



**INSTITUTO POLITÉCNICO  
DE SAÚDE DO NORTE**

ESCOLA SUPERIOR DE SAÚDE DO VALE DO AVE

## **INFLUÊNCIA DA COMPOSIÇÃO CORPORAL NAS FORÇAS REATIVAS DO SOLO DURANTE O CAMINHAR DE MULHERES PÓS-MENOPÁUSICAS**

Trabalho apresentado ao curso de Mestrado em Podiatria do Exercício Físico e do Desporto do Instituto Politécnico de Saúde – Norte – Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa, para obtenção do grau de Mestre, sob orientação de Ronaldo Eugénio Calçada D. Gabriel (Professor Doutor) e co-orientação de Maria Helena Rodrigues Moreira (Professora Doutora)

Por

**Marisa Celeste da Silva Pereira**

Abril, 2013

## Ficha de catalogação

Pereira, M.C.S. (2013)

Influência da composição corporal nas forças reativas do solo durante o caminhar de mulheres pós-menopáusicas

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Podiatria do Exercício Físico e do Desporto da Escola Superior de Saúde do Vale do Sousa do Instituto Politécnico de Saúde do Norte

Gandra: 52 páginas

Orientador: Ronaldo Eugénio Calçada D. Gabriel – UTAD (Universidade de Trás-Os-Montes e Alto Douro)

Co-orientadora: Maria Helena Rodrigues Moreira – UTAD (Universidade de Trás-Os-Montes e Alto Douro)

1. BIOMECÂNICA
2. CAMINHADA
3. DENSIDADE ÓSSEA
4. CALCÂNEO
5. MENOPAUSA
6. OSTEOPOROSE
7. METABOLISMO BASAL
8. ENVELHECIMENTO

## Agradecimentos

É sempre difícil não esquecer de alguém, uma vez que várias pessoas acabam ainda que indiretamente fazerem parte dos nossos projetos, dos nossos sonhos. São todos aqueles que interagem conosco que nos dão ânimo, que nos dão coragem, alento e carinho para superar e transpor os obstáculos, para nos fazer perceber que somos capazes, ainda que o caminho a percorrer seja tortuoso. Mas sem dúvida que existem pessoas que nunca poderíamos deixar de mencionar, pessoas estas que acreditaram em mim, e que sem elas este projeto jamais nasceria. São elas: o **PROFESSOR DOUTOR RONALDO GABRIEL** e **PROFESSORA DOUTORA HELENA MOREIRA**, o meu muito obrigado pelo apoio, partilha do saber, disponibilidade, amizade e carinho que sempre me dispensaram e pelo vosso espírito crítico que contribuiu significativamente para a qualidade deste trabalho. Quero ainda sublinhar, que durante estes últimos anos o que realmente de mais importante e positivo me aconteceu a nível académico e a nível pessoal, foi conhecer-vos e só por isso valeu tudo neste mestrado tão turbulento. A todos os colegas que fizeram parte deste estudo, o meu muito obrigado, esperando num futuro próximo contar convosco para novos projetos. Ao meu **MARIDO** pela paciência que teve, principalmente nestes últimos meses. À minha família em geral, mas em particular à minha **MÃE**, a quem dedico este trabalho, e **IRMÃ**, pelo inesgotável carinho e compreensão. A alguns amigos muito especiais que participaram e me ajudaram neste projeto das mais variadas formas, ao **DR JOSÉ OLIVEIRA** e **DRª ELZA COELHO**, pela força e coragem para ultrapassar as inopinadas vicissitudes que foram surgindo ao longo deste período académico; ao vosso filho, **JONINHAS**, pela ajuda no inglês; à **DRª RAQUEL COELHO** também pelo seu apoio e amizade e à **MESTRE CONCEIÇÃO PINHO**, pela cooperação e disponibilidade.

A todos o meu muito obrigado pela vossa amizade e incondicional apoio.



## Publicações resultantes da dissertação de Mestrado

Moreira, H., Gabriel, R., Leite, A., Aragão, F., Fonseca, J., **Pereira, M.**, Faria, J. (2012). Ground reaction forces of postmenopausal women: influence of heel bone mineral density and regional soft lean mass. *Maturitas*, 71 (suppl 1): S98 (*Thomson ISI Journal Citation Reports 2011: IF=2,767, 5-Yr IF=2,320*).

**Pereira, M.**, Gabriel, R., Aragão, F., Fonseca, J., Leite, A., Faria, A., Moreira, H. (2013). Forças reativas do apoio durante o caminhar e densidade mineral óssea do calcâneo em mulheres pós-menopáusicas. In. R. Natal Jorge, J. Tavares, J. Belinha, M. Parente, P. Martins (Eds). *Livro de Resumos do 5º Congresso Nacional de Biomecânica* (pp. 177-178), Espinho, Portugal, ISBN 978-989-96276-3-5.

**Pereira, M.**, Gabriel, R., Aragão, F., Fonseca, J., Leite, A., Faria, A., Moreira, H. (2013). Forças reativas do apoio durante o caminhar e densidade mineral óssea do calcâneo em mulheres pós-menopáusicas. In. R. Natal Jorge, J. Tavares, J. Belinha, M. Parente, P. Martins (Eds). *Livro de Resumos do 5º Congresso Nacional de Biomecânica* (pp. 39-44), Espinho, Portugal, ISBN 978-989-96276-3-5.

**Pereira, M.**, Gabriel, R., Aragão, F., Fonseca, J., Leite, A., Faria, A., Moreira, H. (2013). Biomecânica do apoio durante o caminhar e densidade mineral óssea do calcâneo em mulheres pós-menopáusicas. In: 2º Seminário em Biomecânica, Saúde e Ambiente Sustentável: contribuições para uma marca de qualidade o projeto MARDUERO. Vila Real, 14 Maio 2013 – Comunicação oral aceite.



# Índice

Agradecimentos.....	III
Publicações resultantes da dissertação de Mestrado.....	V
Índice de Figuras .....	IX
Índice de Tabelas .....	XI
Listas .....	XIII
Abreviaturas.....	XIII
Símbolos.....	XV
Resumo .....	XVII
Abstract .....	XIX
Introdução.....	1
1 Revisão de Literatura.....	3
1.1 Terminologia associada à menopausa.....	3
1.2 Composição corporal na mulher pós-menopáusia .....	4
1.3 Adiposidade total e central.....	6
1.4 Condição muscular.....	7
1.5 Condição óssea .....	9
1.6 Avaliação da composição corporal .....	11
1.6.1 Bioimpedância Octopolar InBody 720.....	11
1.6.2 Ultrassons Sahara .....	14
1.6.3 Forças Reativas do Solo (FRS).....	16
1.7 Avaliação das forças reativas do solo com plataforma de forças.....	18
2 Metodologia .....	19
2.1 Amostra.....	19
2.2 Procedimentos.....	19

2.2.1	Forças reativas do solo .....	19
2.2.2	Composição corporal.....	20
2.3	Análise estatística .....	21
3	Resultados.....	23
4	Discussão .....	35
5	Conclusões.....	41
6	Referências bibliográficas.....	43

## Índice de Figuras

<b>FIGURA 1</b> – REPRESENTAÇÃO DE UM CORTE DE RM DA COXA DE UM ADULTO JOVEM ATIVO (EM CIMA) E DE UM IDOSO SEDENTÁRIO(EM BAIXO).....	8
<b>FIGURA 2</b> – APARELHO DE BIOIMPEDÂNCIA DE MULTIFREQUÊNCIA DA BIOSPACE (INBODY 720).....	13
<b>FIGURA 3</b> – APARELHO DE ULTRASSOM PARA AVALIAÇÃO DA CONDIÇÃO ÓSSEA A NÍVEL DO CALCÂNEO (SAHARA, HOLOGIC).....	15
<b>FIGURA 4</b> – PLATAFORMA DE FORÇAS E REPRESENTAÇÃO DAS FORÇAS OBTIDAS POR MEIO DOS SENSORES.....	18
<b>FIGURA 5</b> – GRÁFICOS COM OS COMPORTAMENTOS TÍPICOS DAS COMPONENTES VERTICAL (Fz) E ÂNTERO-POSTERIOR (Fy) DURANTE O CAMINHAR.....	20



## Índice de Tabelas

<b>TABELA 1</b> – IDADE, TEMPO DE MENOPAUSA, TAXA METABÓLICA BASAL E COMPOSIÇÃO CORPORAL NA AMOSTRA.....	23
<b>TABELA 2</b> – ANÁLISE DESCRITIVA DAS FORÇAS REATIVAS DO SOLO DURANTE O CAMINHAR (N=65).....	24
<b>TABELA 3</b> – VARIAÇÃO DAS FORÇAS REATIVAS DO SOLO DURANTE O CAMINHAR NAS MULHERES PÓS-MENOPÁUSICAS, EM FUNÇÃO DA CONDIÇÃO MÚSCULO-ESQUELÉTICA E CONTROLANDO PARA A IDADE E PARA A TAXA METABÓLICA BASAL.....	27
<b>TABELA 4</b> – COMPARAÇÃO DOS VALORES MÉDIOS DAS VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS DAS FORÇAS REATIVAS DO SOLO, EM FUNÇÃO DOS RESULTADOS DOCUMENTADOS NA TABELA 4 E DOS GRUPOS DEFINIDOS PARA A IDADE (<60 ANOS E ≥ 60 ANOS), TAXA METABÓLICA BASAL (TMB≤1278 KCAL/DIA E TMB >1278 KCAL/DIA) E CLASSIFICAÇÃO DO RISCO DE OSTEOPOROSE (T-SCORES≤ -1,9 DP E T-SCORE> -1,9DP).....	31



# Listas

## Abreviaturas

**ALT** – Altura

**ACT** – Água corporal total

**AMH** – Hormona anti-mulleriana

**BUA** – Atenuação ultrassónica

**DEXA** – Absorciometria radiológica de dupla energia

**DMOc** – Densidade mineral óssea do calcâneo

**DP** – Desvio padrão

**EPE** – Erro padrão de estimação

**FRS** – Forças reativas do solo

**FSH** – Hormona folículo-estimulante

**Fy** – Componente ântero-posterior

**Fx** – Componente médio-lateral

**Fz** – Componente vertical

**Fz1** – Força máxima vertical durante a fase de transferência de suporte

**Fz2** – Força mínima vertical

**Fz2/Fz1** – Quociente de Fz2 com Fz1

**Fz2/Fz3** – Quociente de Fz2 com Fz3

**Fz3** – Força máxima vertical durante a fase final de suporte

**I<sub>acel</sub>** – Impulso de aceleração

**IC** – Indicador de condição

**IFy1** – Impulso até Fy1

**IFy2** – Impulso do ponto zero até Fy2

**IFz1** – Impulso até Fz1

**IFz2** – Impulso até Fz2

**IFz3** – Impulso até Fz3

**IMC** – Índice de massa corporal

**IMME** – Índice de massa muscular esquelética

**I<sub>total</sub>** – Impulso total

**I<sub>trav</sub>** – Impulso de travagem

**MG** – Massa gorda

**MIG** – Massa isenta de gordura

**MIGO** – Massa isenta de gordura e osso

**MIGO<sub>mi</sub>** – Massa isenta de gordura e osso nos membros inferiores

**MIGO<sub>ms</sub>** – Massa isenta de gordura e osso nos membros superiores

**MIGO<sub>t</sub>** – Massa Isenta de Gordura e Osso no tronco

**MM** – Massa magra

**MME** – Massa muscular esquelética

**OMS** – Organização Mundial de Saúde

**P** – Peso

**PC** – Peso corporal

**PM<sub>acel</sub>Fy2** – Pico máximo de aceleração

**PM<sub>trav</sub>Fy1** – Pico máximo de travagem

**PV** – Proporção de variação

**QUI** – Índice Ultrassónico

**R<sup>2</sup> Ajustado** – Coeficiente múltiplo ajustado ao número de preditores

**SOS** – Velocidade propagação do som

**TAC** – Tomografia axial computadorizada

**TFy1** – Tempo até Fy1

**TFz1** – Tempo até Fz1

**TFz2** – Tempo até Fz2

**TFz3** – Tempo até Fz3

**TH** – Terapia hormonal

**TM** – Tempo de menopausa

**TMB** – Taxa metabólica basal

**T<sub>picoacel</sub>** – Tempo até ao pico de aceleração

**T<sub>total</sub>** – Tempo total de apoio

**T<sub>trav</sub>** – Tempo de travagem

**Tx<sub>des</sub>Fz3** – Taxa de desincremento a partir de Fz3

**Tx<sub>inc</sub>Fz1** – Taxa de incremento até Fz1

**VIF** – Fator de inflação da variância

## **Símbolos**

**$\beta$**  – Coeficiente estandardizado



## Resumo

**Contextualização:** As forças reativas do solo indicam a magnitude e a duração da carga aplicada sobre o sistema músculo-esquelético, quando em contato com o solo, permitindo a análise de mecanismos associados à redução da mobilidade.

**Objetivos:** Examinar a influência da composição corporal nas forças reativas do solo, durante o caminhar de mulheres pós-menopáusicas, controlando a idade e a taxa metabólica basal.

**Métodos:** A amostra incluiu 65 mulheres ( $60,08 \pm 4,28$  anos), sendo os dados das forças reativas do solo obtidos com a plataforma de forças Kistler 9281B. A composição corporal foi avaliada por bioimpedância e por ultrasonometria quantitativa ao nível do calcâneo. A análise estatística abrangeu modelos de regressão *stepwise* e testes *t* para amostras independentes (ou Mann-Whitney), sendo a significância estabelecida a  $p < 0,05$ .

**Resultados:** A densidade mineral óssea do calcâneo revelou um número saliente de associações significativas com os parâmetros biomecânicos, principalmente com a travagem e a propulsão no sentido do deslocamento, não sendo observadas diferenças nestes em função do risco de osteoporose. As mulheres com maior dispêndio energético executam uma travagem mais intensa e prolongada, em simultâneo com um aumento menos célere da carga externa vertical, durante a fase de transferência do apoio. As mais velhas apresentam uma maior sobrecarga na fase de transferência do suporte e alterações no padrão de caminhar.

**Conclusões:** Os resultados sugerem que a idade, a taxa metabólica basal e, em particular, a densidade mineral óssea do calcâneo, influenciam as forças reativas do solo nas mulheres pós-menopáusicas, devendo ser consideradas na prevenção de lesões músculo-esqueléticas.

**Palavras-chave:** BIOMECÂNICA; CAMINHADA; DENSIDADE ÓSSEA; CALCÂNEO; MENOPAUSA; OSTEOPOROSE; METABOLISMO BASAL; ENVELHECIMENTO.



## Abstract

**Background:** The ground reaction forces indicate the magnitude and duration of the applied load on the musculoskeletal system, when in contact with the ground, allowing the analysis of the mechanisms associated with the mobility reduction.

**Objectives:** Examine the influence of the body composition on the ground reaction forces during the process of walking on postmenopausal women, controlling the age and basal metabolic rate.

**Methods:** The sample includes 65 women ( $60,08 \pm 4,28$  years), being the data from the ground reaction forces obtained with the Kistler 9281B forces platform. The body composition was evaluated by bioimpedance and quantitative ultrasonometry on the calcaneus level. The statistical analysis includes the *stepwise* regression models and *t* tests for the independent samples (or Mann-Whitney), the established significance was  $p < 0,05$ .

**Results:** The calcaneus bone mineral density showed a significant number of significant associations with the biomechanical parameters, especially with the braking and propulsion on the moving direction, while no differences were observed regarding this matter on the risk of osteoporosis. The women with the biggest energy expenditures execute a more intense and long braking, simultaneously with a slower loading rate increase during the support transfer phase. The older women present a higher overload on the support transfer phase and changes in the walking pattern.

**Conclusions:** The results suggest that the age, the basal metabolic rate, and in particular, the calcaneus bone mineral density, influence the ground reaction forces on postmenopausal women and should be considered on the musculoskeletal injuries.

**Keywords:** BIOMECHANICS; WALKING; BONE DENSITY; CALCANEUS; MENOPAUSE, OSTEOPOROSIS; BASAL METABOLIC; AGING.



## Introdução

A menopausa é caracterizada pela suspensão da menstruação, resultante da redução gradual da produção de estrogénios ováricos (Tchernof, Poehlman et al. 2000), representando o final da fase reprodutiva da mulher (Utian 2004). É considerada natural, após 12 meses consecutivos de amenorreia permanente, sem causa patológica ou fisiológica, e ocorrendo habitualmente por volta dos 51 anos (Pasquali, Casimirri et al. 1994). Devido ao hipoestrogenismo crónico que acompanha a mulher no último terço da sua vida, são evidentes os efeitos causados pelo défice de estrogénio, nomeadamente ao nível da composição corporal (Bonganha, Santos et al. 2008). A menopausa, associada ao envelhecimento e a outros fatores acomunados ao estilo de vida da mulher (redução do consumo de proteínas, restrição dos níveis de atividade física habitual, etc.) geram nesta um aumento dos níveis de adiposidade, particularmente na região intra-abdominal e comprometem a sua condição muscular e óssea, com implicações adversas na sua qualidade de vida.

O exercício físico melhora o equilíbrio, a coordenação, o padrão de locomoção associado ao caminhar, a flexibilidade, a postura e o tempo de reação, conservando as componentes de massa isenta de gordura (MIG), nomeadamente da massa muscular esquelética (MME), e limitando a perda de densidade mineral óssea (DMO) (Moreira and Sardinha 2003). Com a menopausa os ossos vão perdendo a sua capacidade de suporte e absorção de impactos podendo, mais frequentemente, surgir fraturas, principalmente como resposta a forças de tração e torção (Bono and Einhorn 2003). O tecido ósseo responde eficazmente ao exercício físico (Chaves, Gomes et al. 2005), no entanto a sua ausência associado a outros fatores, resultam em perda da densidade mineral do osso e de outros componentes da massa isenta de gordura, agravando o aumento dos níveis de adiposidade na mulher (Cadore, Brentano et al. 2005).

A caminhada é um exercício de eleição prescrito para mulheres pós-menopáusicas, com baixa intensidade de sustentação de peso e com reduzidos riscos de possíveis lesões, ao contrário de outros exercícios de intensidade mais elevada que podem originar mais facilmente uma queda e conseqüentemente uma fratura osteoporótica. Comparativamente com outras atividades de locomoção humana, como o ciclismo e a natação, também utilizadas como forma de exercício, a caminhada implica uma maior carga sobre o sistema músculo-esquelético e deste modo um maior efeito osteogénico (Pinto Neto, Soares et al. 2002).

As forças reativas do solo (FRS) são definidas pela carga externa aplicada no sistema músculo-esquelético durante a locomoção bípede, modificando o seu comportamento devido às alterações na composição corporal (Messier, Ettinger et al. 1996).

Neste estudo foi avaliada a DMO do calcâneo ( $DMO_c$ ), uma vez que este osso apresenta funções de amortecimento, absorção e transmissão de energia provenientes do contacto do pé com o solo. O amortecimento e a absorção de energia mecânica devem-se essencialmente à pronação, movimento do pé efetuado pela articulação subastragalina (calcâneo e astrágalo), sendo um dos mecanismos do pé utilizados durante a caminhada para atenuar a carga exercida no corpo em contacto com o solo (Perry and Lafortune 1995). Sendo um dos ossos do pé que suporta mais carga, a sua localização favorece o processo de remodelação óssea desta estrutura (Maïmoun and Sultan 2011). As alterações a nível da microarquitetura óssea inerentes a um processo osteoporótico tornam-se um potencial fator de risco para uma fratura do calcâneo, nomeadamente em situações de fadiga associadas ao risco de queda (Medeiros, Henao et al. 2008). O tempo de recuperação duma fratura do calcâneo priva o paciente de caminhar, com repercussões no sistema músculo-esquelético (atrofiamento muscular, enfraquecimento ósseo, edema residual e mau alinhamento do pé e retropé), originando possíveis limitações e alterações no padrão do caminhar (Medeiros, Henao et al. 2008).

O conhecimento da associação entre a carga externa no sistema músculo-esquelético (FRS) e a adaptação óssea funcional ao nível do calcâneo ( $DMO_c$ ) pode contribuir para o desenvolvimento de parâmetros de aplicação clínica como meios auxiliares de diagnóstico da relação entre atividades de carga do sistema músculo-esquelético e a geração de tensões ósseas (RasKin, Pinto Neto et al. 2000). Ou seja, a análise do comportamento das FRS poderá ser considerado como um meio auxiliar de diagnóstico do caminhar, não só numa perspetiva funcional, e de controlo motor, mas também em relação aos aspetos estruturais do sistema músculo-esquelético.

Tanto quanto é do nosso conhecimento não existem estudos publicados sobre esta associação como meio auxiliar de diagnóstico. Assim sendo, o objetivo principal deste trabalho foi estudar a associação de vários indicadores de carga externa a que o sistema músculo-esquelético é submetido durante o caminhar, provenientes da análise do comportamento da FRS, com algumas variáveis da composição corporal, nomeadamente a  $DMO_c$  em mulheres pós-menopáusicas.

# 1 Revisão de Literatura

## 1.1 Terminologia associada à menopausa

O CLIMATÉRIO é definido pela transição da fase reprodutiva da mulher para uma não reprodutiva, decorrendo da exaustão dos folículos ovários e da redução gradual dos níveis de estradiol, originando a interrupção definitiva dos ciclos menstruais.

A fase inicial da TRANSIÇÃO DA MENOPAUSA é caracterizada pelo aumento do tempo dos ciclos menstruais, por acentuados níveis da hormona folículo-estimulante (FSH, glicoproteína produzida na hipófise que estimula o crescimento e o recrutamento dos folículos nos ovários) e por níveis reduzidos da hormona antimulleriana (AMH, impede o excessivo recrutamento folicular pela FSH). Na sua fase mais tardia, a transição da menopausa, com uma duração total de 1 a 3 anos, é definida pela presença de ciclos menstruais irregulares e pela frequente ausência de ovulação (Harlow, Gass et al. 2012).

A menopausa pode ser classificada como NATURAL, após o período de 12 meses consecutivos de amenorreia (ausência de menstruação), sem causa patológica ou fisiológica reconhecida; ou INDUZIDA quando é desencadeada por ooforectomia bilateral (remoção dos dois ovários) ou por adulteração da função ovárica, resultante de fatores externos como a radiação ou a quimioterapia (Harlow, Gass et al. 2012). No caso das mulheres com menopausa natural, a redução de estrogénios decorre de forma mais gradual, comparativamente com as que apresentam menopausa induzida, estando estas últimas mais propensas a desenvolver doenças cardiovasculares e osteoporose (Rosenberg, Hennekens et al. 1981).

A PÓS-MENOPAUSA inclui uma fase inicial e outra mais tardia. A primeira abrange 3 subfases, caracterizadas do seguinte modo: 1a – estende-se desde o final do período menstrual até 12 meses consecutivos de amenorreia; 1b – subfase com uma duração média de 2 anos em que ocorrem profundas alterações dos níveis da FSH e do estradiol e; 1c – subfase que se estende por 3 a 6 anos e em que os níveis das hormonas anteriormente referidas estabilizam. A pós-menopausa acompanhará a mulher no restante período de vida útil, sendo marcada pela presença de atrofia urogenital (Harlow, Gass et al. 2012).

Relativamente ao tempo de menopausa, esta pode ser classificada como ANTECIPADA, quando ocorre antes dos 45 anos de idade, ou prematura / PRECOCE quando ocorre antes dos 40 anos independentemente da sua natureza. Ambos os tipos estão

associados ao aparecimento de problemas de saúde, como doenças cardiovasculares, osteoporose, entre outras (Moreira and Sardinha 2003).

Com a aproximação da menopausa um grande número de mulheres experimenta determinados sintomas, em geral transitórios e inócuos, no entanto muito desconfortáveis e por vezes incapacitantes, nomeadamente os que dizem respeito ao foro emocional.

A terapia hormonal (TH) permite minimizar/prevenir as mudanças decorrentes das alterações hormonais associadas à menopausa, devendo a sua prescrição clínica ser individualizada de acordo com a condição clínica da mulher e da sintomatologia resultante do hipoestrogenismo. A TH envolve um conjunto muito diversificado de produtos e pode ser administrada por via oral, transdérmica, nasal, vaginal e intramuscular, resultando em diferentes benefícios e riscos associados (Sturdee and Pines 2011).

## **1.2 Composição corporal na mulher pós-menopáusia**

A composição corporal refere-se à divisão da massa corporal em compartimentos fisiológicos relevantes, assumindo os modelos bicompartimentais proporções e densidades distintas para a massa gorda (MG) e para a massa magra (MM), água, proteína e mineral (Fragoso and Vieira 2000).

As vantagens relacionadas com a sua avaliação prendem-se com a monitorização das mudanças dos componentes da massa corporal associadas ao crescimento, ao envelhecimento e à presença de determinadas patologias e à sua aplicação na prescrição e monitorização do exercício e da dieta (Heyward and Wagner 2004).

A composição corporal pode ser examinada de acordo com vários níveis organizacionais. De forma direta, *in vivo* podem ser diferenciados 5 níveis: anatómico, molecular, celular, tecidos, órgãos e sistemas e corpo inteiro, adaptados por Wagner et al, 1992 e citados por Hawes in Eston & Reilly, 1996 (Böhme 2000).

O NÍVEL I ou ANATÓMICO é constituído por aproximadamente 50 elementos, dos quais 98% são a combinação de oxigénio, carbono, hidrogénio, sódio, cálcio, fósforo e os restantes 2% perfazem a massa corporal. A principal importância do nível anatómico é a sua relação de elementos específicos com os outros níveis de organização corporal.

O NÍVEL II ou MOLECULAR é composto por mais de 100 000 componentes químicos que podem ser reduzidos a 5 grupos principais: lípidos, água, proteínas, hidratos de carbono e minerais, osso e tecidos moles. É também conhecido como o modelo químico dos 4 componentes (Heyward and Stolarczik 1996).

O NÍVEL III ou CELULAR ocupa o primeiro lugar na organização anatômica da composição corporal, sendo também considerado por outros autores como o modelo dos fluídos metabólicos (Heyward and Stolarczik 1996). É composto por 3 componentes: adipócitos, miócitos e osteócitos.

O NÍVEL IV corresponde aos TECIDOS, ÓRGÃOS E SISTEMAS, conferindo diferentes níveis de complexidade, sendo a base dos diferentes tipos de tecidos. Correspondem a quatro tipos de tecidos existentes: conjuntivo, epitelial, muscular e nervoso. O tecido adiposo e o ósseo são tipos distintos de tecido conjuntivo. Juntamente com o tecido muscular correspondem a cerca de 75% do total da massa corporal.

O NÍVEL IV foi preconizado por Heyward & Stolarczyk (1996) como o modelo anatômico dos 4 componentes.

O NÍVEL V corresponde ao corpo no seu todo, relativamente ao seu tamanho, forma superfície, densidade e características externas, podendo estas ser medidas através da antropometria (medidas antropométricas) e ser dividido por segmentos: tronco, membros e cabeça.

Estes diferentes níveis de organização estão interrelacionados, pois possibilita associações quantitativas que ajudam na estimativa de componentes previamente desconhecidos. Estas inter-relações entre os diferentes níveis também permitem verificar erros de interpretação de dados recolhidos nos diferentes níveis.

O tecido adiposo é formado por 83% de massa gorda, 15% de água e 2% de proteínas, estando a sua ampliação associada à hipertrofia e à hiperplasia dos adipócitos.

A massa gorda inclui os lípidos essenciais e os não essenciais ou gordura. Os primeiros encontram-se na medula óssea, no sistema nervoso central, nas glândulas mamárias e noutros órgãos, representando 10% do total dos lípidos e sendo fosfolípidos. Em relação aos não-essenciais, eles reproduzem os lípidos que podem ser extraídos do tecido adiposo, constituindo triglicéridos e sendo encontrados a nível subcutâneo, visceral e muscular.

Não existe nenhum método *in vivo* capaz de medir a quantidade de tecido adiposo. Contudo, alguns equipamentos como a tomografia axial computadorizada (TAC), e a ressonância magnética conseguem estimar com bastante rigor a quantidade de tecido adiposo e de outros tecidos do corpo (Heyward and Stolarczik 1996).

### **1.3 Adiposidade total e central**

Após os 50 anos e com a instalação da menopausa, a mulher apresenta uma tendência para aumentar de peso, podendo estar relacionado com a diminuição das necessidades energéticas em repouso. A depleção estrogénica origina uma diminuição da atividade metabólica, na quantidade de massa magra e do consumo energético durante o exercício, estimulando a acumulação de tecido adiposo, predispondo as mulheres para um maior risco de desenvolver doenças cardiovasculares e obesidade (Poehlman and Tcherno 1998).

Para além do aumento do peso corporal, a menopausa tem sido associada a uma maior acumulação de gordura a nível central (obesidade abdominal). O padrão da morfologia corporal altera-se (padrão androide), pois a enzima lipoproteína lipase passa a atuar mais eficazmente a nível abdominal, diminuindo a sua atividade a nível das ancas (Pollock and Wilmore 1993). O tecido adiposo abdominal, tanto a nível morfológico como metabólico é distinto do tecido adiposo localizado noutras regiões do corpo (Moreira and Sardinha 2003). É composto pelo tecido adiposo portal, que inclui a gordura intraperitoneal cuja drenagem é efetuada para a veia portal hepática. O tecido adiposo não-portal que corresponde à gordura subcutânea abdominal e a gordura retroperitoneal, a drenagem é feita pela circulação sistémica.

A obesidade é uma doença crónica sendo um grave problema para a saúde, aumentando o risco de morte prematura ou de doenças graves não letais, no entanto debilitantes que afetam diretamente a qualidade de vida das mulheres. No período pós-menopausa são comuns os desconfortos a nível articular, sobrecarregando o restante sistema músculo-esquelético que ao longo do tempo condiciona a vida das mulheres. O sistema osteoarticular, em pessoas com excesso de peso apresenta uma maior incidência de osteoartrose (Mcinnis 2000), nomeadamente a nível dos joelhos e tornozelos, causando dor e desconforto, comprometendo a agilidade e o equilíbrio durante a locomoção. É característico nesta fase da vida das mulheres, uma alteração no seu estilo de vida, adotando um estilo sedentário, com alterações nos hábitos alimentares, que contribuem significativamente para a elevada prevalência de sobrepeso e obesidade, assim como outras doenças metabólicas (diabetes, hipertensão, etc.). A diminuição do metabolismo basal associado à redução dos níveis de atividade física origina um aumento da adiposidade total e central, ficando a mulher mais predisposta a desenvolver diabetes do tipo II devido à redução da sensibilidade dos tecidos à insulina (Greenlund and Nair 2008).

Estudos epidemiológicos têm demonstrado uma forte associação entre a obesidade e a falta de prática de atividade física (Gustat, Srinivassan et al. 2002). Esses estudos demonstraram que os benefícios apresentados pela atividade física sobre a diminuição ou controle do peso corporal e até mesmo como prevenção ao aparecimento dessa doença podem ser atingidos com exercícios de intensidade baixa, moderada ou alta, independentemente do tipo de atividade física que se pratica. No entanto a prática de exercício físico de intensidade moderada a vigorosa faz abrandar o aumento de adiposidade total e central.

Para a prevenção e combate ao acúmulo de adiposidade, é importante que o gasto energético seja superior ao consumo energético diário, não sendo apenas suficiente diminuir a quantidade de ingestão de alimentos através da dieta alimentar, mas sobretudo é imprescindível o aumento da atividade física praticada. Segundo ACSM (American College of Sports Medicine), somente a prática de exercício físico sem restrições alimentares tem um efeito significativo sobre a massa corporal total e massa gorda. No entanto, a reeducação alimentar e a prática de exercício físico regular são a fórmula perfeita para prevenir e controlar o peso corporal (ACSM 2001).

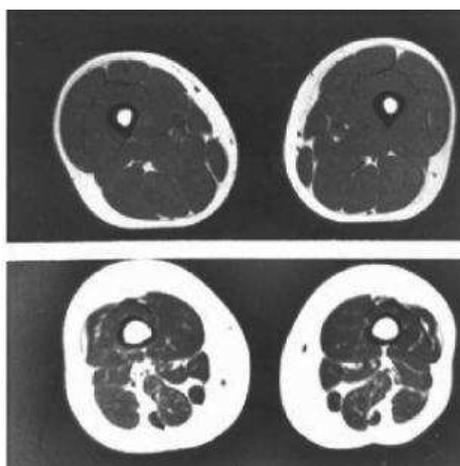
Também a terapia de reposição hormonal na mulher pós-menopausa pode atenuar o aumento do peso com a idade e diminuir os níveis de adiposidade central. Alguns autores afirmam que o aumento da gordura a nível abdominal está independente do perfil lipídico e lipoprotéico, tendo a terapia hormonal a capacidade de reduzir a leptina para valores idênticos aos verificados antes de ocorrer a menopausa (Di Carlo, Tommaselli et al. 2000).

## **1.4 Condição muscular**

O sistema músculo-esquelético representa cerca de 50% do peso corporal total, sendo conhecido como o maior tecido do corpo humano (Nader 2005). A massa muscular esquelética é um componente extremamente importante para o estudo da condição de saúde e estado nutricional da mulher pós-menopáusia. Trata-se de um tecido metabolicamente ativo, ou seja, o tamanho e a composição bioquímica de uma fibra muscular esquelética podem ser modificados devido a vários fatores. A sua composição e função muscular podem ser alteradas como consequência ao aumento da atividade física, inatividade e ao processo de envelhecimento (Powers and Howley 2009).

O envelhecimento está associado a uma perda da massa muscular denominado por sarcopenia. Esta reflete a perda da proteína muscular associada à diminuição da força, massa e velocidade de contração muscular. Segundo Rolland e Vellas (Rolland

and Vellas 2009), após os 50 anos a massa muscular diminui 1% a 2% ao ano e a força em 1,5% por ano e após os 60 anos, essa perda vai para os 3% ao ano. Este declínio está também associado a uma diminuição da atividade física na mulher pós-menopáusia que associados a um déficit do consumo de proteínas e de vitamina D podem originar um comprometimento da condição muscular na mulher, originar uma redução na força muscular, aumentando o risco de quedas e consequentemente de fraturas osteoporóticas, cuja taxa metabólica basal (TMB) tende a diminuir, apresentando deficiências na regulação da glicose e diminuição geral na habilidade e capacidade de realizar tarefas básicas do cotidiano. A diminuição da MME interfere negativamente na densidade óssea, agravando o seu declínio com a redução acentuada na produção de estrogénios, principalmente neste período característico da classe feminina. A partir dos 40 anos, a mulher apresenta uma perda aproximadamente de 5% da massa muscular por cada 10 anos (Jassen, Heymsfield et al. 2000, Moreira 2008), mas após os 65 anos esse declínio é mais rápido e evidente, principalmente a nível dos membros inferiores. Por volta dos 50 anos, a perda muscular ronda os 10%, mas aos 70 anos essa perda passa para os 40%, sendo que a diminuição da massa e da função muscular é mais propensa em pessoas sedentárias e com tendência a afetar mais especificamente as fibras de contração rápida ou tipo II, enquanto as de contração lenta, fibras do tipo I encontram-se pouco afetadas, ocorrendo em simultâneo um aumento da gordura intramuscular e do tecido conjuntivo (Vandervoort 1992).



**Figura 1:** Representação de um corte de RM da coxa de um adulto jovem ativo (em cima) e um idoso sedentário (em baixo). A parte branca que envolve a cinza corresponde à quantidade de gordura subcutânea e intramuscular. (Adaptado de Boubenoff R.)

Segundo Vandervoort (Vandervoort 1992), a atrofia das fibras do tipo II pode ser a causa para o maior risco de fratura da anca, uma vez que as pessoas com mais idade adotam um caminhar mais lento. Este tipo de fibras são solicitadas para situações de

emergência, contribuindo para o tempo de reação e resposta a um determinado estímulo, podendo neste caso comprometer o estado de equilíbrio. Verifica-se que a área das fibras do tipo II é menor nos membros inferiores comparativamente com as dos membros superiores, principalmente em mulheres.

A origem da causa da perda da MME também está relacionada com a diminuição da hormona de crescimento (importante na promoção do crescimento da MME), diminuição dos níveis de atividade física, alterações nutricionais e fatores do foro neurológico (Powers and Howley 2009). Similarmente, a diminuição da TMB com o aumento da idade pode ser resultado das alterações na composição corporal nas mulheres no período pós-menopausa. A partir dos 20 anos as mulheres sofrem uma diminuição da TMB em cerca de 2% por década, tendo influência direta no declínio da MME, verificando-se também um aumento da gordura corporal e alterações evidentes na DMO e tende a reduzir em cerca de 100 kcal/dia na transição para a pós-menopausa (Poehlman 2002). A sarcopenia é mais evidente nas mulheres com osteopenia, mas mais ainda nas que sofrem de osteoporose, passando estas a estar mais propensas a um maior risco de queda (Walsh, Hunter et al. 2006). A prática de exercício físico, especificamente o de resistência é considerado o mais eficaz para aumentar a massa e a força muscular, principalmente em pessoas mais velhas (Borst 2004).

## **1.5 Condição óssea**

Após a DMO atingir o seu pico máximo, esta tende a diminuir em ambos os sexos, no entanto o sexo feminino é o mais afetado. Nos homens, a diminuição da massa óssea ocorre por volta dos 50 anos e de forma gradual, cerca de 0,4% a 0,5% por ano. Já nas mulheres, ocorre uma perda de 0,5% a 1% ao ano até à instalação da menopausa. Nos 5 anos após a amenorreia permanente, a perda óssea ronda os 2% a 4% ao ano (Bono and Einhorn 2003), posteriormente a este período, a percentagem de perda de massa óssea volta a ser 1% ao ano.

A DMO está claramente identificada na literatura e o diagnóstico baseado no T-score é recomendado para a prescrição de medidas direcionadas para a melhoria da condição óssea. O T-score quantifica a diferença entre o valor individual da DMO por cm<sup>2</sup> de osso e o valor médio desta variável, tendo como referência os 30 anos, para adultos do mesmo género e raça. A associação da menopausa e uma queda acentuada dos níveis de estrogénio originam uma perda da mineralização óssea, com redução da DMO e um aumento do risco de osteopenia e osteoporose, sendo agravada com a falta de exercício físico (WHO 2007). O estrogénio é um regulador conhecido dos

músculos e dos ossos. A sua diminuição devido à menopausa tem um impacto profundo sobre o sistema músculo-esquelético (Morse, Battaglini et al. 2013). A osteoporose caracteriza-se por uma diminuição do conteúdo mineral ósseo, causando porosidade e fragilidade óssea, sendo considerada na mulher pós-menopáusicas uma doença metabólica sistémica, que se torna cada vez mais frequente e de grande impacto social e económico. A prevalência e o risco de fratura, por osteoporose, varia de acordo com o sexo e a raça, sendo as mulheres de raça branca e pós-menopáusicas as que apresentam uma maior incidência de fraturas. Após atingirem os 50 anos, 30% das mulheres poderão sofrer de alguma fratura de origem osteoporótica ao longo da vida (Radominski, Pinto-Neto et al. 2004).

Os exercícios prescritos e orientados para a esta doença, apresentam resultados positivos, retardando a perda da DMO, após um ano de intervenção. Segundo Feskanich et al (Feskanich, Willett et al. 2002), a caminhada, devido ao facto de se encontrar presente na maior parte das atividades do quotidiano, deve ser recomendada como uma forma de exercício na prevenção e/ou tratamento da osteoporose em mulheres pós-menopáusicas. As mulheres que aumentam cerca de 4 horas por semana a sua atividade física, reduzem significativamente o risco de fratura da anca em 41%, comparativamente com as mulheres pós-menopáusicas que permanecem sedentárias.

O exercício físico influencia positivamente na massa óssea e na geometria do osso em mulheres pós-menopáusicas, no entanto este efeito está dependente de uma continuada e assídua participação no exercício (Hamilton, Swan et al. 2010).

A prescrição de exercícios para mulheres pós-menopáusicas com risco de osteoporose devem ser orientados no sentido de melhorar o equilíbrio, a coordenação, o ato de caminhar, a flexibilidade, a agilidade, a postura e o tempo de reação no sentido de reduzir as quedas, devendo estes exercícios ser complementados com atividades físicas com reforço muscular mas principalmente com suporte ativo do peso corporal (Province 1995).

O exercício físico com o suporte ativo do peso corporal, como caminhada, dança, step, aeróbica, entre outros, revelam-se importantes no desenvolvimento de maiores forças reativas do solo apresentando mais benefícios quando comparados com outro tipo de formas de locomoção humana, como a natação ou o ciclismo (Sinaki 1989). No entanto em caso de mulheres com osteoporose deverão ser reduzidos ou retirados da sua prática de atividade física os movimentos de alto impacto, diminuindo os fatores de risco de queda.

## 1.6 Avaliação da composição corporal

A avaliação dos compartimentos da massa corporal na mulher após a menopausa assume particular importância na quantificação, na prescrição do exercício e na monitorização da modificação dos referidos compartimentos associada ao processo de envelhecimento, à presença de determinadas patologias e/ou à aplicação de programas de controlo do peso corporal (Moreira and Sardinha 2003). A avaliação da composição corporal realizada neste estudo foi através do método da análise da bioimpedância octopolar InBody 720 e para a avaliação da densidade mineral óssea a nível do calcâneo, foi utilizado um sonómetro Sahara.

### 1.6.1 Bioimpedância Octopolar InBody 720

A bioimpedância elétrica (BIA) é um método para a avaliação da composição corporal. Trata-se de um método simples, não invasivo e relativamente económico, não exigindo um nível de formação técnica muito elevado para o seu manuseamento. Foi no início da década de 60 que foram estabelecidos os seus princípios básicos.

Utilizando este método para a avaliação da composição corporal, uma corrente elétrica de baixa intensidade passa por todo o corpo do indivíduo, sendo lidos os valores de resistência que o corpo oferece à passagem da referida corrente e os valores de armazenamento da carga elétrica por parte de algumas estruturas do corpo (pulmões, ossos, etc.). A água corporal total (ACT) do indivíduo pode ser estimada a partir do método de impedância pois a água existente no corpo é um excelente condutor de corrente elétrica. Quando o volume de água corporal total é muito elevado, a corrente flui mais facilmente pelo corpo gerando menores valores de resistência, sendo esta maior em indivíduos com elevados níveis de adiposidade corporal. Como a quantidade de água é elevada na MIG (cerca de 73% nos adultos), esta variável pode ser calculada a partir da estimativa da ACT. Sujeitos com elevados níveis de MIG e de ACT apresentam uma menor resistência ao fluxo da corrente elétrica pelo corpo, comparativamente àqueles que evidenciam uma menor proporção desta componente da massa corporal (Heyward and Wagner 2004).

A análise da composição corporal através do método de BIA pressupõe que o corpo humano seja comparado a um cilindro perfeito a uma frequência de 50 kHz. Sendo assim, a impedância ( $Z$ ) ao fluxo da corrente pelo corpo é diretamente proporcional ao tamanho ( $L$ ) do condutor (altura) e inversamente proporcional à área da sua secção transversa ( $A$ ):  $Z=p (L/A)$ , em que  $p$  é a resistência específica dos tecidos corporais (Heyward and Wagner 2004).

A aplicação desta equação não será perfeitamente adaptada ao corpo humano devido à sua complexa forma geométrica. A resistência específica ( $\rho$ ) não é constante, observando-se variações significativas entre os distintos segmentos corporais, devido às diferenças existentes na composição dos tecidos, níveis de hidratação e concentração de eletrólitos (Kushner, Schoeller et al. 1992). Segundo Chumlea et al (1988) (Chumlea, Baumgartner et al. 1988) a resistência específica do tronco é duas a três vezes superior à das extremidades; a resistência específica dos braços e das pernas é superior nos adultos em relação às crianças e; a dos indivíduos com excesso de adiposidade mais elevada em comparação com os sujeitos com %MG normal.

A avaliação da composição corporal através do método de bioimpedância baseia-se no princípio que os tecidos biológicos funcionam como condutores ou isoladores da corrente elétrica e que esta tem tendência a seguir o caminho que lhe oferece menor resistência (Heyward and Wagner 2004).

A precisão do método de bioimpedância encontra-se condicionada por fatores que incluem a satisfação das normas de preparação da amostra e a aplicação dos adequados procedimentos na avaliação. As condições de preparação são as seguintes: a) estar em jejum até 4 horas antes do teste (não comer nem beber); b) não praticar exercício físico moderado ou intenso num período de 12 horas que antecedem o teste; c) urinar 30 minutos antes do teste; d) não consumir bebidas alcoólicas num período de 48 horas antecedentes ao teste; e) não administrar medicamentos diuréticos, ou alimentos com cafeína, antes da avaliação, a não ser que sejam por indicação médica; f) não realizar o teste em mulheres que estejam na fase do período menstrual (Heyward and Wagner 2004).

A precisão e exatidão das medições através do método de BIA são afetadas por algumas fontes de erro: a) variabilidade devido ao estado de hidratação do indivíduo, sendo reconhecido que a desidratação aumenta a resistência (Lukaski 1989); b) intensidade e duração do exercício físico realizado pelo sujeito antes da avaliação (exercício de intensidade moderada durante 90-120 minutos diminui significativamente a resistência, devido ao facto de haver maior perda de água corporal através da transpiração, do ar expirado e derivado ao aumento da temperatura interna do corpo e da pele); c) em mulheres que apresentam aumento de peso corporal relativamente grande durante o período menstrual, em que parte substancial deste aumento de peso deve-se ao aumento da ACT (Bun, Lohman et al. 1989).

A precisão na determinação da avaliação da composição corporal deste método não está apenas dependente da exatidão com que se efetuam as respetivas medições,

mas provêm também do cuidado no registo de variáveis adicionais como o peso e a estatura, assim como a escolha das equações preditivas em função da idade, do género e da etnia (Heyward and Stolarczik 1996).

A avaliação do aparelho InBody 720 foi comparada com a absorciometria radiológica de dupla energia (DEXA) e conclui-se que é muito preciso e fiável e útil como aparelho de análise de composição corporal, isto devido ao facto de que a tecnologia aplicada neste modelo ser mais avançada que o método de BIA tradicional. Vários autores demonstraram que a BIA octopolar oferece estimativas precisas relativamente à ACT, água extracelular e composição corporal total e regional em indivíduos saudáveis (Bedogni, Malavolti et al. 2002, Malavolti, Muss et al. 2003, Medici, Muss et al. 2005) e em pacientes de diálise peritoneal, desde que, neste caso, sejam utilizadas equações específicas para esta população (Medici, Muss et al. 2005).

O sistema de BIA octopolar devido aos seus elérodos adicionais aumenta a precisão na estimação da percentagem de MG (Piotrobelli, St. Onge et al. 2004), constituindo também um excelente instrumento de apreciação da condição muscular (Bedogni, Malavolti et al. 2002, Malavolti, Muss et al. 2003).



**Figura 2:** Aparelho de bioimpedância de multifrequência da Biospace (InBody 720).

A avaliação da composição corporal através da bioimpedância octopolar é realizada de acordo com os procedimentos descritos no respetivo manual (Biospace 2005). Desta forma, os elérodos deverão permanecer em contacto com as palmas das mãos (E1 e E3), polegares (E2 e E4) e zona anterior (E5 e E7) e posterior (E6 e E8) de ambos os pés, sendo aplicada entre E1-E5 e entre E3-E7 uma corrente elétrica com uma intensidade de 250  $\mu$ A e com um espectro de frequências entre 1 e 1000 kHz. O polegar deve pressionar ligeiramente os elérodos E1 e E3 e os restantes 4 dedos devem estar em contacto com a área dos respetivos elérodos. A pressão executada nos elérodos E2 e E4 não deve ser realizada com as unhas, já que para além de poder danificar os elérodos pode adulterar os dados obtidos.

Para a respetiva avaliação o indivíduo deverá estar totalmente descalço, procedendo previamente à limpeza das zonas corporais que vão contactar os elérodos, utilizando,

para isso, uma toalhita eletrolítica recomendada pelo fabricante do aparelho. Relativamente à posição plantar, esta deve ser efetuada em primeiro lugar com os calcanhares na zona circular da base do aparelho (E6 e E8) e, seguidamente, com a zona anterior de ambos os pés (E5 e E7) (Biospace 2005).

### **1.6.2 Ultrassons Sahara**

A absorciometria radiológica de dupla energia (DEXA) estabeleceu-se como padrão-ouro para determinar a DMO e prever o risco de fraturas. Para além deste método estão disponíveis, outros aparelhos para quantificar a DMO, como a TAC e DEXA's periféricos, e os mais recentes, as ultrassonografias ósseas do calcâneo (QUS) para medição da densidade mineral óssea do calcâneo (DMOc) e prever o risco de fratura.

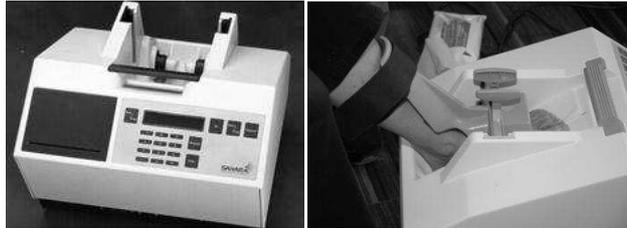
Um estudo realizado por Velho et al (Velho, Bellangero et al. 2007), avaliando 26 pacientes com história clínica de fraturas osteoporóticas, comparando com um grupo de controlo com o mesmo número de pacientes mas sem história de fraturas, agrupado por idades, tempo de menopausa e índice de massa corporal (IMC), constatou-se que as medidas de QUS foram significativamente mais baixas no grupo de pacientes com história clínica de fraturas quando comparada com os não fraturados. Foi possível então concluir que o método foi capaz de discriminar pacientes fraturados daqueles sem história de fratura.

Para o presente estudo foi utilizado para a recolha dos valores da DMO e avaliação da condição óssea do calcâneo, um aparelho ultrassom, Sahara (Hologic, Bedford, MA, USA) que avalia especificamente a área do calcanhar. A avaliação quantitativa por ultrassons (QUS) do calcâneo é um método reprodutível e seguro para a avaliação do osso (Hologic 1998).

A propagação dos feixes de ultrassons através do osso encontra-se dependente da massa, estrutura e propriedades físicas e materiais do osso (Heaney and Kanis 1996).

A medição por QUS pode obter e traduzir a informação de forma indireta sobre a qualidade óssea. A QUS é um método usado na avaliação, é portátil, de fácil execução, não invasivo sem utilizar qualquer tipo de radiação e avalia ossos periféricos (Castro, Pinheiro et al. 2000). É preferencialmente escolhido o calcâneo, pelo simples facto de se tratar do osso mais trabecular do corpo humano (superior a 90%), estando as suas trabéculas ósseas de superfície orientadas de forma paralela e estar localizado no corpo humano numa região anatómica bastante acessível e fácil de posicionar (Canhão, Ferreira et al. 2006).

Este aparelho é composto por dois transdutores almofadados, posicionados de forma coaxial, funcionando um como emissor, responsável por transmitir o som e outro como recetor do mesmo. É aplicado um gel na pele do paciente que ficará em contacto com os transdutores. É colocada uma tala na região tibiotársica e pé, de forma a permitir um adequado posicionamento e imobilizando essa zona.



**Figura 3:** Aparelho de ultrassom para avaliação da condição óssea a nível do calcâneo (Sahara, Hologic)

A QUS fornece valores referentes a dois parâmetros elementares, a atenuação do ultrassom (US) (Broadband Ultrassond Attenuation – BUA), expressa em dB/MHz, tratando-se de uma medida de variação da atenuação do US com uma frequência de onda de som incidente e a velocidade do som (Speed of Sound – SOS), expressa em m/s e representa o tempo necessário para que o US percorra uma determinada distância através do calcâneo. O índice quantitativo do ultrassom (Quantitative Ultrassond and Index – QUI), expresso em percentagem (%) e a DMO estimada (Estimated Bone Mineral Density – EBMD), expressa em  $g/cm^2$ , resultam da combinação dos dois primeiros parâmetros:

$$QUI = 0,41 \times (SOS + BUA) - 571$$

$$EBMD = 0,0025926 \times (BUA \times SOS) - 3,687$$

O controlo de qualidade do aparelho deve ser efetuado diariamente, usando um *phantom* facultado pelo fabricante do mesmo (Hologic 1998).

Segundo Canhão (Canhão, Ferreira et al. 2006), a QUS é um método cada vez mais utilizado na avaliação do osso, possibilitando identificar indivíduos com risco de fratura. Os valores mais elevados deste parâmetro foram registados numa faixa etária dos 18 aos 29 anos em ambos os sexos, tal como foi demonstrado noutros estudos (Kung, Tang et al. 1999, Sosa, Saavedra et al. 2002). Tanto em homens como em mulheres, esses parâmetros diminuíram com a idade, tendo sido mais evidente essa diminuição e ocorrido mais precocemente no sexo feminino, comparativamente com o sexo masculino. Estes resultados de QUS, em estudos na população portuguesa

(Canhão, Ferreira et al. 2006) foram similares com outros estudos efetuados noutras populações, publicados anteriormente, para os quais foi utilizado o mesmo modelo de aparelho de ultrassom (Kung, Tang et al. 1999, Sosa, Saavedra et al. 2002).

### **1.6.3 Forças Reativas do Solo (FRS)**

Durante o caminhar, de acordo com a 3ª lei e Newton e devido à ação do executante sobre o solo, aparece uma correspondente reação aplicada ao executante, designada de força reativa do solo (FRS). A FRS é utilizada para indicar a magnitude e a duração da carga colocada sobre o sistema músculo-esquelético, quando o pé está em contacto com o solo, e tem contribuído para um melhor entendimento da distribuição temporal das cargas colocadas sobre o pé, durante o caminhar. A intensidade da mesma depende de fatores intrínsecos, como a massa corporal do indivíduo e de fatores dinâmicos, isto é, do seu estado cinético, ou de movimento do corpo (Fuente 2003).

As FRS podem ser divididas em componente vertical e componente horizontal, sendo esta última composta pela componente ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML), agindo sobre a superfície de apoio (Winter 1991).

Na locomoção bípede humana normal, cada componente da FRS pode variar ao longo do ciclo do caminhar, tanto em magnitude como no sentido.

A FRS é medida através de plataforma de forças, em que esta normalmente é colocada no chão, estando a sua parte superior nivelada com o piso, de forma que se possa caminhar sobre ela o mais natural possível. As plataformas de força medem as três componentes da FRS. Esta é uma variável que contém informações quantitativas das características do caminhar, as quais refletem o efeito das forças internas e externas durante a locomoção, possibilitando a identificação de alteração no padrão do movimento (Romei, Galli et al. 2004).

#### **Componente vertical (Fz)**

A Fz representa a ação do corpo contra a gravidade traduzindo-se em impulsos verticais do centro de gravidade. A componente vertical das FRS apresenta uma magnitude maior que as demais componentes, sendo caracterizada por apresentar 2 picos e um vale, cujos picos geralmente apresentam uma magnitude um pouco maior ao peso corporal (PC). Logo que o pé contacta com o solo é observada em Fz uma discreta reentrância da curva ascendente devido ao amortecimento exercido pelos tecidos moles (almofada do calcanhar) na região plantar do calcanhar. Este pequeno pico ocorre durante os primeiros 50 milissegundos do período de apoio, sendo por isso

considerada como força/pico de impacto (Nigg and Herzog 2007). A magnitude do pico de impacto pode sofrer alterações, dependendo por exemplo da velocidade do caminhar e do tipo de calçado.

Em relação ao primeiro pico de força, sendo este observado durante a primeira metade do período de apoio (Larish, Martin et al. 1988), estando relacionado com a fase de transferência de peso apresenta normalmente, intensidades próximas dos 120% do PC, considerando um caminhar a uma velocidade confortável. O segundo pico de força aparece associado a um comportamento propulsivo intenso típico da fase final de suporte do ciclo do caminhar cujo padrão se considera normal, correspondendo também a aproximadamente 120% do PC. O vale entre os dois picos é ligeiramente menor em magnitude que o PC, e corresponde ao instante em que o pé se encontra totalmente apoiado no solo (apoio unilateral). Ainda em relação a Fz é possível também analisar-se a taxa de incremento da força vertical até ao 1º pico ( $T_{x_{inc}Fz1}$ ), que é calculada através da razão entre o valor desse pico e o tempo necessário para a sua ocorrência, desde o contacto inicial do pé com o solo.

Segundo Amadio (Amadio, Duarte et al. 1997), considerando forças de igual magnitude, pode-se dizer que elevados valores da taxa de incremento da força vertical indicam que o aparelho músculo-esquelético sofreu ação destas forças num curto intervalo de tempo, correspondendo a uma situação que implica uma resposta rápida ao incremento de Fz. Valores mais baixos indicam que as forças foram distribuídas por um período de tempo mais alargado, diminuindo assim a celeridade com que a carga externa exercida sobre o sistema locomotor aumenta e conseqüentemente menor risco de lesões músculo-esqueléticas.

### **Componente ântero-posterior (Fy)**

A componente horizontal ântero-posterior das FRS (Fy) expressa a força exercida na direção do caminhar e pode, por isso, ter conseqüências no âmbito da travagem ou da propulsão do corpo. Assim sendo, Fy apresenta uma fase de travagem durante a primeira metade do período de apoio e uma fase propulsiva durante a outra metade desse período. Os picos obtidos em ambas as fases atingem, normalmente, intensidades próximas de 20% do PC. Os picos de força em cada uma dessas fases praticamente coincidem temporalmente com os dois picos característicos da componente vertical das FRS (Larish, Martin et al. 1988).

### **Componente médio-lateral (Fx)**

A componente médio-lateral das FRS (Fx) apresenta uma magnitude muito pequena (Whittle 2007) e muito inconsistente, o que não se torna favorável a sua interpretação e

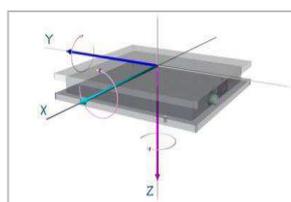
generalização do seu padrão. A  $F_x$  traduz a transição da localização do apoio do pé do bordo lateral para o bordo medial. Representa as forças atenuantes e relaciona os movimentos de pronação e supinação do pé, associadas à estabilidade do pé na superfície de apoio.

No presente estudo apenas foram estudadas as variáveis biomecânicas referentes à componente vertical e ântero-posterior das FRS.

## 1.7 Avaliação das forças reativas do solo com plataforma de forças

A análise biomecânica do caminhar, usada como meio auxiliar de diagnóstico, é usualmente considerada como sendo a medição, o processamento e a interpretação sistémica dos parâmetros biomecânicos que caracterizam a locomoção humana facilitando a identificação de limitações no movimento de forma a reconhecer adequados procedimentos de reabilitação (Davis, Perry et al. 1998). Neste contexto, as plataformas de força permitem a quantificação da variação temporal das FRS.

São diversas as vantagens destes equipamentos na análise dinâmica do caminhar, pois permitem a apresentação dos resultados em tempo real; é simples o procedimento da medição dos vários parâmetros; apresenta elevada fiabilidade e precisão dos resultados. O seu elevado custo e a limitação da área de medição constituem as desvantagens deste equipamento. O apoio do pé deverá ser totalmente efetuado sobre a plataforma e apenas um pé de cada vez, só assim serão considerados como válidos os respetivos dados recolhidos.



**Figura 4:** Plataforma de forças e representação das forças obtidas por meio dos sensores.

Neste estudo, os dados dinamográficos relativos às FRS foram recolhidos com o recurso a uma plataforma de forças Kistler 9281B (0,4m x 0,6m) acoplada a um sistema de conversão analógico-digital BIOPAC Systems, a uma taxa de aquisição de 1000 Hz, sendo posteriormente tratados pelo programa Acqknowledge 3.2.6 da BIOPAC Systems, de forma a poder analisar as curvas que relacionam as FRS ao longo da fase de suporte.

## **2 Metodologia**

### **2.1 Amostra**

A amostra incluiu 65 mulheres pós-menopáusicas (Harlow, Gass et al. 2012), com idades compreendidas entre os 48 e os 69 anos, a sua maioria documentando um tempo de menopausa inferior ou igual a 10 anos (56,9%), uma menopausa natural (86,2%) e o uso de terapia hormonal (56,9%). A inclusão no estudo foi precedida da avaliação da história clínica e reprodutiva, tendo sido observados os seguintes critérios de inclusão (Moreira 2004): (a) ausência de menopausa precoce; (b) inexistência de significativa doença hepática ou renal e de hipertensão descontrolada (pressão arterial sistólica superior a 200 mmHg e/ou diastólica superior a 105 mmHg); (c) ausência de doenças cardiovasculares (sintomas de angina de peito ou de enfarte do miocárdio nos últimos 3 meses; (d) não utilização de  $\beta$ -bloqueadores ou antiarrítmicos e; (d) inexistência de condições músculo-esqueléticas ou neuromusculares passíveis de condicionarem a prática de exercício ou podendo ser exacerbadas pela sua realização.

O estudo atendeu aos procedimentos da Declaração de Helsinki (WMA 2008) e foi aprovado pela Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, tendo sido obtido de todas as participantes o consentimento informado assinado.

### **2.2 Procedimentos**

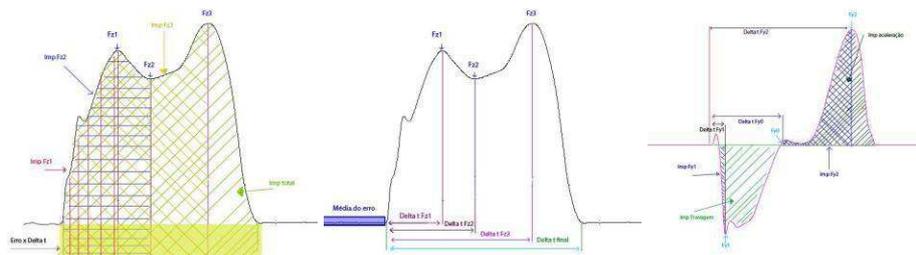
#### **2.2.1 Forças reativas do solo**

Os dados dinamográficos relativos às FRS foram recolhidos através da plataforma de forças Kistler 9281B (Kistler Instruments, Amherst, NY, USA), acoplada a um sistema de conversão analógico-digital BIOPAC (Biopac Systems, Goleta, CA, USA), com uma taxa de aquisição de 1000 Hz. Os dados foram posteriormente tratados com o software Acqknowledge 3.2.6 (Biopac Systems, Inc, Goleta, CA), permitindo a análise das curvas das componentes da FRS ao longo da fase de suporte. A plataforma em questão foi reajustada de acordo com as instruções Kistler, antes da realização de qualquer ensaio.

As variáveis biomecânicas referentes à componente vertical incluíram o tempo total de apoio ( $T_{total}$ ), força máxima vertical durante a fase de transferência de suporte ( $Fz1$ ), força mínima vertical durante a fase intermédia de suporte ( $Fz2$ ), força máxima vertical durante a fase final de suporte ( $Fz3$ ), os tempos até  $Fz1$ ,  $Fz2$  e  $Fz3$  ( $TFz1$ ,  $TFz2$  e

TFz3, respetivamente), o impulso total ( $I_{total}$ ), os impulsos até Fz1, Fz2 e Fz3 ( $IFz1$ ,  $IFz2$  e  $IFz3$ ), a taxa de incremento até Fz1 ( $Tx_{inc}Fz1$ ) e a taxa de decréscimo até Fz3 ( $Tx_{des}Fz3$ ).

As variáveis biomecânicas alusivas à componente ântero-posterior envolveram o pico máximo de travagem ( $PM_{tra}Fy1$ ), o pico máximo de aceleração ( $PM_{acel}Fy2$ ), o tempo até Fy1 ( $Fy1$ ), o tempo de travagem ( $T_{trav}$ ), o tempo até ao pico de aceleração ( $T_{picoacel}$ ) e os impulsos ( $IFy1$ , impulso até Fy1;  $IFy2$ , impulso do ponto 0 até Fy2;  $I_{trav}$ , impulso de travagem;  $I_{acel}$ , impulso de aceleração) (Figura).



**Figura 5:** Gráficos com os comportamentos típicos das componentes vertical (Fz) e ântero-posterior (Fy) durante o caminhar.

Cada participante realizou um aquecimento prévio de aproximadamente 10 minutos, andando a uma velocidade auto-selecionada sobre a plataforma, para se familiarizar com a mesma. A velocidade não foi estabelecida no sentido da mesma estar ajustada a cada mulher e não interferir com o seu padrão natural de caminhada. Foi utilizado o protocolo de 3 passos (Bus and Lange 2005) e solicitado a cada mulher que caminhasse até ao final do corredor de 8 metros. Para cada uma delas foram consideradas 3 a 5 tentativas (Bus and Lange 2005).

## 2.2.2 Composição corporal

A altura (ALT) foi medida com o estadiómetro Seca 220 (Seca Corporation, Hamburg, Germany), em posição antropométrica e sendo o resultado registado no final da inspiração profunda. O peso (P), a massa gorda (MG), a área de adiposidade visceral (AAV), a massa isenta de gordura (MIG), a massa muscular esquelética (MME) e a massa isenta de gordura e de osso (MIGO) total e regional (membros superiores, tronco e membros inferiores) foram avaliadas com a bioimpedância octopolar InBody720 (Biospace, Seoul, Korea), respeitando as normas de preparação definidas na literatura (Biospace 2004, Chumlea and Sun 2005). A precisão deste método na avaliação da composição corporal é documentada por vários autores (Miyatake, Tanaka et al. 2009, Fürstenberg and Davenport 2011, Ling, Craena et al. 2011, Patil, Patkar et al. 2011), persistindo alguns resultados contraditórios em relação à AAV

(Lee, Kim et al. 2010, Ogawa, Fujitani et al. 2011) e à %MG (Gibson, Holmes et al. 2008, Völgyi, Frances et al. 2008, Patil, Patkar et al. 2011). O índice de massa muscular esquelética (IMME) foi calculado pela fórmula  $IMME = MME/P \times 100$  (Janssen, Heymsfield et al. 2002). Os pontos de corte considerados para a obesidade, sarcopenia e elevada adiposidade visceral foram, respetivamente, os seguintes:  $MG \geq 35\%$  (Lohman and Going 1998),  $IMME \leq 28\%$  (Janssen, Heymsfield et al. 2002) e  $AAV \geq 100 \text{ cm}^2$  (Després and Lamarche 1993). A MIG foi utilizada na estimação da taxa metabólica basal (TMB), recorrendo à equação de Cunningham (Cunningham 1991). Os dados da bioimpedância foram importados eletronicamente para o Excel, utilizando o software Lookin'Body 3.0 (Biospace, Seoul, Korea).

A condição óssea ao nível do calcâneo foi avaliada através do sonómetro Sahara (Hologic, Bedford, MA, USA). A velocidade de propagação do som (SOS) e a atenuação ultrassónica (BUA) foram combinadas para estimar a densidade mineral óssea ao nível do calcâneo [ $DMOc = 0.0025926 \times (BUA+SOS) - 3.687$ ]. A avaliação foi realizada de acordo com as orientações do manual do equipamento (Hologic 1998) mantendo uma temperatura padrão (cerca de 22°C) do laboratório para todas as leituras e não realizando esta avaliação na presença de edema ao nível do pé avaliado (Hans and Krieg 2009). O controlo de qualidade do aparelho foi efetuado diariamente, utilizando o *phantom* fornecido pelo fabricante. Os dados de precisão *in vivo* obtidos para a população portuguesa com este equipamento foram de 5,5% para o BUA e de 0,4% para o SOS (Canhão, Ferreira et al. 2006). A presença de valores de T-Score  $\leq -1,9$  DP foi utilizado para identificar mulheres pós-menopáusicas com risco de osteoporose, de acordo com a proposta de Frost et al. (Frost, Blake et al. 2000) tendo esse valor de corte sido estabelecido especificamente para o equipamento utilizado neste estudo e em mulheres pós-menopáusicas.

As avaliações da composição corporal foram realizadas pelo mesmo técnico, previamente treinado para o efeito. Os erros técnicos das variáveis foram obtidos, com base em medições em duplicado em 6 mulheres pós-menopáusicas, através da fórmula  $ET = (\sum d^2 / 2n)^{0,5}$ , sendo  $d$  é a diferença entre as duas avaliações e  $n$ , o número de elementos da amostra). Os referidos erros para a ALT, P, MG, AAV, MME, MIGO, TMB e DMOc, foram, respetivamente, os seguintes: 0,09 m, 0,00 kg, 0,41 kg, 0,46  $\text{cm}^2$ , 0,29 kg, 0,40 kg, 9,31 kcal/dia e 0,01  $\text{g}/\text{cm}^2$ .

## 2.3 Análise estatística

A análise estatística foi realizada com o programa estatístico SPSS (versão 17.0, SPSS Inc., Chicago, IL), sendo considerado um grau de significância estatística de

5%. O coeficiente de correlação de Pearson foi usado na apreciação da associação dos parâmetros biomecânicos com as restantes variáveis, tendo sido selecionados 6 preditores (idade, taxa metabólica basal, densidade mineral óssea ao nível do calcâneo e massa isenta de gordura e de osso do tronco e dos membros) e desenvolvidos modelos de regressão *stepwise*. A multicolinearidade foi analisada em função do grau de correlação das variáveis independentes ( $r$ ), da proporção da sua variação em função do conjunto dos outros preditores introduzidos no modelo (tolerância), do fator de inflação da variância (VIF), do indicador de condição (IC) e da proporção da variação de cada um dos coeficientes de regressão estimados (PV). Procedeu-se à rejeição dos modelos com  $r > 0,90$ ,  $tol < 0,1$ ,  $VIF > 10$  e  $PV \geq 90\%$  em mais de um coeficiente (Pestana & Gageiro, 2003). A variável IFy1 exigiu uma transformação quadrática para normalizar a distribuição.

Atendendo à influência dos preditores selecionados nas variáveis do comportamento das forças reativas do solo, foram identificados grupos em função da idade ( $< 60$  anos e  $\geq 60$  anos), da TMB ( $\leq 1278$  kcal/dia e  $> 1278$  kcal/dia) e do valor de T-score ao nível do calcâneo ( $> -1,9$  DP e  $\leq -1,9$  DP), sendo os valores médios comparados através do teste  $t$  para amostras independentes. Quando os grupos em análise não revelaram uma distribuição normal, procedeu-se à comparação do centro de localização das duas amostras através do teste de Mann-Whitney. A comparação dos grupos em função dos valores de corte estabelecidos para o T-Score obrigou à redução do número de mulheres sem risco de osteoporose (de 57 para 11), no sentido de serem obtidos grupos equivalentes (quociente entre o grupo de maior dimensão e o de menor dimensão inferior a 1,5) (Pestana and Gageiro 1998), sendo a mesma realizada de forma aleatória. Neste contexto, a referida análise envolveu uma amostra de apenas 19 mulheres.

### 3 Resultados

A idade média da amostra foi de 60,08 anos e o tempo de menopausa variou entre 2 e 28 anos (Tabela 1), com um valor médio de 10,02 anos. Todas as mulheres apresentaram uma condição muscular normal (IMME > 28%), mas a sua maioria (87,69%) exibiu níveis elevados de adiposidade visceral. O valor médio da MG foi de 23,25 kg ( $\pm 6,71$ ) registando-se a presença de obesidade (MG  $\geq$  35%) em mais de 52% da amostra. No que se refere à MIGO regional, os maiores valores de amplitude foram registados para a região do tronco (9,53 kg), seguidos dos membros inferiores (7,24 kg). O valor médio da DMOc foi de 0,53 g/cm<sup>2</sup>, exibindo 8 mulheres valores de T-score  $\leq$  -1,9 DP.

**Tabela 1.** Idade, tempo de menopausa, taxa metabólica basal e composição corporal na amostra.

Variáveis	Média $\pm$ DP	Amplitude
Idade (anos)	60,08 $\pm$ 4,28	48,43 – 69,49
Tempo de menopausa (TM, anos)	10,12 $\pm$ 5,98	2,00 – 28,00
Altura (ALT, cm)	156,55 $\pm$ 4,56	146,50 – 169,39
Peso (P, kg)	65,31 $\pm$ 9,20	44,62 – 89,04
Massa gorda (MG, kg)	23,25 $\pm$ 6,71	8,20 – 43,30
Área de adiposidade visceral (AAV, cm <sup>2</sup> )	126,03 $\pm$ 22,08	60,64 – 171,94
Massa muscular esquelética (MME, kg)	22,95 $\pm$ 2,73	17,21 – 29,85
Índice de massa muscular esquelética (IMME, %)	35,40 $\pm$ 3,50	28,08 – 43,95
Massa isenta de gordura (MIG, kg)	42,06 $\pm$ 4,52	32,80 – 53,80
Massa isenta de gordura e de osso (MIGO, kg)		
Total	39,68 $\pm$ 4,28	30,80 – 50,70
Membros Superiores	4,57 $\pm$ 0,72	2,68 – 5,88
Tronco	19,67 $\pm$ 2,17	14,37 – 23,90
Membros Inferiores	12,05 $\pm$ 1,48	9,13 – 16,37
Velocidade de propagação do som (SOS, m/s)	1557,57 $\pm$ 27,68	1504,30 – 1640,20
Atenuação ultrassônica (BUA, dB/MHz)	68,73 $\pm$ 17,40	33,20 – 127,00
Densidade mineral óssea do calcâneo (DMOc, g/cm <sup>2</sup> )	0,53 $\pm$ 0,11	0,31 – 0,90
T-Score do calcâneo (DP)	-0,68 $\pm$ 0,99	-2,60 – 2,60
Taxa metabólica basal (TMB, kcal/dia)	1278,45 $\pm$ 97,55	1078,47 – 1532,07

A análise descritiva das variáveis biomecânicas referentes à componente vertical e ântero-posterior das FRS é ilustrada na Tabela 2. Em relação à primeira componente, o  $T_{total}$  variou entre 0,56 e 0,82 s, sendo os valores médios de TFz3 e TFz2, respetivamente, 0,50 e 0,31 s. A amplitude dos impulsos variou entre 0,91 N.s/kg, para o IFz1, e 2,69 N.s/kg, para o  $I_{total}$ . A média e o DP da  $Tx_{inc}Fz1$  e da  $Tx_{des}Fz3$  foram, respetivamente,  $69,96 \pm 13,70$  N/kg.s e  $64,16 \pm 8,65$  N/kg.s.

**Tabela 2.** Análise descritiva das forças reativas do solo durante o caminhar (n=65)

Variáveis biomecânicas	Média±DP	Amplitude
<i>Componente Vertical</i>		
Tempo total do apoio em Fz ( $T_{total}$ , s)	0,67±0,06	0,56 – 0,82
Força máxima vertical durante a fase de transferência de suporte (Fz1, N/kg)	10,73±0,90	8,56 – 13,80
Força mínima vertical durante a fase intermédia de suporte (Fz2, N/kg)	7,25±0,72	4,94 – 8,47
Força máxima vertical durante a fase final de suporte (Fz3, N/kg)	11,05±0,61	9,79 – 12,31
Quociente de Fz2 com Fz1 (Fz2/Fz1)	0,73±0,09	0,43 – 0,89
Quociente de Fz2 com Fz3 (Fz2/Fz3)	0,71±0,07	0,48 – 0,92
Tempo até Fz1 (TFz1, s)	0,16±0,02	0,12 – 0,23
Tempo até Fz2 (TFz2, s)	0,31±0,03	0,25 – 0,42
Tempo até Fz3 (TFz3, s)	0,50±0,04	0,42 – 0,62
Impulso até Fz1 (IFz1, N.s/kg)	1,09±0,16	0,69 – 1,60
Impulso até Fz2 (IFz2, N.s/kg)	2,46±0,30	1,75 – 3,40
Impulso até Fz3 (IFz3, N.s/kg)	4,10±0,40	3,04 – 5,00
Impulso Total ( $I_{total}$ , N.s/kg)	5,12±0,50	3,56 – 6,25
Taxa de incremento até Fz1 ( $Tx_{inc}Fz1$ , N/kg.s)	69,96±13,70	45,47 – 113,01
Taxa de decréscimo a partir de Fz3 ( $Tx_{des}Fz3$ , N/kg.s)	64,16±8,65	45,25 – 81,32
<i>Componente Ântero-posterior</i>		
Pico máximo de travagem ( $PM_{trav}Fy1$ , N/kg)	-1,99±0,28	-2,96 – -1,28
Pico máximo de aceleração ( $PM_{acel}Fy2$ , N/kg)	2,30±0,27	1,61 – 3,01
Tempo até Fy1 (TFy1, s)	0,11±0,02	0,05 – 0,14
Tempo de travagem (de 0 Newtons até ao instante em que volta a ser 0 Newtons) ( $T_{trav}$ , s)	0,35±0,04	0,27 – 0,44
Tempo até ao pico de aceleração ( $T_{picoacel}$ , s)	0,56±0,05	0,48 – 0,70
Impulso até Fy1 (IFy1, N.s/kg)	-0,11±0,03	-0,16 – -0,03
Impulso do ponto zero até Fy2 (IFy2, N.s/kg)	0,23±0,03	0,17 – 0,29
Impulso de travagem ( $I_{trav}$ , N.s/kg)	-0,31±0,04	-0,39 – -0,18
Impulso de aceleração ( $I_{acel}$ , N.s/kg)	0,34±0,04	0,25 – 0,45

No que se refere à componente ântero-posterior, as médias do  $PM_{trav}Fy1$  e do  $PM_{acel}Fy2$  foram -1,99 e 2,30 N/kg, respetivamente, variando Fy1 entre 0,05 e 0,14 s.

As amplitudes associadas aos quocientes examinados foram 0,46 para Fz2/Fz1 e 0,44 para Fz2/Fz3. Os picos de magnitude de Fz3 e de Fz1 foram, respectivamente 11,05 N/kg e 10,73 N/kg.

Da análise da associação dos parâmetros biomecânicos com as restantes variáveis (dados não apresentados) sobressai um maior número de correlações significativas com a DMOc ( $T_{trav}$ ,  $I_{ace}$ ,  $Tx_{des}Fz3$ ,  $IFy2$ ,  $T_{total}$ ,  $PM_{trav}$ ,  $T_{trav}$ ), MIGO regional ( $Fy1$ ,  $IFy1$ ,  $P_{mag}Fz3$  e  $Tx_{inc}Fz1$ ) e MME, idade ( $Fz2/Fz1$ ,  $P_{mag}Fz1$  e  $Tx_{inc}Fz1$ ), TMB ( $Fy1$ ,  $IFy1$ ) e TM ( $T_{total}$ ,  $TFz3$ ), sendo as mesmas classificadas de fracas a moderadas. Não foram identificadas associações significativas com a TH, natureza da menopausa, MG, AAV e IMME.

Os preditores seleccionados para o desenvolvimento dos modelos de regressão não revelaram capacidade explicativa significativa na variação de metade das variáveis biomecânicas das forças reativas ao apoio, sendo apresentados na Tabela 3 apenas os modelos estimados. A DMOc influenciou positivamente  $IFy2$ ,  $T_{total}$ ,  $T_{trav}$  e  $I_{acel}$ , com particular destaque para os dois primeiros ( $\beta= 0,268$  e  $\beta= 0,267$ , respectivamente,  $p \leq 0,05$ ). O comprometimento da condição óssea ao nível do calcâneo gerou um maior  $PM_{trav}Fy1$  ( $\beta= -0,256$ ,  $p \leq 0,05$ ) e níveis mais acentuados da  $Tx_{des}Fz3$  e do  $I_{trav}$  ( $\beta= -0,364$ ,  $p \leq 0,01$ ), explicando, em relação a este último, 11,9 % da sua variação, com um erro de estimação de 0,04 N.s/kg.



**Tabela 3.** Variação das forças reativas do solo durante o caminhar nas mulheres pós-menopáusicas, em função da condição músculo-esquelética e controlando para a idade e para a taxa metabólica basal.

Variáveis Dependentes	Variáveis Independentes ( $\beta$ )						R <sup>2</sup> Ajustado × 100	EPE
	Idade	TMB	DMO <sub>c</sub>	MIGO <sub>ms</sub>	MIGO <sub>t</sub>	MIGO <sub>mi</sub>		
	(anos)	(kcal/dia)	(g/cm <sup>2</sup> )	(kg)	(kg)	(kg)		
<i>Componente Vertical</i>								
Tempo total do apoio em Fz (T <sub>total</sub> , s)	---	---	0,267*	---	---	---	5,60	0,06
Força máxima vertical durante a fase de transferência de suporte (Fz1, N/kg)	0,400**	---	---	---	---	---	15,70	0,83
Quociente de Fz2 com Fz1 (Fz2/Fz1)	-0,298*	---	---	---	---	---	7,50	0,08
Taxa de incremento até Fz1 (Tx <sub>inc</sub> Fz1, N/kg.s)	---	-0,361**	---	---	---	---	11,70	12,88
Taxa de desincremento a partir de Fz3 (Tx <sub>des</sub> Fz3, N/kg.s)	---	---	-0,324**	---	---	---	9,10	8,25
<i>Componente Ântero- Posterior</i>								
Pico máximo de travagem (PM <sub>trav</sub> Fy1, N/kg)	---	---	-0,256*	---	---	---	5,00	0,28
Tempo até Fy1 (TFy1, s)	---	0,354**	---	---	---	---	11,10	0,01
Tempo de travagem (de 0 Newtons até ao instante em que volta a ser 0 Newtons) (T <sub>trav</sub> , s)	---	---	0,249*	---	---	---	4,70	0,04
Impulso até Fy1 (IFy1, N.s/kg) <sup>£</sup>	---	0,305*	---	---	---	---	7,90	0,00
Impulso do ponto zero até Fy2 (IFy2, N.s/kg)	---	---	0,268*	---	---	---	5,70	0,03
Impulso de travagem (I <sub>trav</sub> , N.s/kg)	---	---	-0,364**	---	---	---	11,90	0,04
Impulso de aceleração (I <sub>acel</sub> , N.s/kg)	---	---	0,341**	---	---	---	10,20	0,04

**TMB**, taxa metabólica basal; **DMO<sub>c</sub>** densidade mineral óssea ao nível do calcâneo; **MIGO<sub>ms</sub>**, massa isenta de gordura e de osso nos membros superiores; **MIGO<sub>t</sub>**, massa isenta de gordura e de osso no tronco; **MIGO<sub>mi</sub>**, massa isenta de gordura e de osso nos membros inferiores; **R<sup>2</sup> Ajustado**, coeficiente de determinação múltiplo ajustado ao número de preditores; **EPE**, erro padrão de estimação; **£**, transformação quadrática da variável para normalizar a distribuição.



A TMB influenciou positivamente o tempo e o impulso até Fy1 ( $\beta= 0,354$ ,  $p\leq 0,01$  e  $\beta= 0,305$ ,  $p\leq 0,05$ , respectivamente) estando o seu aumento acompanhado a uma diminuição da taxa de incremento até Fz1. Em relação à idade, ela revelou-se um preditor significativo de Fz1 ( $\beta=0,400$ ,  $p\leq 0,01$ ) e do quociente de Fz2 com Fz1 ( $\beta= - 0,298$ ), exibindo o primeiro um  $R^2$  ajustado de 15,70% (EPE= 0,83 N/kg).

Na Tabela 4 são comparados os valores médios das variáveis das forças reativas do solo em função da idade, da TMB e do valor de T-Score da DMOC, considerando os resultados das regressões exibidos na Tabela 3. Em relação à variável IFy2, foram confrontados os valores de tendência central.



**Tabela 4** – Comparação dos valores médios das variáveis biomecânicas das forças reativas do solo, em função dos resultados documentados na Tabela 4 e dos grupos definidos para a idade (< 60 anos e ≥ 60 anos), taxa metabólica basal (TMB ≤ 1278 kcal/dia e TMB > 1278 kcal/dia) e classificação do risco de osteoporose (T-Score ≤ -1,9 DP e T-Score > -1,9 DP).

Variáveis biomecânicas das forças reativas do solo	Grupos Examinados	
	Idade <60 anos (n= 34) Média ± DP	Idade ≥ 60 anos (n= 31) Média ± DP
<i>Componente Vertical</i>		
Força máxima vertical durante a fase de transferência de suporte (Fz1, N/kg)	10,44±0,75	11,04±0,95
Quociente de Fz2 com Fz1 (Fz2/Fz1)	0,75±0,07	0,70±0,09*
<hr/>		
	TMB ≤ 1278 kcal/dia (n= 32) Média ± DP	TMB > 1278 kcal/dia (n= 33) Média ± DP
<i>Componente Vertical</i>		
Taxa de incremento até Fz1 (Tx <sub>inc</sub> Fz1, N/kg.s)	73,79±16,03	66,23±9,86*
<i>Componente Ântero-Posterior</i>		
Tempo até Fy1 (TFy1, s)	0,10±0,02	0,11±0,01**
Impulso até Fy1 (IFy1, N.s/kg)	-0,10±0,03	-0,11±0,02*
<hr/>		
	T-score ≤ -1,9 DP (n= 8) Média ± DP	T-score > -1,9 DP (n=11) Média ± DP
<i>Componente Vertical</i>		
Tempo total do apoio em Fz (T <sub>total</sub> , s)	0,65±0,04	0,68±0,06
Taxa de desincremento a partir de Fz3 (Tx <sub>des</sub> Fz3, N/kg.s)	67,95±4,48	63,63±8,99*
<i>Componente Ântero-Posterior</i>		
Pico máximo de travagem (PM <sub>trav</sub> Fy1, N/kg)	-1,86±0,36	-2,01±0,27
Tempo de travagem (de 0 Newtons até ao instante em que volta a ser 0 Newtons) (T <sub>trav</sub> , s)	0,34±0,04	0,35±0,04
Impulso do ponto zero até Fy2 (IFy2, N.s/kg)	0,22±0,03	0,23±0,03 <sup>a</sup>
Impulso de travagem (I <sub>trav</sub> , N.s/kg)	-0,28±0,05	-0,32±0,04*
Impulso de aceleração (I <sub>acel</sub> , N.s/kg)	0,31±0,04	0,34±0,04

DP – desvio padrão; a – comparação dos valores de tendência central através do teste de Mann-Whitney; \* p ≤ 0,05; \*\* p ≤ 0,01.



As mulheres mais velhas exibiram um menor quociente de Fz2 com Fz1 (-0,05,  $p \leq 0,05$ ). Em relação ao valor de corte estabelecido para a TMB, as mulheres com maior dispêndio energético diário apresentaram, comparativamente às que possuíam uma  $TMB \leq 1278$  kcal /dia, valores médios mais reduzidos da  $T_{x_{inc}}Fz1$  (-7,56 N/kg.s,  $p \leq 0,05$ ) e do IFy1, e mais acentuados para TFy1 (0,01 s,  $p \leq 0,01$ ).

A confrontação dos parâmetros biomecânicos em função do valor de corte de -1,9 DP e num grupo mais restrito da amostra (19 mulheres em vez de 65) não divulgou a presença de diferenças com significado estatístico entre os grupos analisados.



## 4 Discussão

O estudo examinou a influência de algumas variáveis da composição corporal na carga externa do sistema músculo-esquelético durante o caminhar de mulheres pós-menopáusicas, controlando para a idade e para a taxa metabólica basal.

Os resultados revelaram um domínio da DMOc na variação das forças reativas do solo, particularmente em relação à sua componente ântero-posterior. A presença de uma melhor condição óssea ao nível do calcâneo gera nesta população um caminhar mais lento e uma transferência menos célere da carga suportada pelo pé durante a fase de pré-suspensão. Na fase de transferência do apoio, as mulheres mais ativas executam uma travagem mais intensa e prolongada, em simultâneo com um incremento mais lento da carga externa vertical, sendo observadas diferenças em relação às que expõem uma TMB  $\leq$  1278 kcal/dia. Os resultados sugerem, também, uma alteração do padrão de locomoção com o envelhecimento, associada ao aumento da carga externa vertical na fase de transferência do apoio.

A confrontação dos valores médios da DMOc exibidos pela amostra e os valores de referência para mulheres portuguesas (dados não apresentados) entre os 40-49 ( $0,536 \text{ g/cm}^2$ ), 50-59 anos ( $0,502 \text{ g/cm}^2$ ) e 60-69 anos ( $0,458 \text{ g/cm}^2$ ) por Canhão et al (Canhão, Lucas et al. 2008), utilizando o mesmo modelo de sonómetro, permitiram-nos identificar a presença, no nosso estudo, de valores superiores aos 60-69 anos ( $n=31$ ,  $0,04 \text{ g/cm}^2$  para  $p=0,04$ ) e, particularmente, aos 50-59 anos ( $n=32$ ,  $0,05 \text{ g/cm}^2$  para  $p=0,02$ ), justificando o número limitado de mulheres identificadas com risco de osteoporose. Os resultados são também em parte fundamentados pelas características da menopausa exibidas pela amostra, já que mais de 86% das mulheres documentaram a presença de uma menopausa natural e, 56,9%, o uso de terapia hormonal (TH). De acordo com a mais recente declaração de consenso de várias sociedades científicas de menopausa (Villiers, Gass et al. 2013) a TH é efetiva e ajustada na prevenção da osteoporose e de fraturas osteoporóticas em mulheres com menos de 60 anos e nos primeiros 10 anos de instalação da amenorreia permanente, devendo a dosagem e a duração da terapia ser individualizada e consistente com os objetivos do tratamento. Este facto revela-se particularmente importante quando é reconhecido que a perda óssea na mulher ocorre de uma forma mais acelerada nos primeiros 2-3 anos antes de depleção estrogénica e se prolonga por um período de 3-4 anos após a instalação da mesma, duplicando em 7-8x o risco de fratura osteoporótica (NAMS 2010). A fragilidade óssea tende a refletir-se,

habitualmente, em dor crónica, comprometimento da postura e da mobilidade, restrição dos níveis de atividade física habitual e num maior receio da ocorrência de queda (Perry and Downey 2012), sendo fundamentada na literatura a sua afinidade com outras complicações clínicas como a hipercolesterolemia (Tarakida, Lino et al. 2011), a aterosclerose coronária (Celik, Altunkan et al. 2010) ou a doença arterial periférica (Von Mühlen, Allinson et al. 2009).

O Sahara da Hologic é documentado (Hans and Krieg 2009) como um dos melhores equipamentos de ultrassom para a avaliação da condição óssea do calcâneo, estando bem fundamentada a sua capacidade de estimação do risco de fratura global e ao nível da anca e da coluna de mulheres caucasianas (Hans and Krieg 2009). Um estudo de meta-análise desenvolvido recentemente por Babatunde & Forsyth (Babatunde and Forsyth 2013) vem demonstrar também a sensibilidade da ultrasonometria quantitativa (QUS) ao nível desta região, na apreciação da resposta do osso ao exercício.

A DMOc revelou um número saliente de associações significativas com os parâmetros biomecânicos examinados, em especial com a travagem e a propulsão no sentido do deslocamento. Os resultados indicam que as mulheres com uma melhor condição óssea do calcâneo dependem mais tempo até ao início da subfase da pré suspensão da fase de suporte do caminhar, adquirindo um melhor controlo do apoio, com implicações favoráveis no risco de queda. A descarga das forças externas verticais é realizada de forma mais suave, reduzindo a expressão do impacto e contribuindo, desta forma, para um menor risco de lesão.

Pelo facto do calcâneo revelar uma taxa mais lenta de perda óssea associada à idade e o QUS aduzir uma maior diversidade de resultados comparativamente à densitometria radiológica de dupla energia, o corrente critério da Organização Mundial de Saúde para o diagnóstico da osteoporose (WHO 2007) não pode ser aplicado aos resultados obtidos por este tipo equipamento, tendo sido considerado o valor de corte proposto por Frost et al. (Frost, Blake et al. 2000), definido especificamente para mulheres pós-menopáusicas e para o modelo de equipamento utilizado na presente investigação. A confrontação dos valores médios (ou de tendência central) dos parâmetros biomecânicos examinados em função deste valor de corte não permitiu identificar diferenças com significado estatístico, sendo importante a replicação desta análise numa amostra envolvendo um número mais elevado de mulheres pós-menopáusicas, nomeadamente idosas.

Retratando o conjunto da massa muscular esquelética com a musculatura lisa, a MIGO pode ser quantificada de forma segmentar e rigorosa através do InBody 720 (Ling, Craena et al. 2011). A sua avaliação nesta fase do climatério revela-se muito importante, quando é reconhecido na literatura o declínio acentuado da massa muscular após os 50 anos de idade, entre 0,6% e 2% por ano (Aloia, McGowan et al. 1991, Rolland and Vellas 2009), afetando particularmente as fibras musculares do tipo II e os membros inferiores, com consequências adversas na mobilidade e na capacidade da mulher corrigir rapidamente alterações do equilíbrio (Bean, Leveille et al. 2003). O nosso estudo revelou associações significativas, embora fracas a moderadas, da MIGO regional com as FRS associadas à fase de transferência do apoio, particularmente com a componente vertical ( $Tx_{inc}Fz1$ ,  $Fz1$  e  $TFz1$ ), estando inversamente correlacionada com a travagem executada durante a referida fase. A MIGO dos membros e do tronco não seriam selecionadas nos modelos de regressão desenvolvidos.

Considerando que os efeitos adversos do envelhecimento e da menopausa na condição muscular estão sobretudo relacionados com a redução da força e menos da massa muscular, ocorrendo a primeira mais cedo e de forma mais célere (Rolland and Vellas 2009); e ainda porque a força muscular é apontada por alguns autores (Newmann, Kupelian et al. 2006) como um melhor indicador das limitações físicas e do risco de mortalidade na mulher, julgamos ser importante a aplicação, em estudos futuros de metodologias apropriadas à sua apreciação. Uma investigação desenvolvida por LaRoche et al. (LaRoche, Millett et al. 2011) em mulheres idosas retrata que na presença de um défice de força muscular, as mesmas ostentam uma menor velocidade no caminhar, associada a um maior tempo de contacto com o solo, nomeadamente em duplo apoio, parecendo funcionar como estratégia compensadora do equilíbrio e da fadiga neuromuscular.

A condição muscular normal apresentada por todos os elementos da amostra pode ser fundamentada, em parte, pela idade média das mulheres ( $60,08 \pm 4,28$  anos), com apenas 9 exibindo uma idade  $\geq 65$  anos (Malafarina, Úriz-Otano et al. 2012), e pelas características da menopausa por elas apresentadas. Esta situação tem importantes implicações na qualidade de vida destas mulheres, já que a sarcopenia está associada a limitações da mobilidade e a maior dificuldade na realização de atividades do dia-a-dia (Baumgartner, Koehler et al. 1998), restringindo a atividade física habitual e fomentando o risco de queda e de fraturas associadas (Boirie 2009). Atendendo a que mais de metade da amostra do nosso estudo era obesa, os dados relacionados com a

condição muscular assumem ainda mais relevância, já que a obesidade sarcopénica tende a ser mais perniciosa para a mulher, contribuindo também para o agravamento da aptidão aeróbia (Aragão, Abrantes et al. 2011) e dos parâmetros de pressão plantar (Monteiro, Gabriel et al. 2010).

Sendo definida pela quantidade mínima de energia requerida para a manutenção das funções vitais do organismo em repouso, a taxa metabólica basal na mulher tende a reduzir-se em cerca de 100 kcal/dia na transição para a pós-menopausa, derivada da perda da massa isenta de gordura ( $\pm 3$  kg), nomeadamente da componente muscular (Poehlman 2002). O nosso estudo revelou que, na fase de transferência do apoio, as mulheres pós-menopáusicas que exibiam uma TMB mais elevada realizavam uma travagem mais acentuada e prolongada, em simultâneo com um incremento menos célere da carga externa vertical, retratando esta situação um menor risco de lesão e exigindo um maior controlo no apoio do pé. De acordo com Quirino et al (Quirino, Modesto-Filho et al. 2012), a presença de um estilo de vida mais ativo nesta população é também reconhecido como importante na melhoria de desordens metabólicas relacionadas com o envelhecimento, obesidade e diabetes mellitus, minimizando a perda da densidade mineral óssea na pós-menopausa (Quirino, Modesto-Filho et al. 2012).

No nosso estudo as mulheres, as mulheres mais velhas exibiram uma alteração do padrão de locomoção, assente no aumento da carga externa vertical durante a fase de transferência do apoio, independentemente da composição corporal e do dispêndio energético diário.

Os nossos resultados sugerem que a fase de transferência de apoio é muito importante em mulheres nesta fase do climatério, realçando a importância da prática de exercícios que estimulem a transferência do suporte entre os dois pés em situação de duplo apoio, como acontece na caminhada ou na subida e descida da plataforma de step.

Face à influência da  $DMO_c$  nos parâmetros biomecânicos das FRS, o programa de exercício deverá incluir a prática de exercício cardiovascular, envolvendo distintas atividades de suporte ativo do peso corporal, capazes de produzirem forças reativas ao apoio (ACSM 2010), dando-se especial destaque ao reforço dos músculos extensores e flexores do joelho e aos plantarflexores e dorsiflexores do pé, pela sua importância na mobilidade e no equilíbrio.

Para além do número reduzido de elementos da amostra, outras limitações poderão ser apontadas nesta investigação. A precisão do InBody 720 está documentada na literatura (Fürstenberg and Davenport 2011, Ling, Craena et al. 2011) mas não constitui um método de referência para a avaliação da composição corporal. A mesma situação é aplicada à ultra sonometria quantitativa ao nível do calcâneo, embora, segundo Laugier (Laugier 2006) ela permita prever o risco de fratura com um grau similar ao da densitometria radiológica de dupla energia.



## **5 Conclusões**

Os resultados sugerem que a idade, a TMB e, particularmente, a  $DMO_c$ , influenciam as FRS nas mulheres pós-menopáusicas, devendo ser consideradas na prevenção de lesões músculo-esqueléticas e na prescrição de programas de exercício orientados para esta população.



## 6 Referências bibliográficas

ACSM (2001). "ACSM stand position on the appropriate intervention strategies for weight loss and prevention of weight regain for adults." Medicine & Science in Sports & Exercise **33**: 2145-2156.

ACSM (2010). "ACSM's guidelines for exercise testing and prescription, Wolters Kluwer." Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.

Aloia, J. F., McGowan, D., Vaswani, A., Ross, P. and Cohn, S. (1991). "Relationship of menopause to skeletal and muscle mass." American Journal of Clinical Nutrition **53**(6): 1378-1383.

Amadio, A., Duarte, M., Fernandes, E. and Mochizuki, L. (1997). "Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano." Laboratório Biomecânica Escola de Educação Física da Univ. São Paulo - Brasil.

Aragão, F., Abrantes, C., Gabriel, R., Sousa, M., Castelo-Branco, C. and Moreira, M. (2011). "Effects of body composition and menopause characteristics on maximal oxygen uptake of postmenopausal women." Menopause **18**(11): 1191-1197.

Babatunde, O. and Forsyth, J. (2013). "Quantitative ultrasound and bone's response to exercise: a meta analysis." Bone Mineral Rev. **53**(1): 311-318.

Baumgartner, R., Koehler, K., Gallagher, D., Heymsfield, S., Ross, R., Garry, P. and Lindeman, R. (1998). "Epidemiology of sarcopenia among in elderly people in New Mexico." American Journal of Epidemiology **147**: 755-763.

Bean, J., Leveille, S., Kiely, D., Bandinelli, S., Guralnik, J. and Ferrucci, L. (2003). "A comparison of leg power and leg strength with in the InCHIANTI study: which influences mobility more?" Journal of Gerontology a-Biol **58**(8): 728-733.

Bedogni, G., Malavolti, M., Severi, S., Poli, M., Mussi, C. and Fantuzzi, A. (2002). "Accuracy of on eight-point tactile-electrode impedance method in the assessment of total body water." European Journal Clinical Nutrition **56**: 1143-1148.

Biospace (2005). "Manual de uso InBody 720: The precision body composition analyser." Biospace Co., Ltd. Seoul. Coreia.

Biospace, ed. (2004). "InBody 720 the precision body composition analyser: user's manual." Seoul: Biospace Co, Ltd.

- Böhme, M. (2000). "Cineantropometria - Componentes da constituição corporal." Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano **2**(1): 72-79.
- Boirie, Y. (2009). "Physiopathological mechanism of sarcopenia." Journal of Nutrition Health & Aging **13**(8): 717-723.
- Bonganha, V., Santos, C., Rocha, J., Chacon-Mikahil, M. and Madruga, V. (2008). "Força muscular e composição corporal em mulheres na pós-menopausa: Efeitos do treinamento concorrente." Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde **13**(2): 102-109.
- Bono, C. and Einhorn, T. (2003). "Overview of osteoporosis: pathophysiology and determinants of bone strength." European Spine Journal **12**(2): 90-96.
- Borst, S. (2004). "Interventions for sarcopenia and muscle weakness in older people." Age and Ageing **33**: 548-555.
- Bun, J., Lohman, T. and Boileau, R. (1989). "Impact of total body water fluctuations on estimation of body fat from body density." Medicine & Science in Sports & Exercise **21**: 96-100.
- Bus, S. and Lange, A. (2005). "A comparison of the 1-step, 2-step, and 3-stepp protocols for obtaining barefoot plantarr pressure data in the diabetic neuropathic foot." Clinical Biomechanics **20**(9): 892-899.
- Cadore, E., Brentano, M. and Rruel, L. (2005). "Efeitos da atividade física na densidade mineral óssea e na remodelação do tecido ósseo." Revista Brasileira de Medicina e Esporte **11**(6): 373-379.
- Canhão, H., Ferreira, R., Costa, L., Romeu, J. C., Fonseca, J. E., Branco, J. and Barros, H. (2006). "Valores de referência para uma população urbana portuguesa da avaliação quantitativa por ultrassons do calcâneo." Acta Reumatologia Portuguesa **31**: 65-73.
- Canhão, H., Lucas, R., Fonseca, J., Costa, L., Romeu, J., Branco, J. and et. al. (2008). "Factors influencing calcaneus quantitative ultrasound measurements in an urban population." Clinical and Experimental Rheumatology **26**(1): 67-72.
- Castro, C., Pinheiro, M. and Szejnfeld, V. (2000). "Prós e contras da ultra-sonometria óssea do calcâneo." Revista Associação Médica Brasileira **46**(1).

- Celik, C., Altunkan, S., Yildirim, M. O. and Akyuz, M. (2010). "Relationship between decreased bone mineral density and subclinical atherosclerosis in postmenopausal women." Climateric **13**(3): 254-258.
- Chaves, L., Gomes, L., Oliveira, R. and Marques, M. (2005). "Relação entre variáveis da composição corporal e densidade mineral óssea em mulheres idosas." Revista Brasileira de Medicina e Esporte **Vol. 11**(n. 6): 352-356.
- Chumlea, W., Baumgartner, R. and Rocha, A. (1988). "Specific resistivity used to estimate fat-free mass from segmental body measures of bioelectric impedance." American Journal of Clinical Nutrition **48**: 7-15.
- Chumlea, W. and Sun, S. (2005). "Bioelectrical impedance analysis. ." In: Heymsfield S., Lohman T, Wang Z., Going S., editors. Human Body Composition. Champaign: Human Kinetics: 79-88.
- Cunningham, J. J. (1991). "Body composition as a determinant of energy expenditure: a synthetic review and a proposed general prediction equation." American Journal of Clinical Nutrition **54**(6): 963-969.
- Davis, B., Perry, J., Neth, D. and Waters, K. (1998). "A device for simultaneous measurement of pressure and shear force distribution on the plantar surface of the foot." Journal of Applied Biomechanics **14**: 93-104.
- Després, J. P. and Lamarche, B. (1993). "Effects of diet and physical activity on adiposity and body fat distribution: implications for the prevention of cardiovascular disease." POCD/NRR: 137-159.
- Di Carlo, C., Tommaselli, C., Pisano, G., Nasti, A., Rossi, V. and Palomba, S. (2000). "Serum leptin levels in postmenopausal women: effects of transdermal hormone replacement therapy." Menopause **7**: 36-41.
- Feskanich, D., Willett, W. and Colditz, G. (2002). "Walking and leisure-time activity and risk of hip fracture in postmenopausal women." Maturitas **288**: 2300-2306.
- Fragoso, I. and Vieira, F. (2000). "Morfologia e crescimento - Curso prático." Edições FMH.
- Frost, M., Blake, G. and Fogelman, I. (2000). "Can the WHO criteria for diagnosing osteoporosis be applied to calcaneal quantitative ultrasound?" Osteoporosis International **11**(4): 321-330.
- Fuente, J. (2003). "Podologia general y biomecánica." Ed. Masson.

- Fürstenberg, A. and Davenport, A. (2011). "Comparison of multifrequency bioelectrical impedance analysis and dual-energy X-ray absorptiometry assessments in outpatient hemodialysis patients." American Journal of Kidney Diseases **57**(1): 123-129.
- Gibson, A., Holmes, J., Desautels, R., Edmonds, L. and Nuudi, L. (2008). "Ability of new octopolar bioimpedance spectroscopy analyzers to predict 4-component-model percentage body fat in Hispanic, black, and white adults." American Journal of Clinical Nutrition **87**(2): 332-338.
- Greenlund, L. J. and Nair, K. S. (2008). "Sarcopenia - consequences, mechanisms, and potential therapies." Mechanisms of Ageing and Development **124**: 287-299.
- Gustat, J., Srinivassan, S., Elkasabany, A. and Berenson, G. S. (2002). "Relation of self-rated measures of physical activity to multiple risk factors of resistance syndrome in young adults: the Bogalusa Heart study." Journal Clinical of Epidemiology **55**: 997-1006.
- Hamilton, C., Swan, V. and Jamal, S. (2010). "The effects of exercise and physical activity participation on bone massa and geometry in postmenopausal women: a systematic review of pQCT studies." Osteoporosis International **21**: 11-23.
- Hans, D. and Krieg, M. (2009). "Quantitative ultrasound for the detection and management of osteoporosis." Salud Pública de México **51**(Suppl 1): S25-S37.
- Harlow, S., Gass, M., Hall, J., Lobo, R., Maki, P. and Rebar, R., et al. (2012). "Executive summary of the stages of reproductive aging workshop + 10: addressing the unfinished agenda of satging reproductive aging." Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism **97**(4): 1159-1168.
- Heaney, R. P. and Kanis, J. A. (1996). "The interpretation and utility of ultrassound measurements of bone." Bone **18**: 491-492.
- Heyward, V. and Stolarczik, L. (1996). "Applied body composition assessment." Human kinetics, Champaign.
- Heyward, V. and Wagner, D. (2004). "Applied body composition assessment." Human kinetics, 2nd, Champaign.
- Hologic (1998). "Sahara clinical bone sonometer: user's guide." Waltham, MA, USA.
- Janssen, I., Heymsfield, S. and Ross, R. (2002). "Low relative skeletal muscle mass (sarcopenia) in older persons is associated with functional impairment and physical disability." Journal of the American Geriatrics Society **50**(5): 889-896.

- Jassen, I., Heymsfield, S., Wang, Z. and Ross, R. (2000). "Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 years." Journal Applied Physiology **89**: 81-88.
- Kung, A., Tang, G., Luk, K. and Chu, L. (1999). "Evaluation of a new calcaneal quantitative ultrasound system and determination of normative ultrasound values in Southern Chinese women." Osteoporosis International. **9**: 312-317.
- Kushner, R., Schoeller, D., Fjela, C. and Danford, L. (1992). "Is the impedance index ( $ht^2/R$ ) significant in predicting total body water?" American Journal of Clinical Nutrition **56**: 835-839.
- Larish, D., Martin, P. and Mungiole, M. (1988). "Characteristic patterns of gait in the health old." In J. A. Joseph Ed. **515**: 18-32.
- LaRoche, D., Millett, E. and Kralian, R. (2011). "Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women." Gait & Posture **33**(4): 668-672.
- Laugier, P. (2006). "Quantitative ultrasound of bone: looking ahead." Joint, Bone, Spine **73**(2): 61125-61128.
- Lee, E. Y., Kim, D., Yoo, S., Kim, K. and Lee, S. (2010). "Association of visceral fat area measured by InBody 720 with the results measured by CT, DEXA and anthropometric measurement." Korean Journal of Family Medicine **31**(3): 190-197.
- Ling, A., Craena, A., Slagboom, P., Gunne, D., Stokkelc, M., Westendorpa, R. and et. al. (2011). "Accuracy of direct segmental multi-frequency bioimpedance analysis in the assessment of total body and segmental body composition in middle-aged adult population." Clinical Nutrition **30**(5): 610-615.
- Lohman, T. G. and Going, S. B. (1998). "Assessment of body composition and energy balance. In: Lamb D.R., Murray R., editors. Exercise, nutrition, and control of body weight." Carmel, IN: cooper Publishing Group.
- Lukaski, H. (1989). "Use of the tetrapolar bioelectrical impedance method to asses human body composition. Human body composition and fat patterning." Norgan (ed) Euronuts: 143-158.
- Maimoun, L. and Sultan, C. (2011). "Effects of physical activity on bone remodeling." Metabolism **60**(3): 373-388.

- Malafarina, V., Úriz-Otano, F. and Gil-Guerrero, L. (2012). "Sarcopenia in the elderly: diagnosis, physiopathology and treatment." Maturitas **71**(2): 109-114.
- Malavolti, M., Muss, C., Poli, M., Fantuzzi, A., Salvioli, G. and Battistini, N. (2003). "Cross-calibration of eight-polar bioelectrical impedance analysis versus dual-energy X-ray absorptiometry for the assessment of total and appendicula body composition in healthy subjects aged 21-82 years." American Journal of Human Biology **30**(4): 380-391.
- McCinnis, K. J. (2000). "Exercise and obesity." Coronary Artery Disease **11**(2): 111-116.
- Medeiros, C., Henao, J., Rohenkohl, C., Mirata, L., Baruffi, N., Junior, A. and Paula, S. (2008). "Functional evaluation of surgically-treted intra-articular fractures of the calcaneus." Revista Brasileira de Ortopedia **43**(11).
- Medici, G., Muss, C., Fantuzzi, A., Malavolti, M., Albertazzi, A. and Bedogni, G. (2005). "Accuracy of eight-polar bioelectrical impedance analysis for the assessment of total and appendicular body composition in peritoneal dialysis patients." European Journal of Clinical Nutrition **5**: 1-6.
- Messier, S., Ettinger, W., James, M., Doyle, T. and Burns, R. (1996). "Obesity: effects on gait in an osteoarthritic population." Journal Applied Biomechanics **12**(2): 161-172.
- Miyatake, N., Tanaka, A., Eguchi, M., Miyachi, M. T. and Numata, T. (2009). "Reference data of multi frequancies bioelectric impedance method in Japanese." Anti-Aging Medicine **6**(3): 10-14.
- Monteiro, M., Gabriel, R., Aranha, J., Neves-e-Castro, M., Sousa, M. and Moreira, H. (2010). "Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of pastmenopausal women." Clinical Biomechanics.
- Moreira, H. (2004). "Influência do exercício físico no risco cardiovascular e na aptidão física e funcional de mulheres pós-menopáusicas (Projeto Ref<sup>a</sup> POCI/DES/59049/2004)." In: Tecnologia FpaCe, editor Vila Real.
- Moreira, H. (2008). "Menopausa em forma: programa de promoção do exercício e da saúde em mulheres pós-menopáusicas." In Estélio Dantas, Actividade Física e Envelhecimento Saudável. Rio de Janeiro: Shape: 181-201.
- Moreira, H. and Sardinha, L. (2003). "Exercício físico, composição corporal e factores de risco cardiovascular na mulher pós-menopáusicas." Serviços Gráficos UTAD.

- Morse, L. R., Battaglino, R. A. and Widrick, J. J. (2013). "Menopause and the musculoskeletal system." Bailey, A. and Bernstein, C.(eds), Pain in women: A clinical guide. Springer Science + Business Media New York(12): 255-258.
- Nader, G. A. (2005). "Molecular determinants of skeletal muscle mass: getting the "AKT" together." International Journal of Biochemistry Cell Biology 37(10): 1985-1996.
- NAMS (2010). "NAMS continuing medical education activity. Management of osteoporosis in postmenopausal women: 2010 position statement of The North American Menopause Society." Menopause 17(1): 25-54.
- Newmann, A., Kupelian, V., Visset, M., Simonsick, E., Goodpaster, B., Kritchevsky, S. and et. al. (2006). "Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the health, aging and body composition study cohort." The Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 61(1): 72-77.
- Nigg, B. and Herzog, N. (2007). "Biomechanics of the muscle-skeletal system." Wiley 3rd Ed.
- Ogawa, H., Fujitani, K., Tsujinaka, T., Imanishi, K., Shirakata, H., Kantani, A. and et al. (2011). "InBody 720 as a new method of evaluating visceral obesity." Hepatogastroenterology 58(105): 42-44.
- Pasquali, R., Casimirri, F., Labate, A., Tortelli, O., Pascal, G., Anconetani, B., Gatto, M., Framia, R., Capelli, M. and Barbara, L. (1994). "Body weight, fat distribution and the menopausal status in women." International Journal Obesity 22: 719-727.
- Patil, B., Patkar, D., Mandlik, S., Kuswarkar, M. and Jindal, G. (2011). "Single prediction equation for bioelectrical impedance analysis in adults aged 22-59 years." Journal of Medical Engineering & Technology 35(2): 109-114.
- Perry, S. D. and P. Downey (2012). "Fracture risk and prevention: a multidimensional approach." Physical Therapy 92(1): 164-178.
- Perry, S. D. and Lafortune, M. A. (1995). "Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion." Clinical Biomechanics 10(5): 253-257.
- Pestana, M. and Gageiro, J. (1998). "análise de dados para ciências sociais: a complementariedade do SPSS. 1ª Edição." ed. Lisboa: Edições Sílabo.
- Pinto Neto, A., Soares, A., Urbanetz, A., Souza, A., Ferrari, A., Amaral, B., Moreira, C., Fernandes, C., Zerbini, C., Baracat, E., Freitas, E., Meirelles, E., Bandeira, F., Gonçalves, H., Lemgruber, I., Neto, J., Borges, J., Castro, J., Fiat, J., Mendonça, L.,

Oliveira, L. , Russo, L., Gregório, L., Marone, M., Castro, M., Haidar, M., Santos, P., Plapler, P., Carneiro, R., Guarnerio, R., Machado, R., Pereira, R., Lederman, R., Radominski, S., Eis, S., Pereira, S., Szejnfeld, V. and Chahade, W. (2002). "Consenso brasileiro de osteoporose 2002." Revista Brasileira de Reumatologia **42**(6).

Piotrobelli, A., St. Onge, M. and Heymsfield, S. (2004). "New bioimpedance analysis system: improved phenotyping with whole-body analysis." European Journal Clinical Nutrition **58**: 1479-1484.

Poehlman, E. (2002). "Menopause, energy expenditure, and body composition." Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica **81**: 603-611.

Poehlman, E. and Tchernof, A. (1998). "Transversing the menopause: changes in energy expenditure and body composition." Coronary Artery Disease. **9**: 799-803.

Pollock, M. and Wilmore, J. (1993). "Exercícios na saúde e na doença: avaliação e prescrição para prevenção e reabilitação." Ed. Medsi.

Powers, S. and Howley, E. (2009). "Fisiologia do exercício: teoria e aplicação ao condicionamento e ao desempenho." Ed. Manole **6ª Ed.**

Province, M. (1995). "The effects of exercise on falls in elderly patients." JAMA **273**: 439-468.

Quirino, M., Modesto-Filho, J., Vale, S., Alves, C., Leite, L. and Brandão-Neto, J. (2012). "Influence of basal energy expenditure and body composition on bone mineral density in postmenopausal women." International Journal of General Medicine **5**: 909-915.

Radominski, S., Pinto-Neto, A., Marinho, R., Costa – Paiva, L., Pereira, F., Urbanetz, A., Ferrari, A and Baracat, E. (2004). "Osteoporose em mulheres pós-menopáusicas." Revista Brasileira de Reumatologia **44**(6).

Raskin, D., Pinto Neto, A., Paiva, L., Raskin, A. and Martinez, E. (2000). "Factores related to obesity and android pattern of body fat distribution in climateric women." Revista Brasileira de de Ginecologia e Obstetrícia **22**(7).

Rolland, Y. and Vellas, B. (2009). "La sarcopénie." La Revue de Médecine Interne **30**: 150-160.

Romei, M., Galli, M., Motta, F. and Schwartz, M. C. (2004). "Use of the normalcy index for the evaluation of gait pathology." Gait & Posture **19**: 85-90.

- Rosenberg, L., Hennekens, C., Rosner, B., Belanger, C., Rothman, K. and Speizer, F. (1981). "Early menopause and the risk of myocardial infarction." American Journal of Obstetrics and Gynecology **139**: 47-51.
- Sinaki, M. (1989). "Exercise and osteoporosis." Arch. Physical Medicine Rehabilitation **70**: 220-229.
- Sosa, M., Saavedra, P., Munoz-Torres, M. and et. al. (2002). "Quantitative ultrasound calcaneus measurements: normative data and precision in the spanish population." Osteoporosis International. **13**: 487-492.
- Sturdee, D. and Pines, A. (2011). "IMSWG. Updated IMS REcommendations on postmenopausal hormone therapy and preventive strategies for midlife health." Climateric **14**: 302-320.
- Tarakida, A., Lino, k., Abe, K., Taniguchi, R., Higuchi, T., Mizunuma, H. and et. al. (2011). "Hypercholesterolemia accelerates bone loss in postmenopausal women." Climateric **14**: 105-111.
- Tchernof, A., Poehlman, E. and Després, J. (2000). "Body fat distribution, the menopause transition, and hormone replacement therapy." Diabetes Metabolism **26**: 12-20.
- Utian, W. (2004). "Menopause - related definitions." International Congress Series **1126**: 133-138.
- Vandervoort, A. (1992). "Effects of ageing on human neuromuscular function: implications for exercise." Journal Sport Science **17**: 178-184.
- Velho, L., Bellangero, W. and Bahamondes, L. (2007). "Avaliação quantitativa ultrasonográfica do calcâneo permite diferenciar mulheres com e sem fraturas ósseas recentes." Revista Associação Medicina Brasileira **53**(3): 229-233.
- Villiers, T., Gass, M., Haines, C., Hall, J., Lobo, R., Pierroz, D. and et. al. (2013). "Global consensus statement on menopausal hormone therapy." Maturitas **74**(4): 391-392.
- Völgyi, E., Frances, A., Tylavsky, A., Suominen, H., Alén, M. and Cheng, S. (2008). "Assessing body composition with DXA and bioimpedance. effects of obesity, physical activity, and age." Obesity **16**(3): 700-705.

Von Mühlen, D., Allinson, M., Jassal, S. and Barret-Connor, E. (2009). "Peripheral arterial disease and osteoporosis in older adults: the Rancho Bernardo Study." Osteoporosis International **20**(12): 2071-2078.

Walsh, M., Hunter, G. and Livingstone, M. (2006). "Sarcopenia in premenopausal and postmenopausal women with osteopenia, osteoporosis and normal bone mineral density." Osteoporosis International. **17**: 61-67.

Whittle, M. (2007). "Gait analysis: an introduction." Butherworth Heinemann 4th Ed.

WHO (2007). "WHO scientific group on the assesement of osteoporosis at primary health care level: summary meeting report. ." Brussels: World Health Organization.

Winter, D. (1991). "The biomechanics and motor contro of human gait: normal, elderly and pathological." Waterloo 2 ed.

WMA (2008). "World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects 2008."