíbula, antes e depois, grupo experimental, não houve melhora significativa para $p = 0,1485$ e $t = 1,525$ isto porque, muito provavelmente, a mecanotransdução vertical imposta pelo estímulo mecânico distal, seguiu a biomecânica do fêmur. Isto confirma a premissa de que a resposta adaptativa do esqueleto e seus componentes mecânicos ainda não são bem entendidos e identificados (79), necessitando aprofundamento científico.

Neste íterim, um estudo demonstrou associação negativa entre densidade mineral óssea e exercícios físicos em mulheres jovens (44-50 anos), não encontrando melhora, entretanto, estabilização da densidade óssea após 18 meses de atividades físicas dinâmicas com impacto (76).

Ainda, redução da densidade mineral óssea e melhora na endurance, foi encontrada em atividades sem impacto mecânico (aquáticas) de 12 meses de duração em mulheres de 50-70 anos (74).

Este estudo não resultou melhora significativa de BMD para coluna vertebral lombar para GE X GE (gráfico 37), diferentemente ao estudo longitudinal de Rubin (comparativamente com

os valores anteriores de BMD total de fêmur, o grupo experimental apresentou achado sobreponível, diferentemente ao estudo de Rubin (4).

Densidade mineral óssea não significativa para fêmur e coluna lombar foi encontrada em grupo de exercícios físicos de baixo impacto comparado com controle (80).

Não houve o comparativo do percentual de BMD para tíbia/fíbula, depois do estudo, conforme justificado nos procedimentos do estudo. Entretanto, a variação do percentual após o estudo foi expressiva para o grupo experimental, como já visto anteriormente no gráfico 34.

Considerando estudos preliminares sobre a massa óssea de mulheres submetidas à vibração (2), (3), (4), (40) e (55), observou-se neste estudo, evidências conclusivas da eficácia dos efeitos da vibração mecânica sobre a massa óssea.

Neste estudo, observamos resposta positiva e significativa sobre a densidade mineral óssea em regiões específicas do corpo. Pela Lei de Wolff, a arquitetura do osso tem estreita relação com a carga mecânica exercida sobre o tecido ósseo. Mediante esta consideração, entendemos que, neste estudo, a vibração afetou os ossos de sustentação de carga e as células mecanosensoriais.

Muito provavelmente, a informação (frequência, impacto) do estímulo mecânico pôde ser transmitida hierarquicamente para níveis superiores, como o fêmur proximal (osso longo e

sustentador de carga) e os ossos da coluna vertebral. Entretanto, para estas regiões, talvez seja necessário mais tempo de aplicação e/ou vibração com diferentes tipos de frequências, atendendo às ressonâncias próprias de cada região.

Alguns aspectos podem ter interferido nas respostas encontradas. A porção medial do colo do fêmur é a porção responsável por suportar as forças de reação do solo e, teoricamente, recebe o impacto, porém, o ângulo de inclinação do colo do fêmur, pode ter interferido nas respostas porque ele determina a efetividade dos abdutores do quadril, o comprimento do membro, e as forças impostas sobre a articulação do quadril (81).

A experiência que o esqueleto tem com relação ao impacto, ao longo da vida, também é fator importante. Poderíamos chamar-la de “memória do strain”. Entende-se que curtos períodos de impacto, não rotineiros, melhorem a resposta osteogênica, desde que o estímulo seja suficientemente potente para ser detectado pelo osso, mas este processo é lento, superior aos 6 meses do estudo (Rubin encontrou resultados positivos em 12 meses de intervenção mecânica de alta frequência e baixa magnitude) (40), (55), (2), (3) e (4).

Atividades físicas que envolvam a pequena amplitude e frequência de 10-50 Hz (presentes em atividades como a bipedestação, envolvendo a simples contração muscular), podem ser consideradas como sinais de estímulos de alta frequência ao osso regulando e definindo a estrutura do tecido ósseo (4).

Entretanto, o estímulo mecânico externo aplicado por curtos períodos ao longo do dia nos membros inferiores de astronautas durante viagens espaciais (5 meses em microgravidade) favoreceu a hipótese de que as células ósseas podem ser ativadas frente um adequado estímulo mecânico externo, mantendo a massa óssea frente a prolongados períodos de atividades com carga (5). Isto nos leva a compreender que uma pequena exposição a um regime dinâmico de estímulos mecânicos pode ser suficiente para prevenir o balanço negativo do remodelamento ósseo ocasionado pela osteoporose de desuso (89).

Outras estruturas do corpo precisam ser consideradas. Pela Lei de Wolff, como já visto anteriormente, a carga mecânica exercida sobre o tecido ósseo pode ter sua origem no músculo. Assim, atividades dinâmicas como caminhadas terapêuticas podem vir ao encontro ao tipo adequado de estímulo osteogênico (42), (43). Isto pode ser bem compreendido, uma vez que o efeito do estímulo mecânico esteve presente no osso de atletas em regime de exercícios com conseqüente estímulo sobre os músculos e tecido ósseo (57). Os efeitos da vibração mecânica podem, ainda, estar relacionados com a performance muscular e equilíbrio corporal (1).

A tíbia e fíbula caracterizam-se por apresentarem osso do tipo cortical (82), diferentemente da região intertrocantérica do fêmur e vértebras. O provável incremento do regime de circulação sanguínea desta região pode ter estimulado as células mecanossensoriais locais com maior intensidade (ou intensidade específica), contrariamente ao estudo de Rubin (2), que encontrou melhora em osso trabecular.

Neste raciocínio, podemos compreender melhor, lembrando que as células ósseas funcionam multicelularmente, como uma rede interconectada, sendo que todas as células respondem a alterações em seu meio externo (63). Uma vez que a mecanotransdução ocorre em células ósseas simples, o estímulo pode ser entendido como sendo um estímulo mecânico anabólico (8), e sua resposta pode se dar através dos processos de mecanorrecepção e mecanotransdução.

Ainda, vale considerar que o estímulo ósseo é aneural, diferentemente de outros tecidos em que as respostas motoras aferentes e eferentes são organizadas através de uma variedade de mecanismos centrais ou funções do sistema nervoso central que recebem e organizam as informações sensoriais e programam respostas motoras apropriadas, o que pode se dar de modo diferenciado de indivíduo a indivíduo.

A modalidade de tratamento com estímulo mecânico representa uma estratégia de longo prazo para minimizar riscos a muitos pacientes, porque a grande amplitude de tensão, tipicamente associada com a atividade funcional, e o sinal de tensão, resultam em atividade muscular na frequência de 10-50 Hz. Sabe-se que este sinal está presente no esqueleto cranial, axial e apendicular e persiste por longo tempo, estando presente em ações como caminhadas e subir e descer escadas. Contudo, a sarcopenia paralela ao processo de envelhecimento é mais especificamente atenuada com o espectro de 20-50 Hz da contração muscular, sugerindo que a deterioração deste sinal também é indicativa do declínio da chave de regulação de estímulo do tecido ósseo. Assim, a osteopenia pode resultar da inabilidade das células ósseas em responder ao estímulo químico ou mecânico, bem como da

ausência do sinal de regulação normal estabelecido pela atividade muscular. Certamente, o potencial anabólico do estímulo mecânico indica que é uma importante intervenção para desordens e patologias do sistema músculo-esquelético (55).

Baseado em resultados de estudo de controle piloto, randomizado, duplo-cego de estimulação de baixa magnitude e alta frequência de carga no tratamento de crianças paralisadas cerebrais (propensas a fraturas espontâneas), com baixa massa óssea, foi observado mediante tomografia computadorizada-TC da coluna vertebral (L2) e tíbia proximal que seis meses de aplicação resultaram em melhora da densidade mineral óssea trabecular (54).

Deste modo, podemos compreender que o estímulo mecânico é importante fator modulador durante o crescimento e desenvolvimento ósseo (56). Recente interpretação da Teoria de Wolff (64), propõe que a célula óssea tem capacidade de feedback ao sinal mecânico local. Estudos *in vitro* demonstraram que a estimulação mecânica foi capaz de estimular os osteoblastos a incrementar a matriz de formação óssea (64) (90).

Mais alguns fatores podem influenciar a resposta óssea à carga: o pico de magnitude, a razão da força e a direção da carga.

O pico de magnitude do strain do osso pode estar associado com o decréscimo da capacidade de adaptação da qual o osso está habituado. Entretanto, muitos outros fatores podem contribuir para a resposta adaptativa do osso (64): A capacidade osteogênica de um sinal mecânico

é marcada por frequências. Em 1 Hz, o strain excede 1000 microstrains, mas em 30 Hz o sinal mais baixo que 5 microstrains é osteogênico (55). Assim, os ciclos necessários para influenciar a resposta adaptativa dependem da magnitude do strain; 4 ciclos/dia com 21000 microstrains, 18000 ciclos/dia com 30 Hz (55).

Importante considerar, também, que a tensão mecânica exibe um papel preponderante nos processos que levam a respostas ósseas. O atributo de tensão pode variar em condições específicas. O osso pode, então, responder melhor a cargas dinâmicas do que estáticas e a frequência dos osteócitos pode ser “afinada” às frequências da função muscular.

A Lei de Wolff (42), define critérios: o strain deve exceder 1000 microstrains para ser osteogênico, enquanto que a resposta osteogênica é maximizada pelo número de ciclos. O strain precisa ser dinâmico, ou seja, intermitente para influenciar na definição da morfologia do esqueleto, isto porque o pico do strain não é uniforme ao longo do osso.

Em 1984, estudo clássico in vivo (91), demonstrou que a resposta osteogênica pode ser maximizada quando o estímulo ocorre num determinado espaço de ciclos e alta frequência.

Com este estudo, propomos que o estímulo continuado de baixa magnitude e alta frequência durante atividades como a bipedestação podem regular a arquitetura óssea.

Examinando esta hipótese, nós propomos que a breve, porém continuada, exposição a estímulo mecânico é suficientemente potente para elevar a massa óssea nos sujeitos submetidos a este estímulo, regulando efetivamente a arquitetura óssea, inicialmente distal, do esqueleto. Porém, cabe ressaltar a difícil compreensão da extensão da perda de massa óssea encontrada na

região ultra-distal da perna. Preocupa-nos porque se trata de região próxima à articulação do tornozelo, onde é grande o risco de entorse e conseqüente fratura distal da perna.

Este estudo sugere que o estímulo mecânico durante atividade como a ortostase relaxada pode ser potente determinante na morfologia do esqueleto humano.

Assim sendo, vislumbrando novos rumos, queremos suscitar novos estudos criteriosos para aprofundar a compreensão sobre a resposta óssea aos estímulos mecânicos bem como ênfase sobre a performance muscular, equilíbrio corporal ⁽¹⁾ e organização postural quando a vibração é transmitida ao corpo humano, isto porque a transmissão do sinal ósseo é aneural, enquanto que todos os outros sinais mecanossensíveis utilizam caminhos neurais aferentes (como por exemplo, o exercício físico).

O Consenso de 1991 sugere urgentes pesquisas para entender a regulação do remodelamento ósseo através da ação mecânica, entre outros ⁽¹⁰⁾. Assim, este estudo não tem a pretensão de esgotar o tema. Futuras pesquisas, com aplicações clínicas, precisam estender a investigação.

Cabe ressaltar, ainda, que medidas preventivas da osteoporose incluem estilo de vida recomendavelmente saudável, através de exercícios físicos e apropriadas administrações de cálcio e vitamina D, o uso da terapia de reposição hormonal, quando indicada, agentes antireabsortivos como a seleção de biosfonatos e moduladores de receptores de estrogênio (geralmente usados após fraturas). Exercícios com carga, associadas a atividades normais do dia-a-dia auxiliam na

manutenção da integridade da estrutura óssea (91). Exercícios de sobrecarga em locais específicos do esqueleto e com impactos também específicos, podem promover um estímulo efetivo, ou seja, o exercício não tem somente um efeito sistêmico, mas também um efeito local sobre o osso, visto que o tecido ósseo é sensível às demandas que agem sobre ele e responde prontamente a elas, fazendo com que cada modificação de um osso seja acompanhada por uma alteração específica na sua arquitetura interna.

Ainda, algumas sugestões podem contribuir à busca mais aprofundada de novos elementos:

- a incidência lateral da densitometria pode vir a ser importante aliada, uma vez que nesta, os pedículos ósseos vertebrais não serão considerados no exame (osteofitoses, por exemplo).

- vislumbrar a possibilidade de dividir os corpos vertebrais em sessões menores para melhor avaliação da massa óssea distinta destas sessões, no exame densitométrico.

- a intervenção sensório-motora, dentro de um programa específico de exercícios pode vir de encontro à prevenção das quedas de idosos portadores de osteoporose (92), bem como estudo do equilíbrio, postura, força muscular, adaptações neurais e, ainda o comportamento da dor, resposta linfática e circulação principalmente de indivíduos idosos expostos à vibração.

- aprofundada compreensão dos hábitos alimentares, principalmente aqueles relacionados ao consumo de leite e seus derivados.

Este estudo sugere a busca científica aprofundada da possibilidade da existência de um sinal de regulação normal da atividade óssea estabelecida pela atividade muscular. O estímulo mecânico poderá representar uma estratégia de longo prazo para minimizar riscos ao indivíduo com baixa massa óssea.

Certamente, o potencial anabólico do estímulo mecânico indica que é uma importante intervenção para desordens e patologias do sistema músculo-esquelético (55).

Mediante as considerações acima, podemos entender que muito provavelmente, a frequência muscular esquelética normal produz campos elétricos intra-ósseos morfogeneticamente semelhantes. O osso pode responder melhor a cargas dinâmicas do que estáticas pelo fato da circulação sanguínea estar ativada e a frequência dos osteócitos pode ser afinada às frequências da força muscular, estando a força do músculo agindo intermitentemente sobre o tecido ósseo de forma osteoregulativa, uma vez que as células ósseas podem ser estimuladas diretamente pelos canais da membrana plasmática ou ser ativada pela força e indiretamente, pelo fenômeno eletrocinético, estando as unidades esqueléticas intimamente ligadas a suas matrizes funcionais periósticas. (63).¹⁰

Ainda, Bosco et al.(2005), propõem um modelo de “tensão-amplificação” induzindo tensões nos filamentos de actina e ativando substâncias sinalizadoras aos osteócitos, o que precisa ser considerado e aprofundado em estudos específicos (96).

¹⁰ Por questões éticas, os dois casos considerados outliers serão acompanhados mediante nova densitometria óssea no prazo de seis meses, juntamente com as demais colaboradoras.

Mecanismos de adaptação óssea podem contribuir na diferenciação dos resultados, envolvendo a normal reabsorção óssea, o decréscimo de formação óssea ao longo do envelhecimento, o sistema endócrino, as características do strain, a ação metabólica, os aspectos genéticos do indivíduo, a dieta, bem como a própria rede de remodelamento ósseo.

Os hormônios sexuais são outros fatores que podem diferenciar os resultados, o que precisa ser, ainda, estudado mais aprofundadamente. Sabemos que a testosterona pode se apresentar elevada no homem, como efeito da vibração corporal (96). Em virtude disso, o estudo com plataforma vibratória e sua resposta no tecido ósseo aplicado em indivíduos com condições dos hormônios sexuais normais, possa contribuir para melhor compreensão sobre o tema.

Finalizando, por se tratar de um estudo experimental e atendendo à atenção ética, optamos por realizar novo exame densitométrico para os casos do grupo experimental, três meses a seis após o último exame, a fim de acompanhar o processo de regeneração óssea, principalmente das regiões que não tiveram resultados positivos, uma vez que a regeneração óssea pode ocorrer num tempo médio de três meses.

10. CONCLUSÃO

Mediante os resultados obtidos, foi possível constatar a resposta da densidade mineral óssea após os seis meses de aplicação do programa em plataforma vibrátil.

Assim, conclui-se que, com relação à comparação dos resultados intra-grupo do grupo experimental, antes e depois do estudo, podemos dizer que houve melhora significativa de BMD para 1/3 tibia/fíbula e perda significativa em região ultra-distal, resultado este que precisa ser estudado mais aprofundadamente. As demais regiões avaliadas resultaram em respostas não significativas. Para o grupo controle, os resultados intra-grupo expressaram resultados não significativos, para todas as variáveis.

Na análise inter-grupos, podemos concluir que houve redução significativa de BMD em coluna vertebral total para ambos os grupos (GE = -0,5% e GC = -0,2%). Para a variável BMD total de fêmur, houve melhora significativa para o GE quando comparada com o GC.

Mediante os dados constatados, podemos inferir que a resposta óssea ao estímulo físico passivo expressa-se, em primeiro momento, nas regiões distais (caudais) do nosso corpo, quando o estímulo provém desta região e direção (caudal/cranial). Vale considerar que a resposta satisfatória se deu em ossos tipicamente corticais. Novos estudos se fazem necessários para melhor compreensão deste fenômeno.

A comparação dos resultados do grupo controle com ele próprio, resultou na tendência à estabilização da densidade mineral óssea em coluna vertebral total e perda significativa no fêmur total.

Comparando os resultados entre os grupos experimental e controle, houve elevação significativa da variação do percentual de BMD total fêmur para o grupo experimental e houve diminuição significativa de BMD total de coluna vertebral, entretanto, os dois grupos resultaram em decréscimo.

11. REFERÊNCIAS

1. Torvinen S, Kannus P, Sievänen H, Järvinen TAH, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clinical Physiology and Functional Imaging* 2002; 22(2):145-152.
2. Rubin C, Turner AS, Mallinckrodt C, Jerome C, McLeod K, Bain S. Mechanical strain, induced noninvasively in the high-frequency domain, is anabolic to cancellous bone, but not cortical bone. *Bone* 2002 30(3): 445-452.
3. Rubin C, Pope M, Fritton JC, Magnusson M, Hansson T, McLeod K. Transmissibility of 15-hertz to 35-hertz vibration to the human hip and lumbar spine: determining the physiologic feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis. *Spine* 2003 28 (23): 2621-2627.
4. Rubin C, Recker R, Cullen D, Ryaby J, McCabe J, McLeod K. Prevention of postmenopausal bone loss by a low-magnitude, high-frequency mechanical stimuli: A clinical trial assessing compliance, efficacy, and safety. *Journal of Bone and Mineral Research* 2004 19(3): 343-351.
5. Goodship AE, Cunningham JL, Oganov V, Darling J, Miles AW, Owen GW. Bone loss during long term space flight is prevented by the application of a short term impulsive mechanical stimulus. *Acta Astronautica* 1998 43(3-6): 65-75.
6. Bikle DD, Sakata T, Halloran BP. The impact of skeletal unloading on bone formation. *Gravit Space Biol Bull* 2003 16(2): 45-54
7. Biolo M, Heer M, Narici M, Stollo F. Microgravity as a model of aging. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2003 6(12): 3-7.

8. Furasté PA. Normas técnicas para o trabalho científico. Explicitação das normas da ABNT. 13.ed. Porto Alegre; 2004.
9. Jahnigen D, Schrier R. Geriatric Medicine. 2^a ed. USA; 1996.
10. Osteoporosis 1995: Basic diagnosis and therapeutic elements for a National Consensus Proposal. Rev Paulista de Medicina 1995 Jul/Aug 113(4): 1-64.
11. Covington TR, Walker JI. Current. Geriatric therapy. Canada: W.B. Saunders A Company; 1984.
12. Kane RL, Ouslander JG, Abrass IB. Essentials of clinical geriatrics. 4^a ed. USA.
13. Bloomfield AS, Williams NI, Lamb DR, Jackson RD. Non-weightbearing exercise may increase lumbar spine bone mineral density in healthy. American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation. 1993 72: 204-209.
14. Plapler PG. Osteoporose e exercícios. Rev. Hosp. Clín. Fac. Med.S. Paulo 1997 52(3): 163-170.
15. Gardner E, Gray DJ, Rahilly RO'. Anatomia. Estudo regional do corpo humano. 4^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1975.
16. Rutherford OM. Bone density and physical activity. Proceedings of the Nutrition Society 1997 56:967-975.
17. Rossi E, Sader C. Envelhecimento do sistema osteomuscular. In: Freitas EV de, et al. Tratado de geriatria e gerontologia. [s.ed.] Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.
18. Frost HM. On our age-related bone loss: Insights from a new paradigm. Journal of Bone and Mineral Research 1997 12(10): 1539-1546.
19. Knight JA. Laboratory Medicine and the aging process. [s.ed.] USA: Publishing Team; 1996.

20. Baraúna MA, Barbosa SRM, Canto RST, Silva RAV, Silva CDC, Baraúna KMP. Estudo do equilíbrio estático de idosos e sua correlação com quedas. *Fisioterapia Brasil* 2004; 5 (2): 136-141.
21. Paixão J, Carlos M, Heckmann M. Distúrbio da postura, marcha e quedas. In: Freitas E V de, et al. *Tratado de geriatria e gerontologia*, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.
22. Fucci S, Benigni M, Fornasari V. *Biomecânica del aparato locomotor aplicada al acondicionamiento muscular*. 3a ed. Madrid: Harcourt Brace; 1998.
23. Goodship AE, Owen JL. Bone loss during long term space flight is prevented by the application of a short term impulsive mechanical stimulus. *Acta Astronáutica* 1998; 43(3-6): 65-75.
24. Droppert PM. The effects of microgravity on the skeletal system. *J BR Interplanet Soc* 1990 Jan; 43(1): 19-24.
25. Lang T. Sub-regional assessment of bone loss in the axial skeleton in long-term space flight. <http://hrf.jsc.nasa.gov/science/e343.htm> capturado em 09/07/03 09:35.
26. Yoshihiro S, Haruko K, Masahide K, Kohju E, Kotaro O. Influence of immobilization upon calcium metabolism in the week following hemiplegic stroke. *Journal of the Neurological Sciences* 2000 175: 135-139.
27. Sievänen H, Kannus P, Järvinen TL. Immobilization distorts allometry of rat femur: Implications for disuse osteoporosis. *Calcified Tissue International*.1997; 60: 87- 390.
28. Hatfield A, Collin C. Guillain-Barré syndrom and osteoporosis. *Hosp-Med*. 1990 60(11): 839.

29. Sehn V, Liang HG, Birchman R, Wu DD, Healy D, Lindsay R. Short term immobilization-induced cancellous bone loss is limited to regions undergoing high turnover and/or modeling in mature rats. *Bone* 1997; 21(1): 71-78.
30. Norimatsu H, Mori S, Kawanishi J, Kaji Y, Li J. Immobilization as the pathogenesis of osteoporosis: experimental and clinical studies. *Osteoporos Int.* 1997; (3) 57-62.
31. Vasconcelos EF. Valores plasmáticos elevados de paratormônio como fator de risco para o desenvolvimento de osteoporose em homens acima de 65 anos de idade [dissertação]. Clínica médica PUCRS; 1997, p. 24-25.
32. Houde JP, Schulz LA, Morgan WJ, Breen T, Warhold L, Crane GK, Baran DT. Bone mineral density changes in the forearm after immobilization. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1995; 317: 199-205.
33. Stewart AF, Adler M, Byers CM, Segre GV, Broadus AE. Calcium homeostasis in immobilization: An Example of Resorptive Hypercalciuria. *The New England Journal of Medicine.* 1982; 306 (19): 1136-1140.
34. Ilich JZ, Zito M, Brownbill RA, Joyce ME. Change in bone mass after Colle's fracture. *Journal of Clinical Densitometry* 2000; 3 (4): 383-389.
35. Uebelhart D, Demiaux-Domenech B, Roth M, Chantraine A. Bone metabolism in spinal cord injured individuals and in others who have prolonged immobilization. A review. *Paraplegia* 1995; 33: 669-573.
36. Weinreb M, Rodan GA, Thomson DD. Immobilization-related bone loss in rat is Increased by calcium deficiency . *Calcified Tissue* 1991; 48:93-100.
37. Van Ouwenaller C, Uebelhart D, Chantraine A. Bone metabolism in hemiplegic patients. *Scand J. Rehab. Med.* 1989; 21:165-170.

38. Del Puente A, Pappone N, Mantova MG, Scarpa R, Oriente P. Determinants of bone mineral density in immobilization: A study on hemiplegic patients. *Osteoporosis Int.* 1996; 6:50-54
39. Mazess RB, Whedon GD. Immobilization and bone. *Calcif. Tissue Int.* 1993; 35: 265-267.
40. Rubin C, Turner As, Bain S, Mallinckrodt C, McLeod K. Anabolism: Low mechanical signals strengthen long bones. *Nature* August 2001; 412: 603-604.
41. Sweezey RL, Sweezey A, Adams J. Isometric progressive resistive exercise for osteoporosis. *The Journal of Rheumatology* 2000; 27(5): 1260-1264.
42. Kirkwood RN, Culham EG, Costigan P. Hip moments during level walking a stair climbing, and exercise in individuals aged 55 years or older. *Physical Therapy* 1999; 79 (4): 360-370.
43. Coupland CAC, Cliffe SJ, Bassey EJ, Graige MJ, Hosking DJ, Chilvers CED. Habitual physical activity and bone mineral density in postmenopausal women in England. *International Journal of Epidemiology.* 1999; 28: 241-246.
44. Fraccaroli, JL. *Biomecânica: Análise dos Movimentos.* São Paulo: Editora Manole; 1977.
45. Felsenberg D, Gowin W. Bone densitometry: applications in sports-medicine. *European Journal of Radiology* 1998 28:150-154.
46. Evans WJ. Exercise training guidelines for the elderly. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 1998 12-17.
47. Madsen KL, Adams WC, Van Loan MD. Effects of physical activity, body weight and composition, and muscular strength on bone density in Young women. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 1998 114-120.

48. Rutherford OM. Bone density and physical activity. *Proceedings of the Nutrition Society* 1997 56:967-975.
49. Sinaki M, Fitzpatrick LA, Ritchie CK, Montesano A, Wahner HW. Site-specificity on bone mineral density and muscle strength in women. *Am. J. Phys. Med. Rehab.* 1998 77(6): 470-476.
50. Hoppenfeld S. *Propedêutica ortopédica – coluna e extremidades*. Atheneu; 1997.
51. Matsudo S. M. M. *Avaliação do Idoso—física e funcional*. MIDIOGRAF; 2000.
52. Geada HMA. 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist On Line*. 2004; 74 (1):1-25.
53. Dalsky GP, Stroke KS, Ehsani AA, Slatopolsky E, Lee WC, Birge SJ. Weight-bearing exercise training and lumbar bone mineral content in postmenopausal women. *Annals of Internal Medicine* 1998; 108: 824-828.
54. Ward KA, Alsop CW, Brown S, Caulton J, Adams JE, Mughal MZ. A randomized, placebo controlled, trial of low magnitude, high frequency loading treatment of children with disabling conditions who also have low bone mineral density. Submitted to the 22nd annual meeting of the American Society for Bone Mineral Research. 2001 September; 22-26 in press.
55. Rubin C, Sommerfeld DW, Judex S, Qin Y. Inhibition of osteopenia by low magnitude, high-frequency mechanical stimuli. *DDT* 2001 August; 6: (16).
56. Van't Veen SJGA, Hagen JW, Van Ginkel FC, Prahl-Andersen B, Burger EH. Intermittent Compression Stimulates Cartilage Mineralization. *Bone*. 1995 November 17 (5): 461-465.

57. Flieger J, Karachalios TH Raptou P, Lyritis G. Mechanical stimulation in the form of vibration prevents postmenopausal bone loss in ovariectomized rats. *Calcified Tissue Int.* 1998 63: 510-514.
58. Usui Y, Zerwekh JE, Vanharanta H, Ashman RB, Mooney V. Different effects of mechanical vibration on bone ingrowth into porous hydroxyapatite and fracture healing in a rabbit model. *Journal of Orthopaedic Research.* 1989 7: 559-567.
59. Dicionário da língua portuguesa. 1ª ed. Rio de Janeiro: Editora Objetiva; 2001. Vibração; p. 2856. Prospectivo; p. 2315.
60. Grandjean E. Manual de ergonomia - Adaptando o trabalho do homem. 4 ed. Porto Alegre: Editora Artes Médicas Sul; 1998.
61. Weerdmeester, B; Dull J. Ergonomia Prática. São Paulo: Editora Edgard Blücher, 1991.
62. www.via-rs.com.br/pessoas/ivo-poa/501.html). instutu vitae omniscientia-Porto Alegre- Artigos-Matriz funcional-Hipótese da matriz funcional de Melvin Moss (HMF) Nei Cossio Senandes 14/7/2004.
63. Melvin LM. The funcional matrix hypothesis revisited. The role of an osseous connected cellular network. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* [serial online] 1997 [cited 2004 Jul 14]; 112 (2): [5 screens].
64. Duncan RL, Turner CH. Mechanotransduction and the funcional response of bone to mechanical strain. *Calcified Tissue International* 1995 57:344-358.
65. Warden SJ, Turner CH. Mechanotransduction in cortical bone is most efficient at loading frequencies of 5 -10 Hz. *Bone* 2004 34:261-270.
66. <http://www.datasus.gov.br/cid10/webhelp/cid10htm>.
67. Demo, P. Metodologia do conhecimento científico. São Paulo: Atlas, 2000.

68. Papalia DE; Olds SW. Desenvolvimento humano. 7.ed. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 2000.
69. www.cultura.ufpa.br/dicas/biome/biomed.htm
70. Disciplina de métodos quantitativos em medicina. Evolução darwiniana em medicina. Massad E, Silveira PSP, eds. Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. < URL: <http://www.fm.usp.br/dm/darwin/index.php>.
71. Tabachnick, B., Fidell, L.S. Using multivariate statistics. 3 ed. New York: Harpel Collins; 1996.
72. Abbad G, Torrez C V. Regressão múltipla stepwise em psicologia organizacional: aplicações, problemas e soluções. Estudos de Psicologia 2002 7 (nº espec.): 19-29.
73. <http://www.bioetica.ufrgs.br/res19696.htm>.
74. Bravo G, Gauthier P, Roy PM, Payette H, Gaulin P. A g, Water-base exercise program for osteopenic women: Its impact on bone, functional fitness, and well-being. Arch Phys Méd Rehabil 1987 78:1375-1380.
75. Chao D, Espeland MA, Farmer D, register TC, Lenchik L, Applegate WB, Ettinger Jr WH. Effect on voluntary weight loss on bone mineral density in older over weight women. Journal of American Geriatrics Society 2000 48 (7): 753-759.
76. Salamone LM, Cauley JA, Black DM, Simkin-Silverman L, Lang W, Gregg E, Palermo L, Epstein S, Kuller LH, Wing R. Effect of a lifestyle in intervention on bone mineral density in pré-menopausal women: A randomized trial. American Journal for Clinical Nutrition 1999 70:97-103.

77. Sinaki M, Fitzpatrick LA, Ritchie CK, Montesano A, Wahner HW. Site-specificity of bone mineral density and muscle strenght in women. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 1998 77(6) 470-476.
78. www.abeso.org.br/.
79. Rubin C, Turner AS, Bain S, Mallinckrodt C, McLeod K. Anabolism: Low mechanical signals strengthen long bones. 2001 *Nature* 412:603-604
80. Robinson R, Krzywicki T, Almond L, Al-Azzawi F, Abrams K, Iqbal SJ, Mayberry JF. Effect of a low-impact exercise program in bone mineral density in crohn's disease: A randomized controlled trial. *Gastroenterology* 1998 115:36-41.
81. www.courses.vcu.edu/DANC291-003/uni_8htm
82. www.ma.psu.edu/~pt/renee384/anatomy.htm
83. Panteliou SD, Abbasi-Jahromi H, Dimarogonas AD, Kohrt W, Civitelli R. Low-frequency acoustic sweep monitoring of bone integrity and osteoporosis. *Journal of Biomechanical Engineering* 1999; 121:423-431.
84. Jankovich JP. The effects of mechanical vibration on bone development in rat. *Journal of Biomechanics* 1972; 5: 241-250.
85. Oxlund BS, Ortoft G, Andreassen TT, Oxlund H. Low-intensity, high-frequency vibration appears to prevent the decrease in strength of the femur and tibia associated with ovariectomy of adult rats. *Bone* 2003 32: 69-77.
86. Seidel, H. Blüthner R, Hinz B, Schust M. On the health risk of the lumbar spine due to whole-body vibration – theoretical approach, experimental data and evaluation of whole-body vibration. *Journal of Sound and Vibration* 1998 215(4): 723-741.

87. Warden SJ, Turner CH. Mechanotransduction in cortical bone is most efficient at loading frequencies of 5-10 Hz. *Bone* 2004 34: 261-270.
88. Wolf S, August P, Eckert-Hübner K, Laule A, Krischank G D, CLaes LE. Effects of high-frequency, low-magnitude mechanical stimulus on bone healing. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2001 385:192-198.
89. Rubin CT, Lanyon LE. Regulation of bone formation by applied dynamic loads. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1984 66-A (3): 397-402.
90. Oxlund BS, Ortoft G, Andreassen TT, Oxlund H. Low-intensity, high-frequency vibration appears to prevent the decrease in strength of femur and tibia associated with ovariectomy of adult rats. *Bone*. 2003 32: 69-77.
91. Rubin C. Good, good, good...good vibrations: the best option for better bones? *The Lancet* 2001 358:1924-1925.
92. J Werle, A Zimmer. Sturzprophylaxe durch bewegungssicherheit im alter: konzeption und effektivitätsprüfung eines sensumotorischen interventionsprogramms bei osteoporose-patientinnen. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* 1999; 32 (5): 348-357.
93. Smith Sm, Heer M. Calcium and bone metabolism during space flight. *Nutrition* 2002; 18: 849-852.
94. Hatori M, Hasegawa A, Adachi H, Hayashi R, Okano H, Mizunuma H, Murata K. The effects of walking at the anaerobic threshold level on vertebral bone loss in postmenopausal women. *Calcified Tissue International* 1993; 52:411-414.
95. Han Y, Cowin SC, Schaffler MB, Weinbaum S. Mechanotransduction and strain amplification in osteocyte cell processes. *Proc Natl Acad Sci USA* 2004; 101(47): 16689-16694.

- 96.** Bosco C. et al. Hormonal responses to whole-body vibration in men. *Eur J Appl Physiol* [serial on line] 2000 [cited 2005 Jan 11]; 8J: [6 screens]. Available from: <http://www.bettervibrations.com/medical.php>

12. ANEXOS

ANEXO A- Parecer Conselho Nacional de Ética e Pesquisa-CONEP nº 497/2003. Cópia digitalizada da segunda folha do FAX

13193 10512255453 CONEP PAGE

Cont. Parecer CONEP nº 497/2003

densitometria, osteoporose, radiação ionizante, estimulação passiva, plataforma vibrátil sem maiores explicações e de difícil entendimento para os mesmos.

- seja informado no TCLE as formas de contato dos sujeitos de pesquisa com o orientador da pesquisa ; é citado apenas a disponibilidade desse contato,
- se informe na folha de rosto e no orçamento, quem patrocinará a pesquisa ; no orçamento é citado o patrocinador como sendo responsável pela maior despesa, entretanto, não menciona quem é o patrocinador . Da leitura do projeto, parece tratar-se de parceria da Divisão de Bioengenharia do Hospital São Lucas da PUCRS com a pesquisadora.

Lab. de Metab. Óssea e os tecidos

Diante do exposto, a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 196/96, manifesta - se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto com a seguinte recomendação:

- Que o CEP acompanhe o atendimento às considerações acima.

Situação : Projeto aprovado com recomendação

Brasília, 27 de março de 2003.

W. Saad Hossne
 WILLIAM SAAD HOSSNE
 Coordenador da CONEP/CNS/MS

ANEXO B-

Carta de apreciação do Comitê de Ética da PUCRS – Forma digitalizada do Ofício

Nº 051/03-CEP



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP - PUCRS



Ofício nº 051/03-CEP

Porto Alegre, 18 de janeiro de 2003.

Ilmo(a) Sr(a)

Dout Eloisa Hörter Dieter
N/Universidade

R. 2590 Samonte

Senhor(a) Pesquisador(a):

O Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS apreciou e aprovou seu protocolo de pesquisa intitulado: "Estudo da resposta óssea aos estímulos físicos passivos em mulheres com baixa massa óssea juntamente com o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Seu projeto está sendo encaminhado ao CONEP e só poderá ser iniciado após parecer aprovatório desta.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Délio José Kipper
Coordenador do CEP-PUCRS

Comprovante de aferição regular do esfigmomanômetro

		MINISTÉRIO DO DESENVOLVIMENTO, INDÚSTRIA E COMÉRCIO EXTERIOR INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE INDUSTRIAL		DOC. 19 METROL 400		EXECUTOR 3102 SERVIÇO 1475		Nº DO CERTIFICADO 9690703 DATA DA VERIFICAÇÃO 04/06/04	
		CERTIFICADO DE VERIFICAÇÃO ESFIGMOMANOMETRO							
MARCA BD Nº DE SÉRIE 020536405		MODELO REDONDO OUTRAS CARACTERÍSTICAS MECÂNICO ANEROIDE		Nº DO INMETRO NAO APLIC		Nº DA GUIA 889.012 CNPJ / CPF 21.551.379/0001.06		VALOR R\$ 1,70	
NOME OU RAZÃO SOCIAL: SECTON, DICKINSON INDUSTRIAS CIRURGICAS LTDA									
ENDEREÇO: AV JUSCELINO K. OLIVEIRA, 273 - CEP: 36081-000									
CÓDIGO GEOGRÁFICO 31.02.01.06		BAIRRO / DISTRITO FRANCISCO BERNARDINO			CIDADE / MUNICÍPIO JUIZ DE FORA			UF MG	
INSTRUMENTO OU MEDIDA: Faixa nominal: 300 mmHg Menor divisão: 2 mmHg Verificado conf. NIE-Dimel-006 de junho/1997 e RTM referente a portaria INMETRO nº 24 de 22/02/1996.									
ESTE INSTRUMENTO OU MEDIDA FOI EXAMINADO PELO INMETRO SENDO APROVADO									
PARA USO DO ÓRGÃO EMISSOR					ESTA VIA NÃO VALE COMO RECIBO JOSE CARLOS LANA J.F. 400/6				

ESTE CERTIFICADO DEVE PERMANECER NO ESTABELECIMENTO SENDO OBRIGATÓRIA SUA EXIBIÇÃO SEMPRE QUE SOLICITADA

ANEXO D- Modelo relatório semestral de pesquisa CEP-PUCRS



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP - PUCRS



RELATÓRIO DE ACOMPANHAMENTO DE PESQUISA

Senhor(a) Pesquisador(a):

É dever do CEP acompanhar e zelar pela realização da pesquisa da forma como foi aprovada, solicitando relatórios aos pesquisadores. De acordo com o item VII.13.d., da Resolução CNS 196/96, tais relatórios deverão ser anuais (parciais ou finais, em função da duração da pesquisa). Nos trabalhos sobre "Fármacos, medicamentos, vacinas e testes diagnósticos novos ou não registrados no país" (área temática especial número 03), os relatórios deverão ser semestrais (Resolução CNS 251/97, item V.1.c). Portanto, solicitamos a Vossa Senhoria encaminhar ao CEP, relatório de sua pesquisa conforme situação da pesquisa acima discriminada.

Título do Projeto:	
Pesquisador:	
Aprovação CEP	Aprovação CONEP: data: x.x.x.x.x
Relatórios Entregues:	
Relatório(s) do pesquisador responsável previsto(s) para:	
Data:	
Relatório : data:	Relatório 3: data:
Relatório 2: data:	Relatório 4: data:
Tipo de Pesquisa:	
SIM NÃO	
Residente ☐	Médico HSL ☐ Projeto multicêntrico: ☐ Fase: ☐ Não se aplica ☐
Doutorado: ☐	Professor ☐ Nacional: ☐
Mestrado: ☐	Internacional: ☐ Trabalho conclusão: ☐
1. Situação atual do projeto	2. Nº de pessoas pesquisadas:
Não iniciado ☐	Pessoas Previstas:
Retirado data:	Pessoas incluídas:
Em execução: ☐ Data início:	Pessoas em outras Instituições:
Data término:	3. Nº de participantes excluídos:
Interrompido temporariamente data:	4. Eventos adversos graves:
Encerrado data:	No centro: ☐ em outros centros: ☐
5. Recursos financeiros necessários:	
Ainda não disponíveis ☐	Já disponíveis ☐ Insuficientes ☐
6. Resultado total (local):	
7. Observações:	
8. Parecer CEP:	

Obs: Confira e atualize os dados acima, referentes ao seu Projeto de Pesquisa, e encaminhe nesta mesma folha para o CEP.

Ass. Pesquisador

Coordenador do CEP

APÊNDICE A-

FICHA DE AVALIAÇÃO FISIOTERAPÊUTICA:

I. Dados Gerais:

Nome:

Data Avaliação: __/__/__

1. Data de Nascimento: __/__/__

2. Sexo:

3. Ocupação:

4. Médico Responsável:

5. Uso de Medicamentos, placas, etc.: Sim () Não () Qual?

6. Exames Complementares:

II. Exame Físico:

1. Inspeção dos membros inferiores:

2. Palpação dos membros inferiores:

3. Amplitude de movimentos dos membros inferiores:

4. Grau de força dos membros inferiores:

5. Sensibilidade tátil e térmica dos membros inferiores:

6. Pulso arterial radial:

7. Pressão arterial:
8. Frequência cardíaca:
9. Frequência respiratória:
10. Níveis de saturação periférica de oxigênio:
11. Peso:
12. Idade:
13. Estatura:
14. Medida real MID:
15. Medida aparente MID:
16. Medida real MIE:
17. Medida aparente MIE:
18. Comprimento tronco-cefálico:

APÊNDICE B-

FICHA DE ACOMPANHAMENTO DIÁRIO

1. Nome:

2. Pressão arterial: Inicial: Final:

3. Saturação periférica de oxigênio: Inicial: Final:

APÊNDICE C-

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa: Estudo da resposta óssea a estímulos físicos passivos em mulheres com baixa massa óssea.

Justificativa e objetivos da pesquisa: Medir o comportamento da massa óssea (quantidade de osso) da coluna lombar (parte baixa da coluna vertebral), do fêmur (parte inicial do osso da coxa) e perna, direitos, de mulheres com 45 a 70 anos de idade, submetidas a estímulos físicos passivos (vibrações emitidas por uma máquina), comparada por grupo controle (grupo de pessoas que serve para comparação dos resultados) caracterizado por atividades de vida diárias normais (vida normal), visando-se a prevenção da osteoporose (perda de osso do esqueleto). Sabe-se que, a partir desta idade, pode ocorrer diminuição da massa óssea (quantidade de osso) em mulheres nesta faixa etária.

- 1. Procedimentos:** Para a medida da massa óssea, serão realizadas densitometrias (exame que mede a quantidade de osso) de fêmur (osso da coxa), tíbia (principal osso da perna) e coluna lombar (parte baixa da coluna vertebral) no início e após doze meses (um ano) de aplicabilidade do programa (pesquisa). A densitometria óssea (exame que mede a quantidade de massa de osso do esqueleto) não causa nenhum dano à saúde e será gratuita aos participantes da pesquisa, que serão transportados gratuitamente ao serviço de densitometria óssea para a realização da mesma. Para o grupo em atividades com a plataforma vibrátil: A máquina vibratória não causa nenhum dano ao indivíduo, pois serão considerados os padrões de vibração (quantidade de vibração) permitidos para o uso em seres humanos e aceitos pelas normas ISO 2631 (trata-se de vibração quase não percebida, ou seja, a pessoa praticamente não sente a vibração).
- 2. Riscos e desconfortos possíveis:** A densitometria, mesmo sendo por radiação ionizante (ondas semelhantes às oferecidas pelo exame de raio-X), é de total segurança, não causando nenhum dano para as participantes. É o melhor exame para medir a densidade do osso (quantidade de osso). A vibração oferecida pela plataforma obedecerá aos limites para

aplicação em seres humanos sem efeitos colaterais (sem outras conseqüências que possam aparecer).

3. **Benefícios:** Para os grupo de atividades físicas com impacto: espera-se melhora nos níveis de massa óssea da coluna lombar, fêmur e tíbia. Para o grupo sem atividades, as melhoras podem vir em função das atividades de vida diárias (atividades do dia-a-dia).
4. **Garantia de resposta a qualquer pergunta:** O pesquisador procurará manter-se sempre atualizado sobre o assunto de osteoporose e procurará transmitir estas informações a cada participante do programa envolvendo os mesmos em informações sobre o assunto de forma interessante e participativa.
5. **Liberdade de abandonar a pesquisa sem prejuízo para si:** Os participantes do programa, tem total liberdade de descontinuar (abandonar) sua participação na pesquisa sem que isto traga algum prejuízo para a sua pessoa.
6. **Garantia de privacidade:** O pesquisador certifica confidencialidade e sigilo referente à coleta dos dados.
7. **Disponibilidade de tratamento médico:** O pesquisador buscará todos os recursos médicos necessários caso haja algum acidente no decorrer das atividades do programa.
8. **Contato com outra pessoa responsável pela pesquisa:** Caso seja necessário, os participantes poderão entrar em contato com o orientador da pesquisa Professor Dr. Antônio Carlos Araújo Souza pelo telefone: 333841133, pelo correio eletrônico: acasouza@pucrs.br ou, ainda, em sua sala no Instituto de Geriatria, 3º andar do Hospital São Lucas da PUCRS Av. Ipiranga, nº 6690; 3º andar. CEP 90610-000 Porto Alegre.
9. **Leitura do termo de consentimento livre e esclarecido:** Declaro que o termo de consentimento livre e esclarecido desta pesquisa foi-me lido pelo próprio pesquisador e que, após, eu mesmo li, e que recebi uma via do mesmo assinada pelo professor orientador da pesquisa, pelo pesquisador e por mim, conforme abaixo.

.....

Professor Orientador da Pesquisa

.....

Pesquisador Responsável

Eloísa Hörter Dieter

f. 524 4151; 586 8800 R. 8636

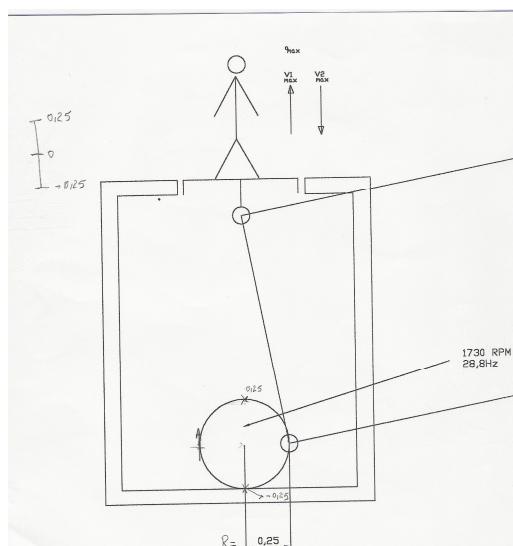
.....

Participante da Pesquisa

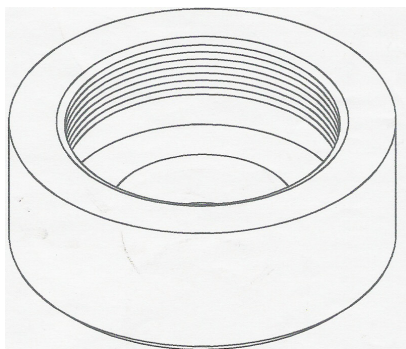
Data: ____/____/____

APÊNDICE E-

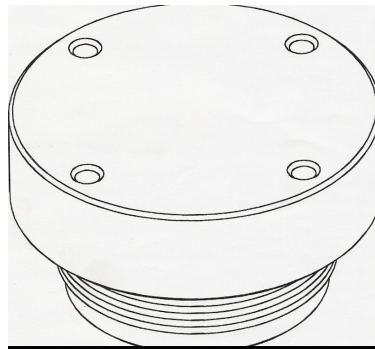
Planta baixa plataforma vibratória



Planta baixa 1: Plataforma, vista lateral



Planta baixa 6: Porca de fixação



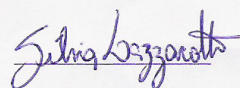
Planta baixa 7: Encaixe biela

APÊNDICE F

Novo Hamburgo, 16 de novembro de 2004.

Comunico, para devidos fins, que realizei *serviço voluntário* auxiliando a pesquisadora na coleta de dados da pesquisa intitulada Estudo da Resposta Óssea Passiva em Mulheres com Baixa Massa Óssea da pesquisadora principal Eloisa Hörter Dieter e seu orientador Prof. MD Phd Antônio Carlos Araújo de Sousa.

Sem mais,



Sílvia Lazzarotto

Fisioterapeuta

CREFITO-5

Massa óssea: A quantidade de tecido ósseo estimada pela densitometria óssea.

Strain: Deformação de uma estrutura ou material. É expresso em microstrains (μ strains), onde 1000 μ strains de compressão correspondem no osso à ordem de 0,1% do seu comprimento normal.

Turnover: Quantidade de osso, ou da fração do mesmo, que é substituída por novo osso.

LISTA DE FIGURAS

- 1. Osso normal, osso osteoporótico**
- 2. Turnover ósseo**
- 3. Ciclo normal de remodelamento ósseo num espaço de tempo.**
- 4. As quatro janelas usadas para definir a Teoria de Frost da mecanotransdução**
- 5. Representação esquemática do osso cortical ou trabecular abaixo de uma carga (atributo quantitativo)**

LISTA DE QUADROS

- 1. Critérios para o diagnóstico da osteopenia e osteoporose**
- 2. Sítios da osteoporose na mulher**
- 3. Classificação do Índice de Massa Corporal -IMC. OMS,1997**
- 4. Delineamento do estudo**
- 5. Parâmetro usado para descrever a distribuição “*t*”**
- 6. Perfil clínico dos grupos**
- 7. Teste “*t*” “grupo controle Vs grupo experimental**
- 8. Comparação BMD’s GC X GE após tratamento**

LISTA DE TABELAS

- 1. Variável BMD L1, antes e depois GE e GC**
- 2. Variável BMD L2, antes e depois GE e GC**
- 3. Variável BMD L3, antes e depois GE e GC**
- 4. Variável BMD L4, antes e depois GE e GC**
- 5. Variável BMD L2-L4, antes e depois GE e GC**
- 6. Variável BMD total CL, antes e depois GE e GC**
- 7. Variável BMD Nec, antes e depois GE e GC**
- 8. Variável BMD Troc, antes e depois GE e GC**
- 9. Variável BMD INT, antes e depois GE e GC**
- 10. Variável BMD F TOT, antes e depois GE e GC**
- 11. Variável BMD WARD, antes e depois GE e GC**
- 12. Variável BMD 1/3, antes GE**
- 13. Variável BMD MID, antes GE**
- 14. Variável BMD UD, antes GE**
- 15. Variação média entre os momentos antes e depois das BMD's Grupo Experimental (n=20)**
- 16. Variação média entre os momentos antes e depois das BMD's Grupo Controle (n=8)**

LISTA DE IMAGENS

- 1. Plataforma vibratória, vista lateral**
- 2. Posição de ortostase relaxada em plataforma vibratória**

LISTA DE GRÁFICOS

- 1. Linha de comportamento da massa óssea do ser humano**
- 2. Valores limites para oscilações verticais para manutenção da capacidade de desempenho: Exposições de 25 minutos a 16 horas**
- 3. A vibração do corpo pode ser desconfortável dependendo do nível médio das vibrações e tempo de exposição**
- 4. Valores dos escores “Z” da densidade mineral óssea da 1ª vértebra da coluna lombar grupo experimental GE e grupo controle GC**
- 5. Percentual de densidade mineral óssea de L1 de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos**
- 6. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas da 2ª vértebra da coluna lombar GE e GC**
- 7. Percentual de densidade mineral óssea de L2 de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos**
- 8. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas da 3ª vértebra da coluna lombar GE e GC**

9. Percentual de densidade mineral óssea de L3 de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
10. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas da 4^a vértebra da coluna lombar GE e GC
11. Percentual de densidade mineral óssea de L4 de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
12. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas da 2^a à 4^a vértebra da coluna lombar GE e GC
13. Percentual de densidade mineral óssea de L2 - L4 de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
14. Valores dos escores “Z” da densidade mineral óssea total de coluna lombar do GE e GC
15. Percentual de densidade mineral óssea total de coluna lombar de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
16. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas totais do colo do fêmur do GE e GC
17. Percentual de densidade mineral óssea total do colo do fêmur de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
18. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas totais do trocânter do fêmur do GE Vs GC
19. Percentual de densidade mineral óssea total do trocânter do fêmur de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos

20. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas totais da região inter-trocantérica do fêmur do GE Vs GC
21. Percentual de densidade mineral óssea total da região inter-trocantérica do fêmur de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
22. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas totais do fêmur do GE Vs GC
23. Percentual de densidade mineral óssea total do fêmur de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
24. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas do triângulo de Ward do fêmur de cada colaboradora do GE Vs GC
25. Percentual de densidade mineral óssea triângulo de Ward do fêmur de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
26. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas da região 1/3 de tibia/fíbula de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
27. Percentual de densidade mineral óssea da região de 1/3 tibia/fíbula de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
28. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas da região média-intermédia de tibia/fíbula de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
29. Percentual de densidade mineral óssea da região média-intermédia de tibia/fíbula de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
30. Valores dos escores “Z” das densidades minerais ósseas da região ultra-distal de tibia/fíbula de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos

31. Percentual de densidade mineral óssea da região ultra-distal de tíbia/fíbula de cada colaboradora, antes e depois, dos dois grupos
32. Valores escores “Z” de BMD L1, antes e depois, GE
33. Valores escores “Z” de BMD L2, antes e depois, GE
34. Valores escores “Z” de BMD L3, antes e depois, GE
35. Valores escores “Z” de BMD L4, antes e depois, GE
36. Valores escores “Z” de BMD L2-L4, antes e depois, GE
37. Valores escores “Z” de BMD coluna vertebral lombar total, antes e depois, GE
38. Valores escores “Z” de BMD NEC fêmur, antes e depois, GE
39. Valores escores “Z” de trocânter do fêmur, antes e depois, GE
40. Valores escores “Z” de BMD intertrocantérico do fêmur, antes e depois, GE
41. Valores escores “Z” de BMD total do fêmur, antes e depois, GE
42. Valores escores “Z” de BMD Ward do fêmur, antes e depois, GE
43. Valores escores “Z” de BMD região 1/3 tíbia/fíbula, antes e depois, GE
44. Valores escores “Z” de BMD região médio-intermédia tíbia/fíbula, antes e depois, GE
45. Valores escores “Z” de BMD região ultra-distal tíbia/fíbula, antes e depois, GE
46. Valores escores “Z” de BMD região total de tíbia/fíbula, antes e depois, GE
47. Valores escores “Z” BMD L1, antes e depois, GC
48. Valores escores “Z” BMD L2, antes e depois, GC
49. Valores escores “Z” BMD L3, antes e depois, GC

- 50. Valores escores “Z” BMD L4, antes e depois, GC**
- 51. Valores escores “Z” BMD L2-L4, antes e depois, GC**
- 52. Valores escores “Z” BMD total coluna vertebral lombar, antes e depois, GC**
- 53. Valores escores “Z” NEC fêmur, antes e depois, GC**
- 54. Valores escores “Z” trocânter do fêmur, antes e depois, GC**
- 55. Valores escores “Z” intertrocantérico do fêmur, antes e depois, GC**
- 56. Valores escores “Z” total fêmur, antes e depois, GC**
- 57. Valores escores “Z” Ward do fêmur, antes e depois, GC**
- 58. Gráfico comparativo do percentual (%) de BMD coluna vertebral entre os dois grupos**
- 59. Gráfico comparativo do percentual (%) de BMD total fêmur entre os dois grupos**
- 60. Variação do percentual (%) de BMD coluna vertebral lombar total GE**
- 61. Variação do percentual (%) de BMD coluna vertebral lombar total GC**
- 62. Variação do percentual (%) de BMD total fêmur GE**
- 63. Variação do percentual (%) de BMD total fêmur GC**
- 64. Variação do percentual (%) de BMD tíbia/fíbula GE**

ABREVIATURAS

- **AVDs- Atividades de Vida Diárias**
- **IGG- Instituto de Geriatria e Gerontologia da Pontifícia
Universidade Católica do Rio Grande do SUL**
- **MO- Massa óssea**
- **QCT- quantitative computed tomography-QCT (tomografia
computadorizada**
- **DXA- dual X-ray absorptiometry-DXA**
- **QUS- Quantitative Ultrasound-QUS (ultrassom)**
- **DVE- Doença vascular encefálica**
- **gr/cm²- Densidade média da área estudada**
- **PIMO- Valor percentual médio de densidade óssea da área estudada**
- **GC- Grupo controle de estudo**
- **GE- Grupo Experimental de estudo**
- **BMD- Bone mineral density**

- **DMO- Densidade mineral óssea**
- **L1- Primeira vértebra da coluna lombar**
- **L2- Segunda vértebra da coluna lombar**
- **L3- Terceira vértebra da coluna lombar**
- **L4- Quarta vértebra da coluna lombar**
- **NEC- Colo do fêmur**
- **TROC- Trocânter do fêmur**
- **INT- Região intertrocantérica do fêmur**
- **F TOT- Fêmur total**
- **WARD- Região de Ward do fêmur**
- **UD- Região ultra-distal**
- **MID- Região média-intermédia**
- **TOT COL- Total da coluna vertebral**
- **FEM TOT- Total de fêmur**
- **1/3- Região terço distal da perna (tíbia/fíbula)**

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)