Daniel Medeiros Lobo

**Associações entre massa e função muscular com microarquitetura
e resistência óssea em mulheres nos primeiros anos de menopausa**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Ciências

Programa de Ciências Médicas
Área de concentração: Distúrbios Genéticos de
Desenvolvimento e Metabolismo
Orientadora: Profa. Dra. Rosa Maria Rodrigues Pereira

São Paulo

2017

Daniel Medeiros Lobo

**Associações entre massa e função muscular com microarquitetura
e resistência óssea em mulheres nos primeiros anos de menopausa**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Medicina da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Ciências

Programa de Ciências Médicas
Área de concentração: Distúrbios Genéticos de
Desenvolvimento e Metabolismo
Orientadora: Profa. Dra. Rosa Maria Rodrigues Pereira

São Paulo

2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Lobo, Daniel Medeiros

Associação entre massa e função muscular com microarquitetura e resistência óssea em mulheres nos primeiros anos de menopausa/ Daniel Medeiros Lobo, São Paulo, 2017.

Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Programa de Ciências Médicas. Área de Concentração: Distúrbios Genéticos de Desenvolvimento e Metabolismo

Orientadora: Rosa Maria Rodrigues Pereira.

Descritores: 1.Envelhecimento 2.Menopausa 3.Osso e ossos 4.Músculos 5.Força muscular 6.Tomografia computadorizada por raios x

USP/FM/DBD-408/17

Esta dissertação está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

RESUMO

ABSTRACT

1	INTRODUÇÃO.....	1
2	OBJETIVOS.....	6
3	MÉTODOS	8
	3.1 Participantes.....	9
	3.2 DMO e composição corporal.....	10
	3.3 Avaliação do rádio e da tíbia distal por HR-pQCT	10
	3.4 Análise por Elemento Finito.....	13
	3.5 Análises da função muscular.....	13
	3.5.1 Força de preensão palmar.....	14
	3.5.2 Teste de levantar e sentar em 30 segundos.....	14
	3.5.3 Teste de levantar e caminhar cronometrado.....	15
	3.5.4 Avaliação do equilíbrio.....	15
	3.6 Análise de parâmetros laboratoriais.....	15
	3.7 Análise Estatística.....	16
4	RESULTADOS	17
	4.1 Características das participantes.....	18
	4.2 Função Muscular.....	18
	4.3 Avaliação da DMO.....	18
	4.4 Avaliação do rádio e tíbia por HR-pQCT.....	20
	4.5 Correlações da composição corporal com testes funcionais e de equilíbrio.....	20
5	DISCUSSÃO.....	25
6	CONCLUSÕES	31

7	ANEXOS.....	33
8	REFERÊNCIAS	39
9	APÊNDICES.....	48

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ct.vBMD	Densidade mineral óssea volumétrica na região cortical
Ct.Po	Porosidade cortical
Ct.Th	Espessura cortical
DMO	Densidade Mineral Óssea
DXA	Densitometria óssea por dupla emissão de raios X
FE	Elemento finito
FMUSP	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
HR-pQCT	Tomografia Computadorizada Quantitativa periférica de Alta Resolução
IMC	Índice de massa corporal
IMMA	Índice de Massa Muscular Esquelética Apendicular
S	Rigidez do tecido
Tb.vBMD	Densidade mineral óssea volumétrica na região trabecular
Tb.N	Número de trabéculas
Tb.Sp	Separação trabecular
Tb.Th	Espessura trabecular
Tt.vBMD	Densidade mineral óssea volumétrica total

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Características dos participantes.....	19
Tabela 2	Resultado dos testes de força e função muscular.....	20
Tabela 3	Parâmetros de densidade volumétrica, microarquitetura, porosidade cortical e resistência óssea obtidos pela HR-pQCT do rádio e tíbia de 225 mulheres saudáveis na pós menopausa.....	21
Tabela 4	Correlação de parâmetros ósseos do rádio distal (HR-pQCT) com o índice de massa muscular esquelética apendicular (IMMA-braço) e a força de preensão palmar, ambos ajustados pela altura (m^2).....	22
Tabela 5	Correlação de parâmetros ósseos da tíbia distal (HR-pQCT) com o índice de massa muscular esquelética apendicular (IMMA-perna) ajustado pela altura (m^2) e os testes funcionais de membros inferiores e de equilíbrio.....	23
Tabela 6	Correlação da composição corporal com testes funcionais e de equilíbrio.....	24

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Planos padronizados de início e término da tomografia.....	11
Figura 2	Imagem seccional do antebraço, com o contorno do periósteo do rádio em destaque.....	12
Figura 3	Técnica de conversão voxel, representado por diferentes tonalidades de cinza.....	13
Figura 4	Correlação da Força de Preensão Palmar/Altura ² (kgf/m ²) com a resistência óssea [S (kN/mm)] do rádio distal.....	26
Figura 5	Correlação do Índice de massa muscular esquelética apendicular/altura ² - (kg/m ²) com a resistência óssea [S (kN/mm)] da tíbia distal.....	27

RESUMO

Lobo DM. *Associações entre massa e função muscular com microarquitetura e resistência óssea em mulheres nos primeiros anos de menopausa* [Dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2017.

INTRODUÇÃO: A maioria dos estudos sobre baixa massa muscular e osso envolvem populações idosas. No entanto, como o hipoestrogenismo nos primeiros anos da menopausa é capaz de modular negativamente a massa óssea e muscular, é importante compreender a interação entre músculo e osso neste período. Além disso, há uma escassez de estudos que investigam a influência potencial da massa e função muscular sobre a qualidade óssea (microarquitetura e resistência), o que poderia fornecer uma visão mais abrangente do risco de fratura nesta população. O objetivo deste artigo foi avaliar as correlações potenciais entre parâmetros musculares (massa, força e função) e microarquitetura e resistência óssea utilizando a tomografia computadorizada periférica de alta resolução (HR-pQCT) em mulheres pós-menopáusicas. **MÉTODOS:** Um total de 225 mulheres menopausadas saudáveis ($56,4 \pm 4,6$ anos) foram avaliadas por questionário clínico, exames laboratoriais e composição corporal (DXA, Hologic, QDR-4500). A qualidade dos ossos (densidade, microarquitetura, porosidade cortical e resistência) foi analisada por tomografia computadorizada periférica de alta resolução (rádio distal e tíbia, XtremeCT, Scanco Medical, Brüttisellen, Suíça). A mobilidade funcional e o desempenho muscular foram medidos pela força de preensão palmar (dinamômetro do modelo JAMAR), testes de levantar e sentar em 30 segundos e teste de levantar e caminhar cronometrado. O equilíbrio foi avaliado pela Escala de equilíbrio de Berg. A correlação entre parâmetros ósseos (HR-pQCT) e desempenho muscular foi analisada pelo teste de Spearman ($p < 0,05$). **RESULTADOS:** No rádio, houve correlações positivas entre a força de preensão palmar e os parâmetros do HR-pQCT do osso

trabecular (densidade mineral óssea volumétrica trabecular [Tb.vBMD]: $r = 0,17$, $p = 0,03$, espessura trabecular [Tb.Th]: $r = 0,16$, $p = 0,04$), bem como entre a força muscular e a resistência óssea (Rigidez [S]: $r = 0,36$, $p < 0,001$). Na tíbia, a massa muscular da perna esquerda foi correlacionada positivamente com o número de trabéculas [Tb.N] ($r = 0,16$, $p < 0,001$), separação trabecular [Tb.Sp]: $r = -0,15$, $p = 0,02$), espessura cortical [Ct.Th] ($r = 0,21$, $p = 0,01$) e resistência óssea [S] ($r = 0,37$, $p < 0,001$). Não houve correlações significativas entre os parâmetros de HR-pQCT e os testes funcionais dos membros inferiores, exceto entre o equilíbrio e a Tb.vBMD na tíbia ($r = 0,13$, $p = 0,04$). Houve uma correlação negativa entre a gordura corporal total e a função muscular (teste de levantar e sentar em 30 segundos: $r = -0,21$, $p < 0,001$, escala de equilíbrio de Berg: $r = -0,21$, $p < 0,001$). CONCLUSÃO: nas mulheres, nos primeiros anos da menopausa, a força muscular parece desempenhar um papel mais importante nos parâmetros ósseos do membro superior (rádio), enquanto a massa muscular parece exercer maior influência no osso do membro inferior (tíbia). Esses achados sugerem uma diferença na relação entre músculo e osso de acordo com os diferentes segmentos do corpo. Além disso, a correlação negativa entre gordura corporal com função e equilíbrio muscular indica que o aumento da massa gorda corporal pode conferir maior risco de quedas nesta população. Estudos longitudinais são necessários para confirmar esses dados.

Descritores: envelhecimento; menopausa; osso e ossos; músculos; força muscular; tomografia computadorizada por raios X

ABSTRACT

Lobo DM. Associations between muscle mass and function with microarchitecture and bone strength in early postmenopausal women [Dissertation]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2017.

INTRODUCTION: Most studies on low muscle mass and bone involve elderly populations. However, because postmenopausal hypoestrogenism is able to negatively modulate bone and muscle mass, it is important to understand the interplay between muscle and bone in early menopause. In addition, there is a paucity of studies investigating the potential influence of muscle mass and function upon bone quality (microarchitecture and strength), which could provide a more comprehensive view of fracture risk in this population. The aim of this article was to assess the potential correlations between muscle parameters (mass, strength and function), and bone microarchitecture and strength using high-resolution peripheral computed tomography (HR-pQCT) in postmenopausal women. **METHODS:** A total of 225 healthy menopausal women (aged 56.4 ± 4.6 years) were evaluated by clinical questionnaire, laboratory and body composition (DXA, Hologic, QDR-4500). Bone quality (density, microarchitecture, strength and cortical porosity) was analyzed by high resolution peripheral computed tomography (distal radius and tibia, XtremeCT, Scanco Medical, Brüttisellen, Switzerland). Functional mobility and muscle performance were measured by hand grip strength (JAMAR model dynamometer), Timed-Stand and Timed Up & Go tests. Balance was assessed by the Berg Balance Scale. The correlation between bone parameters (HR-pQCT) and muscle performance was analyzed by the Spearman test ($p < 0.05$). **RESULTS:** At the radius, there were positive correlations between hand grip strength and trabecular bone HR-pQCT parameters (trabecular volumetric bone mineral density [Tb.vBMD]: $r=0.17$, $p = 0.03$, trabecular thickness [Tb.Th]: $r=0.16$, $p=0.04$), as well as between muscle strength and bone strength

(Stiffness [S]: $r = 0.36$, $p < 0.001$). At the tibia, the left leg muscle mass was positively correlated with number of trabeculae [Tb.N] ($r = 0.16$, $p < 0.001$), trabecular separation [Tb.Sp]: $r = -0.15$, $p = 0.02$), cortical thickness [Ct.Th] ($r = 0.21$, $p = 0.01$) and bone strength [S] ($r = 0.37$, $p < 0.001$). There were no significant correlations between HR-pQCT parameters and lower limb functional tests, except between the balance and tibial Tb.vBMD ($r = 0.13$, $p = 0.04$). There was a negative correlation between total body fat and muscle function (30-s chair test: $r = -0.21$, $p < 0.001$, balance: $r = -0.21$, $p < 0.001$). **CONCLUSION:** In postmenopausal women, muscle strength seems to play a more important role in the upper limb bone (radius) parameters, whereas muscle mass seems to exert a higher influence on the lower limb bone (tibia). These findings suggest a difference on relationship between muscle and bone according to distinct body segments. In addition, the negative correlation between body fat and balance/muscle function indicate that increased body fat mass might confer increased risk of falls in this population. Longitudinal studies are needed to test these assumptions.

Descriptors: aging; menopause; bone and bones; muscles; muscle strength; tomography, X-ray computed

1. INTRODUÇÃO

O envelhecimento populacional é um fenômeno mundial, mais acelerado em países subdesenvolvidos (United Nations Department of Economic and Social Affairs, 2002) e que traz mudanças na composição corporal, como redução da massa óssea, perda de massa e qualidade muscular, além de ganho de massa adiposa (Hunter et al., 2004).

Com o envelhecimento da população e o aumento da expectativa de vida, espera-se considerável aumento nos gastos com doenças crônicas, como a osteoporose e sarcopenia em países de baixa e média renda (Rolland et al., 2007). Além disso, nota-se um processo de feminização da velhice (Ji et al., 2015; Roubenoff e Hughes, 2000).

No Brasil, por exemplo, as mulheres representam 55,5% da população idosa e 61% do número de pessoas idosas com mais de 80 anos. Esta constatação é alarmante, uma vez que as perdas de massa muscular e massa óssea são mais acentuadas no sexo feminino, especialmente após a menopausa, o que leva a altos índices de pessoas com limitações funcionais e dependentes (Handa et al., 2008).

Uma vez que a força muscular está relacionada com capacidade funcional, a sua avaliação é um dos componentes fundamentais para acessar a forma física geral e o estado de saúde do indivíduo (Pimentel e Scheicher, 2013; Ferrucci et al., 1997). A avaliação da força de preensão palmar, por exemplo, está associada com estado nutricional e mortalidade (Hunter et al., 2004).

O declínio da massa muscular e massa óssea estão intimamente associadas durante o processo de envelhecimento. A perda de massa óssea e

menor função muscular estão diretamente associadas à fragilidade, quedas e fraturas (Pimentel e Scheicher, 2013).

O pico de massa óssea ocorre por volta dos 30 anos de idade e há um lento declínio da densidade mineral óssea com a idade, mais acelerado em mulheres após a menopausa. Já a massa muscular tem seu pico atingido por volta dos 30-40 anos de idade e acompanha a evolução da massa óssea, com declínio progressivo com a idade. Alguns indivíduos perdem até 40% da massa muscular, bem como da força muscular, aos 70-80 anos de idade e, por isso, é importante intervenções que visem a prevenção (Baumgartner et al., 1998).

A densidade mineral óssea é modulada pela força muscular e pelo tamanho do músculo (Blain et al., 2001), o que é explicado pela sobrecarga mecânica sobre o osso resultante da força interna de contração muscular e do impacto associado à gravidade (Di Monaco et al., 2000). Sabe-se que os osteócitos são mecanossensores que regulam uma série de interações moleculares intra-celulares levando ao aumento da formação óssea em resposta à sobrecarga mecânica do osso, incluindo aumento da expressão de osteoprotegerina, menor apoptose de osteoblastos, inibição da esclerostina e consequente estímulo à atividade da via Wnt/ β -catenina (Frost, 1993).

Estudos clínicos já demonstraram a associação entre osteoporose e menor massa muscular (Lang, 2011). Em mulheres idosas brasileiras da comunidade, por exemplo, a cada redução de 1 desvio-padrão no T-score do fêmur total, a chance do indivíduo apresentar sarcopenia aumentava em cerca de duas vezes (Domiciano et al., 2013).

A maioria dos estudos de sarcopenia e osteoporose analisam populações idosas, uma vez que quedas e fraturas são mais frequentes nestes

indivíduos. Entretanto, uma vez que o hipoestrogenismo decorrente da menopausa é capaz de modular negativamente osso e músculo (Lang, 2011; Kaji et al., 2005; Lorbergs et al., 2011), é importante também conhecer o efeito da qualidade muscular sobre o osso em mulheres nos primeiros anos de menopausa, para uma melhor compreensão da interdependência entre músculo e osso neste período (Blain et al., 2001).

Ainda, os estudos sobre a relação entre massa muscular e osso concentram-se na avaliação do efeito muscular sobre a densidade mineral óssea (DXA), mas sabe-se também que o risco de fratura não é explicado apenas pela redução da quantidade de osso (Liu et al., 2010; Runge e Schacht, 2005). A qualidade do tecido ósseo, no que diz respeito à sua microarquitetura e resistência, são parâmetros fundamentais na avaliação de pacientes sob risco de fratura por fragilidade (Boutroy et al., 2008).

Assim, tem havido grande interesse no desenvolvimento de novos métodos de imagem capaz de medir a microestrutura do osso, que poderiam então ser utilizados para obter a densidade mineral óssea volumétrica, e a medida microestrutural (Liu et al., 2010). Dessa forma surge um novo método de captação de dados densitométricos e morfológicos em três dimensões de alta qualidade *in vivo*: a Tomografia Computadorizada Quantitativa periférica de Alta Resolução (em inglês, HR-pQCT).

O uso da HR-pQCT para avaliação tridimensional (3D) da estrutura óssea foi introduzido por Feldkamp et al. (1989). Desde então, esta tecnologia se tornou o padrão-ouro para avaliar a arquitetura 3D do osso trabecular. Este aparelho permite a medição *in vivo* do rádio distal e da tíbia em humanos, para

estimar a densidade mineral óssea volumétrica e a estrutura óssea trabecular e cortical (Macneil e Boyd, 2007).

Após a aquisição dos dados-padrão da microarquitetura, é possível a adição de um *script* (roteiro para computador) específico para análise por elemento finito, o qual permite que sejam estimadas propriedades funcionais dos ossos a partir de dados coletados de maneira estática (Fuller et al., 2014).

A análise das propriedades funcionais por elemento finito compreende um teste virtual de resistência, ou seja, o computador estima e analisa o comportamento do osso quando esse é submetido a uma força de compressão.

Poucos são os estudos que avaliaram a associação da força e massa muscular com a microarquitetura e resistência óssea, avaliados pela HR-pQCT. Além disso, eles apresentam resultados controversos, devido a diferenças populacionais e metodológicas (Ferreti et al., 2003, Barbour et al., 2000; Kaji et al., 2005; Szulc, 2013; Hasegawa et al., 2000; Wapniarz et al., 1997). Por isso este estudo foi desenvolvido para entender como a relação destes parâmetros ocorre em uma amostra específica de mulheres nos primeiros anos de menopausa.

2. OBJETIVOS

1. Avaliar a correlação da massa, força e função muscular com parâmetros de qualidade óssea avaliados pela tomografia computadorizada periférica de alta resolução (HR-pQCT), na região do rádio e tíbia não dominantes de mulheres nos primeiros anos de menopausa, em relação a:

Densidade volumétrica

Microarquitetura

Porosidade cortical

Resistência óssea

2. Correlacionar parâmetros de composição corporal com testes funcionais de membros inferiores e equilíbrio.

3. MÉTODOS

3.1 Participantes

De março de 2014 a setembro de 2015, foram recrutadas 225 mulheres saudáveis na pós-menopausa para participar de um estudo transversal realizado no Laboratório de Metabolismo ósseo da Disciplina de Reumatologia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. As voluntárias foram avaliadas através de um questionário clínico, incluindo idade, raça, tempo de menopausa, tabagismo, consumo de álcool, atividade física (Benedetti et al., 2007), histórico de fratura clínica, comorbidades e medicamentos. Altura, peso e IMC de cada uma das participantes foram obtidos usando protocolos padrão.

Os critérios de exclusão foram: osteoporose definida em DXA; doenças que afetam a DMO, incluindo o hipertireoidismo descompensado; osteoartrite do joelho com graus III-IV de Kellgren-Lawrence ou qualquer outra restrição de movimento articular; deficiência visual ou auditiva grave (definida como aqueles que limitam a realização de atividade física); uso de dispositivo de auxílio à marcha; mulheres cuja mão dominante era a esquerda; uso de drogas que influenciam a massa óssea, como os glicocorticoides nos últimos seis meses, bisfosfonatos, terapia de reposição hormonal, cálcio e vitamina D. Além disso, nenhum dos indivíduos poderia ter usado qualquer suplemento nutricional nos últimos três meses.

As participantes foram recrutadas por propaganda de mídia, o estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética Local em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo e todos os participantes deram o consentimento informado por escrito.

3.2 DMO e composição corporal

A DMO e composição corporal foram determinadas por DXA usando Hologic QDR 4500A (Hologic Inc. Bedford, MA, EUA, modelo Discovery).

O software de composição corporal fornece valores para a massa magra de tecido muscular e tecido adiposo para todo o corpo e regiões anatômicas. A massa magra apendicular foi calculada assumindo que todo o tecido que não é massa gorda ou massa óssea é músculo esquelético. O índice de massa muscular esquelética apendicular (IMMA) do braço e da perna, ambos do lado esquerdo, foi calculado como a massa muscular apendicular (kg) dividida pela altura quadrada (m^2).

A massa magra total e apendicular foi expressa em kg e a gordura corporal total foi expressa em kg e como porcentagem do peso corporal. O erro de precisão para medições de DXA foi determinado com base em protocolos padrão da Sociedade Internacional de Densitometria Clínica (Shepherd et al., 2006).

3.3 Avaliação do rádio e da tíbia distal por HR-pQCT

Os parâmetros de estrutura óssea foram medidos na tíbia esquerda e no antebraço não dominante usando HR-pQCT (XtremeCT, Scanco Medical, Suíça) com um protocolo padrão de medição *in vivo* (60 kVp, 95 mA). Primeiramente, o braço ou a perna do participante foi imobilizado em um suporte anatômico de fibra de carbono fornecido pelo fabricante. A região de interesse foi definida usando uma radiografia convencional realizada pelo próprio equipamento, para determinar os planos padronizados de início e

término da tomografia (Figura 1). A medição inclui 110 fatias, correspondendo a uma dimensão de 9,02 milímetros para a extremidade distal, partindo de 9,5 mm proximal à linha de referência no rádio distal e 22,5 mm proximal à linha de referência na tíbia, com uma resolução de 82 μM (tamanho do voxel). Todos os exames foram adquiridos por uma biomédica treinada usando um posicionamento padrão, a fim de minimizar a influência de erros de posicionamento nos resultados morfológicos (Boyd, 2008). Ela também analisou cuidadosamente cada medição para verificar a presença de artefatos de movimento, e no caso de artefatos de movimento significativos (manchas, por exemplo), realizou um segundo exame. O controle de qualidade foi monitorado diariamente utilizando um *Phanton* de calibração diária fornecida pelo fabricante.

Figura 1 - Planos padronizados representando a linha de referência (linha sólida de cima) e região digitalizada – início e término do exame (linhas tracejadas a baixo) na extremidade distal do rádio (A) e da tíbia (B)

Todas as imagens HR-pQCT foram classificadas por artefatos de movimento de acordo com uma escala de 0 (nenhum movimento) a 4 (movimento significativo, descontinuidades na camada cortical) (Paggiosi et al., 2014; Macdonald et al., 2011). Para este estudo, os testes que foram classificados como 4 em nossa escala de movimento foram excluídos, e

repetidos. Finalizada a aquisição das imagens, é necessário determinar os contornos do osso, isto é, o perímetro externo da cortical óssea, para o sistema reconhecer o volume total do tecido e poder realizar as análises. O software possui um método semi-automatizado para que seja feito o contorno das demais imagens (Figura 2). A aquisição das imagens leva cerca de três minutos, e a dose efetiva de radiação do exame por HR-pQCT é inferior a 5 μSv por medida (XtremeCT Revision 5.05, 2005). Alguns estudos estimam que seja em torno de 3 μSv (Krug et al., 2010).

Além da análise morfológica padrão, nós também usamos um software de segmentação automática para determinar a porosidade cortical (Ct.Po). É necessário determinar a divisão entre os dois principais compartimentos do osso: o trabecular e o cortical, para que se obtenham dados isolados de cada um deles. Esse é um processo complexo, porque esta fronteira nem sempre é bem definida. O processo padrão dessa segmentação é automatizado e poderoso para identificação do osso cortical, especialmente quando o córtex é fino, e descobriu-se recentemente que têm alta reprodutibilidade (coeficiente de variação <1,5%) (Burghardt et al., 2010).

Figura 2 - Imagem seccional do antebraço, com o contorno do periósteo do rádio em destaque

3.4 Análise por Elemento Finito

O software emprega a chamada “técnica de conversão voxel” (Figura 3) para criar modelos de elemento finito (Software do Elemento Finito, v1.13, SCANCO Medical AG, Suíça, janeiro de 2009, Manual do Fabricante).

FONTE: Fuller H, 2015.

Figura 3 - Técnica de conversão voxel. Cada um dos cubos a direita é um voxel com uma elasticidade específica, representado por diferentes tonalidades de cinza

Nessa técnica, as informações vetoriais obtidas no modelo são convertidas em blocos, chamados voxels, os quais se apresentam de forma e tamanho idênticos. Os voxels têm o formato de cubos e são a menor unidade que compõe a imagem do material analisado. A análise padrão do FE compreende um teste virtual de resistência, ou seja, o computador estima e analisa o comportamento do tecido ósseo quando esse é submetido a uma força compressiva ao longo do seu maior eixo (Fuller et al., 2015).

3.5 Análises da função muscular

A função muscular do membro superior foi medida pela força de preensão palmar, enquanto que a função muscular dos membros inferiores foi avaliada pelo teste de levantar e sentar em 30 segundos e pelo teste de

levantar e caminhar cronometrado. O equilíbrio foi avaliado pela escala de equilíbrio de Berg.

3.5.1 Força de preensão palmar

A força de preensão palmar foi mensurada pelo dinamômetro modelo JAMAR. Para a avaliação, as voluntárias foram posicionadas na posição sentada padronizada pela SATM (Sociedade Americana de Terapeuta de Mãos) (Desrosiers et al., 1995). Os testes foram realizados três vezes, com a força máxima (em kgf) aplicada durante 5 segundos pela mão não dominante esquerda (Trampisch et al., 2012). A força de preensão palmar seguiu o mesmo padrão da massa muscular e foi calculada como a média de três mensurações, divididas pelo quadrado da altura (m^2).

3.5.2 Teste de levantar e sentar em 30 segundos

O teste foi iniciado com o participante sentado no meio da cadeira, com o corpo ereto e os pés apoiados no chão. Os braços ficaram cruzados junto ao peito com as mãos apoiadas nos ombros. Ao sinal de começar do avaliador, o participante levantou-se completamente e retorna à posição inicial. O participante foi motivado a completar o movimento o maior número de vezes possível durante 30 segundos. Após a demonstração do teste e uma prática de três repetições, a voluntária era convidada a iniciar o teste propriamente dito (Nakatani et al., 2002, Rikli e Jones, 2013).

3.5.3 Teste de levantar e caminhar cronometrado

A mobilidade funcional foi avaliada pelo Teste de Levantar e Caminhar Cronometrado - “*Timed Up & Go*” – (Podsiadlo et al., 1991), que conta o tempo (em segundos) que uma pessoa leva para levantar-se de uma cadeira, caminhar três metros, dar uma volta, andar de volta e sentar-se novamente na cadeira.

3.5.4 Avaliação do equilíbrio

A avaliação de equilíbrio foi feita pela versão brasileira validada (Miyamoto et al., 2004) da Escala de Equilíbrio de Berg (*Berg Balance Scale - BBS*) (Berg, 1992). Ela é baseada em 14 itens comuns das atividades de vida diária. O escore máximo é 56 e cada item possui uma escala ordinal de cinco alternativas que variam de 0 a 4 pontos. O teste requer somente uma régua e um relógio, tendo uma duração de aproximadamente 15 minutos para ser executado (Miyamoto et al., 2004).

3.6 Análise de parâmetros laboratoriais

O sangue foi coletado pela manhã, com um jejum de 12 horas. O soro e plasma foram aliquotados e mantidos a -80°C no Laboratório de Metabolismo Ósseo da Divisão de Reumatologia, da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Os parâmetros laboratoriais do metabolismo ósseo medidos em todos os pacientes foram: cálcio sérico, 25 hidroxivitamina D (25OHD) e paratormônio (PTH).

A concentração sérica de 25-hidroxivitamina D (25OHD) foi medida utilizando a técnica de radioimunoensaio (DiaSorin, Stillwater, MN, EUA) com

um menor limite de detecção de 5 ng / mL. As concentrações séricas do paratormônio intacto (iPTH) foram medidas usando o ensaio imunoradiométrico (ELSA-PTH, CIS bio international, França) com variações de referência de 11-65 pg / mL.

3.7 Análise Estatística

Os dados foram expressos como médias, desvios-padrão ou número absoluto (porcentagem da amostra total). As correlações estatísticas potenciais entre os parâmetros ósseos (HR-pQCT) e a função e massa muscular foram analisadas pela correlação de Spearman. A significância foi definida em $p < 0,05$. Todas as análises foram realizadas usando IBM SPSS para Windows versão 20.0.

4. RESULTADOS

4.1 Características das Participantes

A amostra final incluiu 225 mulheres, sendo 83% caucasianos e 17% não caucasianos. A idade média foi de $56,4 \pm 4,6$ anos, com $8,1 \pm 5,6$ anos de menopausa. A maioria tinha o nível de atividade física moderado (43%). Foram consideradas as participantes que tinham hábito de etilismo social. As características antropométricas, hábitos de tabagismo, consumo de álcool, comorbidades, uso de medicamentos e parâmetros laboratoriais estão apresentadas na **Tabela 1** (Tabela 1).

4.2 Função muscular

Os resultados obtidos a partir da força muscular e dos testes funcionais mostraram valores no intervalo normal, como apresentados na **Tabela 2** (Tabela 2).

4.3 Avaliação da DMO

A DMO média do corpo total foi de $1,052 \pm 0,637$ (g/cm²) e o T-score foi de $-1,3 \pm 0,8$. Elas apresentaram $54,5 \pm 27,6$ kg de massa magra total; $25,4 \pm 7,4$ kg de massa total de gordura e $37,0 \pm 5,4\%$ da gordura total. A massa magra apendicular média foi de $1,9 \pm 0,54$ kg no braço esquerdo e $6,0 \pm 1,6$ kg na perna esquerda.

Tabela 1. Características dos participantes.

Características	n = 225
Idade (anos)	56.4 ± 4.6
Raça, n (%)	
Branca	188 (83)
Negra	33 (15)
Asiática	4 (2)
Altura (m)	1.57 ± 0.07
Peso (kg)	68.1 ± 10.9
IMC (kg/m ²)	27.9 ± 4.3
Anos desde a menopausa	8.1 ± 5.6
Tabagismo, n (%)	
Nunca	186 (83)
Atual	12 (5)
Pregressa	27 (12)
Álcool, n (%)	62 (28)
Álcool U/dia, n (%)	0 (0)
Drogas, n (%)	
Analgésicos	2 (0.9)
Antialérgicos	1 (0.4)
Anti-hipertensivos	57 (25.3)
Antidepressivos	46 (20.4)
Diabetes	6 (3)
Protetores gástricos	9 (4)
Medicamentos para osteoartrite	10(4.4)
Medicamentos para tireoide	25 (11.1)
Anticoagulante	14 (6.2)
Estatinas	25 (11.1)
Nível de atividade física, n (%)	
Baixo	83 (37)
Moderado	97 (43)
Alto	45 (20)
Diabetes mellitus, n (%)	10 (4)
Hipertensão, n (%)	71 (31)
Osteoartrite, n(%)	13 (6)
Outras comorbidades ^a , n (%)	101 (45)
Fratura clínica prévia, n (%)	15 (7)
Cálcio Total (mg/dL)	9.5 ± 0.4
25OHD (ng/mL)	21.2 ± 7.1
PTH (pg/mL)	49.3 ± 17

Dados são apresentados como média ± DP ou número (porcentagem)

BMI Índice de Massa Corporal

^a Depressão, doenças psiquiátricas, ansiedade, dislipidemia

Tabela 2. Resultado dos testes de força e função muscular.

Teste	Média ± DP	Valores de Referência
Força de Preensão Palmar do Braço Não Dominante (Kgf)	24,8 ± 5,4	Mulheres (55-59 anos): 28,9±6 (Caporrino et al., 1998)
Teste de Levantar e Sentar em 30 segundos	12,2 ± 3,3	Mulheres (<64 anos): 14,5 ± 4 (Rikli e Jones, 1999)
Teste de Levantar e Caminhar Cronometrado (s)	8,9 ± 2,2	Pessoas Independentes: <10 (Podsiadlo, 1991)
Escala de Equilíbrio de Berg (Pontos)	55 ± 3	Risco de Quedas: <45 (Berg et al., 1992)

4.4 Avaliação do rádio e tíbia por HR-pQCT

As médias e os desvios padrão de todos os parâmetros do rádio distal e da tíbia distal são apresentados na **Tabela 3** (Tabela 3). No rádio distal, houve correlações positivas entre a força de pressão palmar e os parâmetros do HR-pQCT do osso trabecular (densidade mineral óssea volumétrica trabecular [Tb.vBMD]: $r = 0.17$, $p = 0.03$), espessura trabecular [Tb.Th]: $r = 0.16$, $p = 0.04$), bem como entre a força muscular e a resistência óssea (Rigidez - S: $r = 0.36$, $p < 0.001$) (Tabela 4, Figura 4). Na tíbia, a massa muscular da perna esquerda foi correlacionada positivamente com o número de trabéculas (Tb.N: $r = 0,16$, $p < 0,001$), separação trabecular (Tb.Sp: $r = - 0,15$, $p = 0,02$), espessura cortical (Ct.Th: $r = 0,21$, $p = 0,01$) e resistência óssea (S: $r = 0,37$, $p < 0,001$) (Tabela 5, Figura 5).

4.5 Correlações da composição corporal com testes funcionais e de equilíbrio

Em relação ao equilíbrio, observou-se uma correlação negativa significativa entre parâmetros de gordura e teste de levantar, sentar em 30

segundos e Escala de equilíbrio Berg. Além disso, uma correlação positiva foi encontrada com esses parâmetros de gordura e TUG (Tabela 6). Nenhuma associação entre massa gorda e parâmetros de microarquitetura foram observados.

Tabela 3. Parâmetros de densidade volumétrica, microarquitetura, porosidade cortical e resistência óssea obtidos pela HR-pQCT do rádio e tíbia de 225 mulheres saudáveis na pós-menopausa.

	Rádio Distal	Tíbia Distal
Tt.vBMD (mg HA/cm ³)	295 ± 62	271 ± 48
Tb.vBMD (mg HA/cm ³)	147 ± 33	139 ± 29
Ct.vBMD (mg HA/cm ³)	853 ± 96	875 ± 76
Tb.N (n/mm)	1.85 ± 0.34	1.61 ± 0.30
Tb.Th (mm)	0.066 ± 0.012	0.076 ± 0.042
Tb.Sp (mm)	0.510 ± 0.347	0.571 ± 0.123
Ct.Th (mm)	0.67 ± 0.19	1.06 ± 0.22
Ct.Po (1)	0.021 ± 0.015	0.054 ± 0.024
S (kN/mm)	70,896.97 ± 10,244.92	181,615.3 ± 18,981.0

Tt.vBMD: densidade mineral óssea volumétrica total; Tb.BMD: densidade mineral óssea volumétrica trabecular; Ct.BMD: densidade mineral óssea volumétrica cortical; Tb.N: número de trabéculas; Tb.Th: espessura trabecular; Tb.Sp: separação de trabéculas; Ct.Th: espessura cortical; Ct.Po: porosidade cortical; S: rigidez do tecido

Tabela 4. Correlação de parâmetros ósseos do rádio distal (HR-pQCT) com o índice de massa muscular esquelética apendicular (IMMA-braço) e a força de preensão palmar, ambos ajustados pela altura (m^2).

Parâmetros Ósseos	IMMA-braço (kg/m^2)		Força de Preensão Palmar/Altura ² (kgf/m^2)	
	R	<i>p</i>	R	<i>p</i>
Tt.vBMD ($mg\ HA/cm^3$)	0.03	0.70	0.02	0.77
Tb.vBMD ($mg\ HA/cm^3$)	0.08	0.22	0.17	0.03
Ct.vBMD ($mg\ HA/cm^3$)	-0.08	0.23	-0.07	0.40
Tb.N (n/mm)	0.09	0.16	0.06	0.43
Tb.Th (mm)	0.03	0.68	0.16	0.04
Tb.Sp (mm)	-0.07	0.30	-0.13	0.11
Ct.Th (mm)	0.02	0.71	-0.02	0.82
Ct.Po (1)	0.17	0.05	0.08	0.33
S (kN/mm)	0.21	<0.01	0.36	<0.01

Tt.vBMD: densidade mineral óssea volumétrica total; Tb.BMD: densidade mineral óssea volumétrica trabecular; Ct.BMD: densidade mineral óssea volumétrica cortical; Tb.N: número de trabéculas; Tb.Th: espessura trabecular; Tb.Sp: separação de trabéculas; Ct.Th: espessura cortical; Ct.Po: porosidade cortical; S: rigidez do tecido

Figura 4 – Correlação da Força de Preensão Palmar/Altura² (kgf/m^2) com a resistência óssea [S (kN/mm)] do rádio distal

Tabela 5. Correlação de parâmetros ósseos da tíbia distal (HR-pQCT) com o índice de massa do muscular esquelética apendicular (IMMA-perna) ajustado pela altura (m^2) e os testes funcionais de membros inferiores e de equilíbrio.

Parâmetros ósseos	ASMI-perna (kg/m^2)		Escala de equilíbrio de Berg (Pontos)		Teste de levantar e caminhar cronometrado (s)		Teste de levantar e sentar em 30 segundos (número de vezes)	
	r	p	r	p	r	p	r	p
Tt.vBMD ($mg\ HA/cm^3$)	0.09	0.19	0.12	0.07	-0.03	0.63	0.08	0.22
Tb.vBMD ($mg\ HA/cm^3$)	0.02	0.73	0.13	0.04	-0.05	0.40	0.04	0.52
Ct.vBMD ($mg\ HA/cm^3$)	0.04	0.56	0.02	0.74	0.11	0.12	0.03	0.69
Tb.N (n/mm)	0.16	0.01	0.09	0.21	-0.12	0.80	0.03	0.67
Tb.Th (mm)	-0.10	0.14	0.02	0.73	-0.01	0.95	0.05	0.40
Tb.Sp (mm)	-0.15	0.02	-0.09	0.17	0.11	0.10	-0.03	0.67
Ct.Th (mm)	0.21	<0.01	0.06	0.34	-0.04	0.57	0.10	0.16
Ct.Po (1)	-0.12	0.11	0.07	0.40	-0.09	0.22	0.01	0.92
S (kN/mm)	0.37	<0.01	0.11	0.16	-0.01	0.98	0.02	0.80

Tt.vBMD: densidade mineral óssea volumétrica total; Tb.BMD: densidade mineral óssea volumétrica trabecular; Ct.BMD: densidade mineral óssea volumétrica cortical; Tb.N: número de trabéculas; Tb.Th: espessura trabecular; Tb.Sp: separação de trabéculas; Ct.Th: espessura cortical; Ct.Po: porosidade cortical; S: rigidez do tecido

Figura 5 – Correlação do Índice de massa muscular esquelética apendicular da perna esquerda/Altura² - (kg/m^2) com a resistência óssea [S (kN/mm)] da tíbia distal

Tabela 6. Correlação da composição corporal com testes funcionais e de equilíbrio.

	Teste de levantar e sentar em 30 segundos (número de vezes)		Teste de levantar e caminhar cronometrado (s)		Escala de equilíbrio de Berg (Pontos)	
	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>
Peso (kg)	-0.25	<0.01	0.23	<0.01	-0.22	<0.01
Massa gorda (kg)	-0.21	<0.01	0.21	<0.01	-0.21	<0.01
Gordura %	-0.14	0.04	0.15	0.02	-0.13	0.04
Massa muscular total (kg)	0.01	0.96	-0.01	0.35	-0.09	0.12

5. DISCUSSÃO

Segundo o nosso conhecimento, este é o primeiro estudo a avaliar parâmetros musculares com a microarquitetura e resistência óssea em uma amostra exclusiva de mulheres nos primeiros anos de menopausa. A microestrutura óssea do rádio parece estar mais relacionada com a força muscular; diferente do osso da tíbia, que parece estar mais associada com a carga de impacto da massa muscular da perna.

A diminuição abrupta da produção de estrogênio na fase inicial da menopausa leva a uma menor densidade mineral óssea, o que é parcialmente explicada por uma menor mecanossensibilidade. Além disso, existe evidência que o número de receptores ER-alfa no osso e músculo diminui com a menopausa (Lang, 2011). Assim, a resposta reduzida ao estrogênio compromete o remodelamento ósseo com aumento da reabsorção óssea (Kaji et al., 2005; Lorbergs et al., 2011).

Nossos dados indicam uma associação entre força de preensão palmar e parâmetros do osso trabecular e resistência óssea. Estudos anteriores, em outras populações, que avaliaram associação entre parâmetros musculares com microarquitetura e resistência óssea mostraram resultados similares. Por exemplo, Edwards et al. (2013) encontraram associação de força muscular, avaliada pela força de preensão palmar, com a resistência óssea de mulheres na pós-menopausa ($n = 318$, 69.5 ± 2.6 anos, 62,5% com tempo de menopausa acima de 10 anos). Crocket et al (2015), ainda, compararam mulheres na pós-menopausa (50-78 anos) sem fratura de rádio com mulheres com fratura e observaram, nas mulheres sem fratura, melhores parâmetros do osso trabecular (densidade e área) assim como uma maior força de preensão palmar. Diferentemente, em homens, um estudo mostrou uma correlação entre

uma menor força de preensão palmar com menor densidade cortical (Ct.vBMD) (Barbour, 2010). Szulc et al (2013), ao estudarem homens e correlacionar massa muscular do braço e força de preensão palmar, encontraram uma associação entre baixa massa e força muscular com pior microarquitetura óssea (trabecular e cortical) do rádio. Estes dados sugerem que, para mulheres, o osso trabecular parece estar mais relacionado com a funcionalidade muscular.

No presente estudo, encontramos uma correlação entre a quantidade de massa muscular da perna com resistência óssea e densidade óssea cortical da tíbia, local sob grande influência de carga de impacto. Corroborando com nossos achados, Schipilow et al. (2013) comparando atletas de elite, de diferentes modalidades, com controles concluíram que a carga de impacto (resultante de diferentes modalidades de exercício) é mais importante para o osso cortical do que a força muscular. Da mesma forma, Belavy et al. (2015) mostraram uma associação entre os parâmetros corticais da tíbia e melhores resultados nos testes de salto, mas nenhuma correlação de parâmetros corticais com o teste de levantar e sentar. Estes achados podem reforçar a maior importância da quantidade de massa muscular em relação à força muscular para a qualidade óssea da região cortical em ossos com grande carga de impacto.

Um estudo com mulheres na pós-menopausa ($n = 186$, idade média = 68 ± 8 anos), ao comparar um grupo com e sem obesidade, observou uma associação da massa muscular total com a resistência da tíbia (Spearman: $r = 0.50$ e $p < 0.0001$). No entanto, neste estudo os autores não realizaram

qualquer avaliação de força ou análise da massa muscular apendicular (Sornay-Rendu et al., 2013).

Um estudo que comparou mulheres na pré-menopausa com mulheres na pós-menopausa, concluíram que a idade influencia tanto na resistência óssea do rádio, como na resistência da tíbia, mas que a menopausa (principalmente nos primeiros anos) tem uma influência negativa maior na resistência óssea da tíbia, sugerindo uma possível influência do hormônio estrogênio principalmente no osso cortical (área e porosidade) (Vilayphiou et al., 2016). Esse resultado, em conjunto com os dados do nosso estudo, sugere a importância prática de um trabalho de hipertrofia muscular para prevenir ou reduzir a sarcopenia em mulheres nos primeiros anos de menopausa, e desta maneira evitar a perda da resistência óssea na região da tíbia.

A influência da massa muscular na DMO é bem conhecida. O efeito local pode ser explicado pelo mecanostato, mas não é inteiramente claro se essa interação é mais mediada por forças internas de contrações musculares voluntárias ou forças externas, como a carga de impacto associada à gravidade (Di Monaco et al., 2000; Kohrt et al., 2009). O mecanismo exato pelo qual o peso e a atividade muscular podem ativar o processo de adaptação óssea ainda não está claro, mas parece que os osteócitos e outras células ósseas são capazes de detectar o estresse associado ao fluido de pressão através do sistema do osso canalicular (Frost, 1993).

O presente estudo tem suas limitações, como ter um desenho transversal, o que impossibilita estabelecer relação causal; mas também algumas potencialidades, como o uso da HR-pQCT, a utilização de testes funcionais que representam as atividades da vida diária desta população e

correlação de parâmetros musculares realizados com segmentos apendiculares. No entanto, estudos longitudinais, com intervenção de atividade física são fundamentais para melhor entender como a massa muscular pode influenciar a qualidade e resistência óssea dessa população.

No que diz respeito ao equilíbrio e propensão a quedas, a maioria dos estudos sobre este tema se concentrou em idosos, já que eles representam a população com maior risco. Com o envelhecimento, a perda de massa muscular e a infiltração de gordura intramuscular podem influenciar negativamente a capacidade do músculo para gerar trabalho e, consequentemente, aumentar o risco de quedas (Cesari et al., 2006).

Neste contexto, outro resultado importante do presente trabalho foi o achado de uma correlação negativa encontrada entre parâmetros de gordura e testes de equilíbrio e função muscular em mulheres nos primeiros anos de menopausa. Alguns pesquisadores sugerem que a obesidade pode ser um fator positivo em relação à qualidade óssea, pois oferece maior carga de sustentação corporal, gerando maior carga mecânica aos ossos, além de oferecer proteção ao impacto causado pelas quedas (Evans et al, 2015). No entanto, estudos que avaliaram a influência da massa gorda nos ossos, sem considerar a carga de impacto, concluíram que há um efeito prejudicial hormonal, provavelmente pela diminuição da produção da adiponectina, que tem sido associada à formação óssea (Bacchetta et al., 2009 e Richards et al., 2007).

É importante lembrar que indivíduos obesos podem ter maior risco de quedas, por conta da menor função muscular adequada, obesidade sarcopênica e infiltração de gordura no músculo esquelético (Marcus et al.,

2012 e Hilmes et al., 2012). De fato, fraturas ocorrem com frequência em indivíduos obesos, independente da densidade mineral óssea (Compston et al., 2011 e Premaor et al., 2010).

O efeito do peso corporal na densidade mineral óssea é atribuído a ambos tecidos, músculo e gordura, no entanto alguns autores sugerem uma maior importância da massa muscular no tecido ósseo (Reid, 2002). Este conjunto de dados agrega à discussão se, para esta população, seria mais importante fortalecer os músculos, a fim de melhorar a qualidade e resistência óssea; diminuir a gordura corporal, a fim de melhorar o equilíbrio e uma menor propensão a quedas ou, ainda, um trabalho em conjunto. Assim, esses achados apoiam a importância da orientação clínica em relação aos exercícios de equilíbrio, diminuindo o risco de quedas, mesmo em mulheres mais jovens nos primeiros anos de menopausa.

Com isso, entende-se que o risco de quedas é uma questão multifatorial e, assim, exige uma visão holística com intervenção multifatorial, cujos objetivos sejam de diminuir e/ou prevenir os riscos de quedas, melhorar a qualidade óssea e a função muscular (Runge e Schacht, 2005).

6. CONCLUSÕES

Em conclusão, a força muscular parece desempenhar um papel mais importante nos parâmetros do osso do membro superior (rádio), enquanto que a quantidade de massa muscular parece exercer grande influência nos parâmetros ósseos do membro inferior (tíbia) em mulheres nos primeiros anos da pós-menopausa.

Esses resultados sugerem diferenças na relação entre músculo e osso de acordo com segmentos distintos do corpo. Além disso, a correlação negativa entre gordura corporal e equilíbrio / função muscular indica que o aumento da massa gorda corporal pode conferir maior risco de quedas nesta população.

Avaliação 1- ____/____/____

Nome: _____

**FICHA DE AVALIAÇÃO DO ESTADO FUNCIONAL
QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA
VERSÃO CURTA**

Nesta entrevista estou interessada em saber que tipos de atividade físicas o (a) senhor(a) faz em uma semana normal (típica). Suas respostas ajudarão a avaliar quanto ativo o(a) senhor(a) é.

As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gastou fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

1a Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

1b Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

horas: ____ Minutos: ____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: ____ Minutos: ____

3a Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

3b Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: ____ Minutos: ____

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

____ horas ____ minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

_____horas _____minutos

1. AVALIAÇÃO DO EQUILÍBRIO FUNCIONAL

Escala de Equilíbrio de Berg (BBS) (*BERG et al., 1989; MIYAMOTO et al., 2003*)

Instruções Gerais

Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item.

Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico. Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente) ou fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar, ficará a critério do paciente. Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente.

Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos, uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada. Um banquinho ou uma escada (com degraus de altura padrão) pode ser usado para o item 12.

1. POSIÇÃO SENTADA PARA POSIÇÃO EM PÉ

INSTRUÇÕES: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- () 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
- () 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
- () 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas
- () 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- () 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

2. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO

INSTRUÇÕES: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar .

- () 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- () 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
- () 2 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- () 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- () 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos o item Nº 3. Continue com o item Nº4.

3. PERMANECER SENTADO SEM APOIO NAS COSTAS, MAS COM OS PÉS APOIADOS NO CHÃO OU NUM BANQUINHO

INSTRUÇÕES: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- () 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- () 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- () 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- () 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- () 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

4. POSIÇÃO EM PÉ PARA POSIÇÃO SENTADA

INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se.

- () 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- () 3 controla a descida utilizando as mãos
- () 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- () 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- () 0 necessita de ajuda para sentar-se

5. TRANSFERÊNCIAS

INSTRUÇÕES: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio

de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.

- ☐ 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- ☐ 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- ☐ 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão
- ☐ 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- ☐ 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

6. **PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OS OLHOS FECHADOS**

INSTRUÇÕES: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.

- ☐ 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- ☐ 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- ☐ 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- ☐ 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- ☐ 0 necessita de ajuda para não cair

7. **PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OS PÉS JUNTOS**

INSTRUÇÕES: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.

- ☐ 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança
- ☐ 3 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão
- ☐ 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos
- ☐ 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 s
- ☐ 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

8. **ALCANÇAR A FRENTE COM O BRAÇO ESTENDIDO PERMANECENDO EM PÉ**

INSTRUÇÕES: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível.

(O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível, peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).

- ☐ 4 pode avançar a frente >25 cm com segurança
 - ☐ 3 pode avançar a frente >12,5 cm com segurança
 - ☐ 2 pode avançar a frente >5 cm com segurança
 - ☐ 1 pode avançar a frente, mas necessita de supervisão
 - ☐ 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo
9. **PEGAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DE UMA POSIÇÃO EM PÉ**
- INSTRUÇÕES: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.
- ☐ 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
 - ☐ 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão
 - ☐ 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
 - ☐ 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
 - ☐ 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

10. **VIRAR-SE E OLHAR PARA TRÁS POR CIMA DOS OMBROS DIREITO E ESQUERDO ENQUANTO PERMANECE EM PÉ**

INSTRUÇÕES: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito. (O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento).

- ☐ 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- ☐ 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- ☐ 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- ☐ 1 necessita de supervisão para virar

- () 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair
11. **GIRAR 360 GRAUS**
 INSTRUÇÕES: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.
- () 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- () 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- () 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- () 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- () 0 necessita de ajuda enquanto gira
12. **POSICIONAR OS PÉS ALTERNADAMENTE NO DEGRAU OU BANQUINHO ENQUANTO PERMANECE EM PÉ SEM APOIO**
 INSTRUÇÕES: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.
- () 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em >20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda
- () 1 capaz de completar >2 movimentos com o mínimo de ajuda
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair
13. **PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM UM PÉ À FRENTE**
 INSTRUÇÕES: (DEMONSTRE PARA O PACIENTE)
 Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha, se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.
- () 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 seg
- () 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos
- () 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé
14. **PERMANECER EM PÉ SOBRE UMA PERNA**
 INSTRUÇÕES: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.
- () 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por >10 segundos
- () 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos
- () 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por ≥ 3 segundos
- () 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair
- () **ESCORE TOTAL (Máximo = 56)**

2. AVALIAÇÃO DA MOBILIDADE FUNCIONAL

Timed “Up & Go” Test (TU>) / Teste do Tempo de Ir e Vir

Cronometrar o tempo que uma pessoa leva para levantar-se de uma cadeira, caminhar três metros, dar uma volta, andar de volta e sentar-se novamente na cadeira.

Tempo gasto na tarefa:_____ segundos

3. AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO FÍSICA – 30 s – Chair Stand Test

____ ____ ____ número de vezes que o paciente senta e levanta em 30 s.

4. AVALIAÇÃO DA FORÇA MUSCULAR - HAND GRIP

Mão dominante: _____ 3 ajustes: ____ ____ ____

Mão não dominante: _____ 3 ajustes: ____ ____ ____

Obs: _____

8. REFERÊNCIAS

Bacchetta J, Boutroy S, Guebre-Egziabher F, Juillard L, Draï J, Pelletier S, Richard M, Charrié A, Carlier MC, Chapurlat R, Laville M, Fouque D. The relationship between adipokines, osteocalcin and bone quality in chronic kidney disease. *Nephrol Dial Transplant* 2009;24:3120–5.

Barbour KE, Zmuda JM, Strotmeyer ES, Horwitz MJ, Boudreau R, Evans RW, Ensrud KE, Petit MA, Gordon CL, Cauley JA. Correlates of Trabecular and Cortical Volumetric Bone Mineral Density of the Radius and Tibia in Older Men: The Osteoporotic Fractures in Men Study. *J Bone Miner Res* 2010;25:1017–1028.

Baumgartner et al. Epidemiology of Sarcopenia among the Elderly in New Mexico *Am J Epidemiol* 1998;147:755-63.

Belavý DL, Armbrecht G, Blenk T, Bock O, Börst H, Kocakaya E, Luhn F, Rantalainen T, Rawer R, Tomasius F, Willnecker J, Felsenberg D. Greater association of peak neuromuscular performance with cortical bone geometry, bone mass and bone strength than bone density: A study in 417 older women. *Bone* 2016;83:119-26.

Benedetti TR et al. Reprodutibilidade e validade do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) em homens idosos. *Rev Bras Med Esporte* 2007;13:11-16.

Berg KO, Maki BE, Williams JI, Holliday PJ, Wood-Dauphinee SL. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73:1073-80.

Blain H, Vuillemin A, Teissier A, Hanesse B, Guillemin F, Jeandel C. Influence of muscle strength and body weight and composition on regional bone mineral density in healthy women aged 60 years and over. *Gerontology* 2001;47: 207-12.

Boutroy S, Van Rietbergen B, Sornay-Rendu E, Munoz F, Buxsein ML, Delmas PD. Finite element analysis based on in vivo HR-pQCT images of the distal radius is associated with wrist fracture in postmenopausal women. *J Bone Miner Res* 2001;23:392–399

Boyd SK. Site-specific variation of bone micro-architecture in the distal radius and tibia. *J Clin Densitom* 2008;11:424-30.

Burghardt AJ, Buie HR, Laib A, Majumdar S, Boyd SK. Reproducibility of direct quantitative measures of cortical bone microarchitecture of the distal radius and tibia by HR-pQCT. *Bone* 2010;47:519-28.

Caporrino FA, Faloppa F, Santos JB, Réssio C, Soares FH, Nakachima LR et al. Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro Jamar®. *Rev Bras Ortop* 1998;33:150-4.

Cesari M, Leeuwenburgh C, Lauretani F, Onder G, Bandinelli S, Maraldi C, Guralnik JM, Pahor M, Ferrucci L. Frailty. Syndrome and skeletal muscle: results from the Invecchiare in Chianti study. *Am J Clin Nutr* 2006; 83:1142-8.

Compston JE, Watts NB, Chapurlat R, et al. Obesity is not protective against fracture in postmenopausal women: GLOW. *Am J Med* 2011; **124**:1043–1050.

Crockett K, Arnold CM, Farthing JP, Chilibeck PD, Johnston JD, Bath B, Baxter-Jones AD, Kontulainen SA. Bone strength and muscle properties in postmenopausal women with and without a recent distal radius fracture. *Osteoporos Int* 2015;26:2461-9.

Desrosiers J, Bravo G, Hébert R, Dutil E. Normative data for grip strength of elderly men and women. *Am J Occup Ther* 1995;49: 637-44.

Di Monaco M, Di Monaco R, Manca M, Cavanna A. Handgrip strength is an independent predictor of distal radius bone mineral density in postmenopausal women. *Clin Rheumatol* 2000;19:473-6.

Domiciano DS, Figueiredo CP, Lopes JB, Caparbo VF, Takayama L, Menezes PR, Bonfa E, Pereira RM. Discriminating sarcopenia in community-dwelling older women with high frequency of overweight/obesity: the São Paulo Ageing & Health Study (SPAH). *Osteoporos Int* 2013;24:595-603.

Edwards, M. H. et al. Muscle size, strength, and physical performance and their associations with bone structure in the Hertfordshire Cohort Study *J Bone Miner Res* 2013;28: 2295–2304.

Evans AL, Paggiosi MA, Eastell R, Walsh JS. Bone density, microstructure and strength in **obese** and normal weight men and women in younger and older adulthood. *J Bone Miner Res*. 201;30:920-8

Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M. The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *J Bone Miner Res* 1989;4:3-11

Ferretti JL, et al. Bone mass, bone strength, muscle-bone interactions, osteopenias and osteoporoses. *Mech Ageing Dev* 2013;124:269–79.

Ferrucci L, Guralnik JM, Buchner D, Kasper J, Lamb SE, Simonsick EM, Corti MC, Bandeen-Roche K, Fried LP. Departures from linearity in the relationship between measures of muscular strength and physical performance of the lower extremities: the Women's Health and Aging Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1997;52:275-85.

Frost HM. Suggested fundamental concepts in skeletal physiology. *Calcif Tissue Int* 1993;52:1-4.

Fuller H, Fuller R, Pereira RM. High resolution peripheral quantitative computed tomography for the assessment of morphological and mechanical bone parameters. *Rev Bras Reumatol (English Edition)* 2015;55:352–362.

Handa R, Ali Kalla A, Maalouf G. Osteoporosis in developing countries. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2008;22:693-708.

Hasegawa Y, Schneider P, Reiners C. Age, sex, and grip strength determine architectural bone parameters assessed by peripheral quantitative computed tomography (pQCT) at the human radius. *Journal of biomechanics* 2001; 34:497–503.

Hunter GR, McCarthy JP, Bamman MM. Effects of resistance training on older adults. *Sports Med* 2004;34:329–48.

Kaji H, Kosaka R, Yamauchi M, Kuno K, Chihara K, Sugimoto T. Effects of Age, Grip Strength and Smoking on Forearm Volumetric Bone Mineral Density and Bone Geometry by Peripheral Quantitative Computed Tomography: Comparisons between Female and Male. *Endocrine Journal* 2005; 52: 659-666.

Kohrt WM, Barry DW, Schwartz RS. Muscle Forces or Gravity: What Predominates Mechanical Loading on Bone? *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 2050–2055.

Krug R, Burghardt AJ, Majumdar S, Link TM. High-resolution imaging techniques for the assessment of osteoporosis. *Radiol Clin North Am* 2010;48:601-21.

Ji HM, Han J, Won YY. Sarcopenia and Osteoporosis. *Hip Pelvis* 2015;27: 72–76.

Lang TF. The bone-muscle relationship in men and women. *J Osteoporos* 2011;2011:702735.

Liu XS, Zhang XH, Sekhon KK, Adams MF, McMahon DJ, Bilezikian JP et al. High-resolution peripheral quantitative computed tomography can assess microstructural and mechanical properties of human distal tibial bone. *J Bone Miner Res* 2010;25:746–756.

Lorbergs AL, Farthing JP, Baxter-Jones AD, Kontulainen SA. Forearm muscle size, strength, force, and power in relation to pQCT-derived bone strength at the radius in adults. *Appl Physiol Nutr Metab* 2011;36:618-25.

Macdonald HM, Nishiyama KK, Kang J, Hanley DA, Boyd SK. Age-related patterns of trabecular and cortical bone loss differ between sexes and skeletal sites: a population-based HR-pQCT study. *J Bone Miner Res* 2011;26:50-62.

Macneil JA, Boyd SK. Improved reproducibility of high-resolution peripheral quantitative computed tomography for measurement of bone quality. *Med Eng Phys* 2007;29:1096–105.

Marcus RL, Addison O, Dibble LE, Foreman KB, Morrell G, Lastayo P. Intramuscular adipose tissue, sarcopenia, and mobility function in older individuals. *J Aging Res*. 2012;2012:629637.

Himes CL, Reynolds SL. Effect of obesity on falls, injury, and disability. *J Am Geriatr Soc*. 2012;60:124–129.

Miyamoto ST, Lombardi Junior I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res* 2004;37:1411-1421.

Nakatani T, Nadamoto M, Itoh M. Validation of a 30-sec chair-stand test for evaluating lower extremity muscle strength in Japanese elderly adults. *Japanese Society of Physical Education* 2002;10:451-461.

Paggiosi MA, Eastell R, Walsh JS. Precision of high-resolution peripheral quantitative computed tomography measurement variables: influence of gender, examination site, and age. *Calcif Tissue Int* 2014;94:191-201.

Pimentel I, Scheicher ME. Comparison of mobility, muscle strength and fear of fall in falling and non-falling elderly. *Rev bras geriatr Gerontol* 2013; 16:251-257.

Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 1991;39:142-8.

Premaor MO, Pilbrow L, Tonkin C, Parker RA, Compston J. Obesity and fractures in postmenopausal women. *J Bone Miner Res* 2010;25:292–297.

Reid IR. Relationships among body mass, its components, and bone. *Bone* 2002;31:547–55

Richards JB, Valdes AM, Burling K, Perks UC, Spector TD. Serum adiponectin and bone mineral density in women. *J Clin Endocrinol Metab* 2007;92:1517–23.

Rikli RE, Jones CJ. Functional fitness normative scores for community residing older adults ages 60-94. *J Aging Phys Act* 1999;7: 160-179

Rikli R, Jones CJ. Senior Fitness Test Manual. Second edition. Copenhagen: FADL's forlag; 2013.

Rolland Y, Czerwinski S, Abellan Van Kan G, Morley JE, Cesari M, Onder G, Woo J, Baumgartner R, Pillard F, Boirie Y, Chumlea WMC, Vellas B.

Sarcopenia: Its assesment, etiology, pathogenesis, consequences and future perspectives. *J Nutr Health Aging* 2007;12:433-50.

Roubenoff R, Hughes VA. Sarcopenia: current concepts. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000;55:716-24.

Runge M, Schacht E. Multifactorial pathogenesis of falls as a basis for multifactorial interventions. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2005;5:127-34.

Schipilow JD, Macdonald HM, Liphardt AM, Kan M, Boyd SK. Bone micro-architecture, estimated bone strength, and the muscle-bone interaction in elite athletes: An HR-pQCT study. *Bone* 2013;56:281–289.

Shepherd JA, Lu Y, Wilson K, et al. Cross-calibration and minimum precisions standards for dual-energy X-ray absorptiometry: the 2005 ISCD Official Positions. *J Clin Densitom* 2006;9:31-6.

Sornay-Rendu E, Boutroy S, Vilayphiou N, Claustrat B, Chapurlat RD. In obese postmenopausal women, bone microarchitecture and strength are not commensurate to greater body weight: the Os des Femmes de Lyon (OFELY) study. *J Bone Miner Res* 2013; 28:1679–1687.

Szulc P, Blaizot S, Boutroy S, Vilayphiou N, Boonen S, Chapurlat R. Impaired bone microarchitecture at the distal radius in older men with low muscle mass and grip strength: the STRAMBO study. *J Bone Miner Res* 2013:169-78.

Trampisch US, Franke J, Jedamzik N, Hinrichs T, Platen P. Optimal Jamar dynamometer handle position to assess maximal isometric hand grip strength in epidemiological studies. *J Hand Surg Am* 2012;37:2368-73.

United Nations Department of Economic and Social Affairs. World Population Ageing 1950-2050. New York: United Nations; 2002.

van Rietbergen B, Weinans H, Huiskes R, Odgaard. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. J Biomech 1995;28:69–81.

Vilayphiou N, Boutroy S, Sornay-Rendu E, Van Rietbergen B, Chapurlat R. Age-related changes in bone strength from HR-pQCT derived microarchitectural parameters with an emphasis on the role of cortical porosity. Bone 2016;83:233–240.

Wapniarz M, Lehmann R, Reincke M, Schonau E, Klein K, Allolio B. Determinants of radial bone density as measured by PQCT in pre- and postmenopausal women: the role of bone size. J Bone Miner Res 1997;12:248–54

White TA, Lebrasseur NK. Myostatin and Sarcopenia: Opportunities and Challenges – A Mini- Review. Gerontology 2014;60:1–5.

Certificado de participação do Encontro de Reumatologia Avançado

E-mail de trabalho aceito para apresentação no American College or Rheumatology meeting

2017 ACR/ARHP Annual Meeting
San Diego, CA • November 3-8

Tuesday, August 22, 2017

Dear Daniel Lobo,

We are pleased to inform you that the ACR/ARHP Abstract Selection Committee has accepted your abstract titled "Associations between Muscle Mass and Function with Bone Microarchitecture and Bone Strength in Postmenopausal Women" for presentation at the 2017 ACR/ARHP Annual Meeting, to be held in San Diego, CA, November 3-8.

ABSTRACT ACCEPTANCE INFORMATION

Program Type: ACR

Presentation Type: **Poster**

Session Title: Osteoporosis and Metabolic Bone Disease – Clinical Aspects and Pathogenesis Poster II

Session Date/Time: Monday, November 6, 2017; 9:00 AM - 11:00 AM*

Abstract ID: 66269

Abstract Title: Associations between Muscle Mass and Function with Bone Microarchitecture and Bone Strength in Postmenopausal Women

***PLEASE NOTE:** In rare instances, abstract presentation dates/times/locations are subject to change. The ACR will also send out a final presentation confirmation email to all accepted abstract presenters a few weeks before the meeting. **PRESENTING AUTHORS WILL RECEIVE FINAL ABSTRACT NUMBER AND PRESENTATION TIME IN MID-OCTOBER.**

To accept or decline this invitation, please click the link below:

<http://acr.confex.com/acr/2017/acr/extra/index.cfm?username=66269&password=693079&EntryType=Paper>

ANNUAL MEETING REGISTRATION

- Submitting an abstract or acceptance of an abstract does not register you or ensure hotel accommodations for the meeting. Presenting authors are responsible for registering for the meeting, paying the appropriate registration fees and arranging hotel accommodations.
- To receive the early bird rate, enter code **8FAS3BAP** during registration. **This registration code will expire on Tuesday, September 5.** Presenters registering after September 5 must pay the regular advance or onsite rate.
- If you have any registration questions, please contact the [ACR/ARHP 2017 Registration & Housing Support Center](#).
- Complete registration details are available on the [Registration Page](#) of our Annual Meeting website.