

Escola Superior de Tecnologia da Saúde

Instituto Politécnico do Porto



**Densitometria óssea - precisão do técnico de
Radiologia**

Liliana Fernandes Rodrigues

Julho 2015

Escola Superior de Tecnologia da Saúde

Instituto Politécnico do Porto



**Densitometria óssea - precisão do técnico de
Radiologia**

Liliana Fernandes Rodrigues

Este trabalho visa a obtenção do Título de Especialista em Radiologia, mediante aprovação por provas públicas, de acordo com disposto no Decreto-Lei n.º206/2009 de 31 de Agosto

Agradecimentos

Este trabalho não seria possível sem a ajuda e colaboração de várias pessoas.

Em primeiro lugar quero agradecer à instituição Hospital Lusíadas Porto.

Agradeço de uma forma muito particular ao Dr. Ricardo Sampaio, impulsionador deste estudo.

Agradeço a toda a equipa de densitometria do Hospital Lusíadas, em particular técnica Gisela Sousa, Técnica Filipa Fernandes, Técnica Ana Lourenço e Técnica Patrícia Veiga.

Agradeço à Filipa por permitir a publicação das fotos de posicionamento.

Agradeço à Técnica Coordenadora mestre Teresa Novo pela disponibilidade e colaboração.

Agradeço à Dra. Luísa Nogueira, coordenadora da área técnico-científica da Radiologia - ESTSP, pelo apoio e incentivo.

Agradeço à professora doutora Sandra Rua Ventura por todo o apoio, colaboração, paciência e amizade ao longo deste processo.

Agradeço à Dra. Márcia Silva, pelo apoio, incentivo e colaboração.

Agradeço por fim a toda a minha família sempre presente em processos decisivos do meu percurso profissional, a minha mãe, o meu pai e a minha irmã Cristiana.

Agradeço ao João, sempre ao meu lado, em todas as etapas quer pessoais quer profissionais que fui ultrapassando ao longo dos anos....

Ninguém alcança o sucesso sozinho...eu reconheço e agradeço a todos que partilham comigo o dia-a-dia, porque de uma forma ou de outra todos contribuem para o meu processo de crescimento pessoal, profissional e académico.

Resumo

Introdução: A precisão é um atributo de uma técnica de medição quantitativa, tal como a densitometria óssea e está relacionada com a repetibilidade dos resultados desde que se realize uma mesma análise a um mesmo indivíduo.

Objetivos: O objetivo principal é calcular do erro de precisão médio da equipa de densitometria do Hospital Lusíadas Porto e os objetivos secundários são comparar os resultados obtidos para cada técnico e relacionar este fator com a experiência na área, calcular o limiar a partir do qual a variação de resultados pode implicar alteração biológica, para cada técnico e a média da unidade, demonstrar os dois modelos de testes de precisão com 30 e com 15 doentes e por último demonstrar a influência dos resultados de um técnico na média final da equipa.

Material e métodos: O trabalho apresenta dois estudos. O primeiro estudo decorreu entre Novembro de 2013 e Janeiro de 2014, envolveu 5 técnicos de radiologia, 157 doentes e 942 medições. O segundo estudo decorreu em Janeiro de 2015, envolveu 15 doentes, 135 medições.

Conclusão: A média final da equipa de densitometria do Hospital Lusíadas corresponde a valores consideravelmente abaixo dos limites de erro de precisão, em termos de percentagem de coeficiente de variação, uma vez que se obtiveram valores de 1.04% para coluna lombar, 1.22% para o fémur total e 1.27 para o colo do fémur, sendo os valores máximos aceitáveis de 1.90%, 1.80 e 2.5%, respetivamente. Numa técnica de precisão como a densitometria é imperativo aliar aos testes de precisão dos equipamentos, testes de precisão dos técnicos de radiologia, e promover a criação de equipas de pequena dimensão dedicadas à técnica.

Palavras-chave: Precisão, repetibilidade, Densitometria óssea, técnico de radiologia.

Abstract

Introduction: The results of a densitometry analysis is radiographer's responsibility, and different analyses can conduce to a different diagnosis. So in a so precise technique is imperative that the radiographer do precision's tests.

Aims: The main aim is to calculate the average precision error of Hospital Lusíadas's densitometry team and the secondary objectives are to compare the results for each radiographer and correlate the results with the experience, calculate the least significance change for each radiographer and the mean of the unit, apply the two models of precision tests and verify the difference produced in the team's mean by one unique radiographer.

Methods: This paper presents two studies. The first study occurred between November 2013 and January 2014 and involved five radiographers, 157 patients and 942 measurements. The second study occurred in January 2015 and involved 1 radiographer, 15 patients and 135 measurements.

Conclusion: The final mean of Lusíadas Hospital's team corresponds to good values, below the error limits of precision, the results have values of 1.04% for lumbar spine, 22.1% for total femur and 1.27% for the femoral neck, and the maximum acceptable values are 1.90%, 1.80% and 2.5%, respectively. In a precision technique such densitometry, it is imperative to combine the precision tests of the equipment with radiographer's precision tests, and encourage the creation of small teams dedicated to densitometry.

Keywords: Precision, repeatability, Bone Densitometry, radiographer

Índice

Agradecimentos	3
Resumo.....	4
Abstract	5
Índice	6
Índice de figuras	8
Índice de tabelas.....	9
Abreviaturas e Símbolos.....	10
Introdução	11
1. Noções anatomofisiológicas do osso.....	14
1.1. Estrutura e organização óssea	14
1.2. Composição do esqueleto ósseo	15
2. Osteoporose	17
2.1. Dados epidemiológicos	17
2.2. Considerações acerca da patologia	18
2.3. Diagnóstico de osteoporose	19
3. Densitometria Óssea.....	23
3.1. Evolução da técnica	23
3.2. Princípios físicos associados.....	25
3.3. Áreas anatômicas de estudo.....	26
3.4. Posicionamento coluna lombar e fêmur proximal	27
3.4.1. Coluna Lombar	27
3.4.1.1. Posicionamento	27
3.4.1.2. Avaliação	28
3.4.2. Fêmur proximal	30
3.4.2.1. Posicionamento	30
3.4.2.2. Avaliação	33
4. Controle de qualidade em densitometria Óssea	35
4.1. Precisão em densitometria	36
4.2. Medição do índice de precisão do técnico de radiologia	37
4.3. Principais fatores que afetam a precisão	39

4.4. Determinação do LSC	40
5. Material e Métodos	42
5.1. Desenho do estudo	42
5.1.1. Estudo 1.....	42
5.1.2. Estudo 2.....	43
6. Resultados	44
6.1. Estudo 1.....	44
6.2. Estudo 2.....	44
6.3. Resultados finais da unidade	45
7. Análise crítica e discussão.....	47
8. Conclusões finais e perspectivas futuras	49
8.1. Conclusões.....	49
8.2. Perspetivas futuras.....	50
Referências.....	51
Anexos.....	53
Anexo A - Ficha técnica de DXA (Hospital Lusíadas Porto)	54
Anexo B - Calculadoras excel usadas no estudo 1.....	55
Anexo C - Calculadoras excel usadas no estudo 2.....	56
Anexo D- Modelo de relatório de DXA (Hospital Lusíadas Porto).....	57

Índice de figuras

Figura 1: Osso Trabecular e Osso Cortical (adaptado de Bone Structure and Function) ...	16
Figura 2: Osso saudável e osso osteoporótico	18
Figura 3: Funcionamento de um densitómetro.	24
Figura 4: Densitómetro ® Hologic Explorer (Lusíadas Porto).....	25
Figura 5: Posicionamento para DXA coluna lombar	28
Figura 6: Processo de análise de DXA coluna lombar	29
Figura 7: Resultados sem exclusão de L1 (A) e com exclusão de L1 (B).....	30
Figura 8: Posicionamento de DXA do fémur proximal	31
Figura 9: Exemplo de rotação interna do membro inferior.....	32
Figura 10: Imagem correspondente a uma incorrecta rotação (A) e a uma correcta rotação (B).....	33
Figura 11: Área de interesse em DXA fémur proximal.....	34
Figura 12: Controlo de qualidade com fantoma.....	35
Figura 13: Metodologia de teste de precisão(9).....	37
Figura 14:Exemplo de cálculo de CV e LSC num estudo de 15 doentes, três análises cada região (Ex: coluna lombar)	39
Figura 15: Cálculo de LSC para um intervalo de confiança de 95%, contando com erro do equipamento de 1% e do operador de 1% adaptado de (8).	40
Figura 16:Variação do erro de precisão de acordo com o intervalo de confiança usado, adaptado (8).	41

Índice de tabelas

Tabela 1: Proporção de osso trabecular comparativamente com osso cortical (adaptado de Queiroz 1998).....	16
Tabela 2: Indicação para realização de densitometria (18).	20
Tabela 3: Contra-indicações à realização de densitometria óssea (18).	21
Tabela 4: Padrões de osteoporose segundo a classificação da OMS.....	22
Tabela 5: Valores aceitáveis de CV e LSC	38
Tabela 6: Resultados de precisão para um índice de confiança de 95%.....	44
Tabela 7: Resultados teste de precisão do técnico 4 para um índice de confiança de 95%.....	44
Tabela 8: Resultados finais da unidade	45
Tabela 9: Média do serviço antes e após recertificação do técnico 4	45
Tabela 10: Comparação da média da Unidade dos Lusíadas com os valores padrão	46

Abreviaturas e Símbolos

% - percentagem

ACR - American College of Radiology

cm³ - centímetro cúbico (unidade de medida do SI de volume)

CMO - Conteúdo Mineral Ósseo

CV - coeficiente de variação

D12 - Décima segunda vertebra dorsal

DMO - Densidade mineral óssea (BMD - Bone Mineral Density)

DP - Desvio padrão

DXA/DEXA - Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (Absorciometria bifotónica com Raio-X)

EIAS - Espinha Ilíaca antero superior

g - grama (unidade de medida do SI de peso)

g/cm² - grama por centímetro quadrado

g/cm³ - grama por centímetro cúbico

HSA - *Hip Strength Analysis*

IMC - Índice de massa corporal

ISCD - International Society for Clinical Densitometry

Kev - kiloeletrovolts (unidade de medida de energia de radiação x)

Kg - kilograma (unidade de medida do SI de peso)

L1 - primeira vértebra lombar

L2 - segunda vértebra lombar

L3 - terceira vértebra lombar

L4 - quarta vértebra lombar

L5 - quinta vértebra lombar

LSC - *least significance change*

mm - milímetro (unidade de medida do SI de comprimento)

mSv - milisieverts (unidade de medida de radiação absorvida)

OMS - Organização Mundial de Saúde

PA - posteroanterior

ROI's - Regiões de interesse do inglês *region of interest*

Introdução

A Densitometria óssea avalia a densidade mineral óssea e constitui o instrumento mais utilizado para diagnóstico e monitorização dos doentes com osteoporose. A densitometria é sem qualquer dúvida, o exame de eleição no diagnóstico de osteoporose, uma vez que esta patologia se define pelo baixo índice de densidade mineral óssea, abaixo de determinados limiares (1).

No caso das mulheres com idade superior a 45 anos, a literatura estima que a osteoporose e as suas complicações causem cerca de 500 mil hospitalizações e de 4 milhões de dias de internamento (2,3).

No caso de Portugal, estudos recentes preveem que 10 684 indivíduos sofram fraturas osteoporóticas do colo do fémur e que em 2050 este número aumente para 11 552 indivíduos (4).

A prevenção e o tratamento da osteoporose têm despertado grande interesse na comunidade científica uma vez que a osteoporose e as fraturas osteoporóticas são uma das principais causas da morbilidade e de mortalidade nos indivíduos idosos, principalmente no sexo feminino. A prevenção da osteoporose passa quer pela estabilização ou aumento da massa óssea, quer pela melhoria da qualidade do osso (2,3).

Pequenos erros de medição em densitometria podem originar erros graves no diagnóstico, sendo desta forma muito importante asseguramos a precisão deste exame.

Os equipamentos são sujeitos a vários tipos de controlo de qualidade, alguns deles com utilização de fantasmas que são realizados diariamente, mas na realidade dentro dos fatores que podem afetar a precisão em densitometria, aqueles que se relacionam com o doente ou com o técnico de radiologia são mais importantes do que os relacionados com a variabilidade do equipamento.

Neste contexto surgem os testes de precisão em densitometria óssea.

A precisão é um atributo de uma técnica de medição quantitativa, tal como a densitometria óssea e está relacionada com a repetibilidade dos resultados desde que se realize uma mesma análise a um mesmo indivíduo (5,6).

Na prática clínica, a precisão da densitometria relaciona-se por um lado com erros de precisão técnicos inerentes ao equipamento e por outro lado com erros relacionados com posicionamentos e análises menos precisas. É importante quantificar a precisão de uma análise para que o clínico consiga definir quando é

que esse erro de precisão foi excedido ao ponto de diagnosticar alterações biológicas significativas (5,6).

As principais medições ao nível da precisão são o desvio padrão (DP) das medições e o coeficiente de variação (CV) quer em número absoluto quer em percentagem, estes valores culminam no cálculo das alterações ao nível da densidade óssea que constituam alteração biológica - least significance change (LSC), ou seja o mais pequeno valor de alteração de densidade mineral óssea que é estatisticamente significativo para um grau de confiança de 95% (5-8).

Com base neste enquadramento surge este trabalho, de forma a testar o modelo de medição do índice de precisão do técnico de Radiologia proposto pela Sociedade Internacional de Densitometria Clínica - *The International Society for Clinical Densitometry* (9).

A motivação da autora prende-se com o facto de a própria fazer parte da equipa de densitometria da unidade de Imagiologia, e de este tema estar diretamente relacionado com a sua atividade profissional. Os dados apresentados são relativos ao processo de certificação da equipa de densitometria da unidade de Imagiologia do Hospital Lusíadas Porto, instituição profissional da autora.

O objetivo geral deste trabalho consiste no cálculo do erro de precisão médio da equipa.

Como objetivos secundários pretende-se:

- Apurar e comparar os resultados obtidos pelos cinco técnicos;
- Relacionar os resultados com a experiência na área;
- Calcular o limiar a partir do qual a variação de resultados pode implicar alteração biológica (LSC), para cada técnico e a média da unidade;
- Verificar a influência dos resultados de um técnico na média final da equipa.

Este trabalho encontra-se organizado da seguinte forma:

O primeiro capítulo consiste no enquadramento teórico do tema, realizando-se uma abordagem à anatomofisiologia do osso.

No segundo capítulo faz-se uma abordagem à osteoporose, uma vez que a densitometria óssea mede a densidade mineral óssea a fim de diagnosticar perda de massa óssea - osteoporose.

No terceiro capítulo descreve-se a densitometria óssea enquanto técnica de imagem, fazendo-se uma breve descrição da técnica, dos princípios físicos associados e do posicionamento para o estudo das áreas anatómicas em análise neste trabalho.

No quarto capítulo aborda-se o controle de qualidade em densitometria óssea, com especial enfoque para o índice de precisão do técnico de radiologia, os principais fatores relacionados com a precisão do técnico e as formas de medição de erro de precisão.

No quinto capítulo apresenta-se a metodologia usada para a realização deste trabalho e o âmbito em que foi realizado.

No sexto capítulo apresentam-se os resultados mais relevantes deste trabalho.

No sétimo capítulo analisam-se os resultados e enquadram-se na literatura atual.

No oitavo e último capítulo expõem-se as principais conclusões deste trabalho bem como algumas sugestões de trabalho futuro, na área em estudo.

1. Noções anatomofisiológicas do osso

A densitometria óssea é acima de tudo uma técnica quantitativa e não uma técnica de imagem do esqueleto ósseo. Contudo existem aspectos anatômicos muito importantes para um estudo por densitometria óssea, o conhecimento anatômico das áreas de estudo é fundamental para uma correta utilização desta tecnologia bem como para a interpretação dos resultados obtidos (6).

1.1. Estrutura e organização óssea

Os ossos são órgãos fortes e rígidos que constituem o esqueleto do ser humano. As suas funções incluem o suporte mecânico às partes moles do corpo, protegendo os órgãos vitais, ou o alojamento e proteção da medula óssea. Desempenham também, um papel importante como reservatório de material orgânico na forma de cálcio e fosfato.

A sua ação combinada com os tendões, ligamentos, articulações e músculos esqueléticos resulta nos movimentos, simples e complexos do esqueleto humano. Os ossos são principalmente constituídos por osteóide mineralizado, medula óssea, vasos sanguíneos e endotélio. Podem diferir entre si, em tamanho, forma, ou mesmo composição, sendo comum a sua divisão em 4 subcategorias: ossos longos, ossos curtos, ossos achatados e ossos irregulares (6,10).

O cálcio é sem dúvida um elemento muito importante no esqueleto ósseo, constitui o quinto elemento mais abundante no organismo e o componente inorgânico mais abundante do osso. É também um cofator fundamental na transmissão neural, na atividade enzimática, na coagulação sanguínea e outras funções extracelulares e intracelulares vitais. A função de transporte das membranas celulares e o transporte de íons através destas são também influenciadas pelo cálcio (11).

O tecido ósseo é um tipo especializado de tecido conjuntivo constituído por células e material extracelular calcificado, a matriz óssea (osteóide); no esqueleto axial, representa apenas 25% do volume ósseo total, dos quais 60% correspondem a osso mineral na forma de hidroxiapatite e os restantes 40% à matriz óssea, composta maioritariamente por fibras de colagénio, e minoritariamente por proteoglicanos e glicoproteínas. Os restantes 75% do volume ósseo total (esqueleto axial) correspondem à medula óssea, nas suas duas formas: vermelha e amarela (4). A

medula óssea preenche a cavidade medular contida na diáfise de ossos longos, assim como os espaços inter-trabeculares. É constituída por estroma, tecido mielóide, células adiposas, vasos sanguíneos e tecido linfático. A medula óssea amarela deve a sua cor, à sua composição quase exclusiva em tecido adiposo (~96%), encontrando-se preferencialmente na cavidade medular da diáfise. Por sua vez, a medula óssea vermelha é maioritariamente composta por água e elementos tecidulares eritropoiéticos, podendo ser encontrada nos ossos curtos e achatados, esterno, nos corpos vertebrais, e epífise de ossos longos; este tipo de medula óssea é responsável pela produção de células sanguíneas (hematopoiese). A razão, entre os dois tipos de medula óssea, varia com o local do esqueleto, sendo que o envelhecimento determina o aumento da medula óssea amarela, que vai progressivamente substituindo a medula óssea vermelha (10,12).

1.2. Composição do esqueleto ósseo

O tecido ósseo maduro pode ser classificado em trabecular e cortical, conforme figura 1, com base na sua organização estrutural. A superfície de corte do tecido ósseo cortical aparece sólida e bastante homogênea, daí ser também conhecido por osso compacto, já a do tecido ósseo trabecular tem a aparência de uma esponja, daí ser também conhecido por tecido esponjoso.

O tecido ósseo cortical e o tecido ósseo trabecular são constituídos pelos mesmos elementos: células e matriz mas têm importantes diferenças estruturais e funcionais.

O tecido ósseo trabecular é constituído por finas trabéculas com 100 a 150 μm de espessura, constituídas por lamelas ósseas, na sua maioria paralelas entre si, delimitando amplas cavidades intercomunicantes ocupadas, no osso vivo, por medula óssea. As trabéculas estão organizadas sob a forma de uma rede tridimensional, seguindo sempre as linhas das forças mecânicas, disposição que confere ao osso esponjoso uma ótima resistência às cargas transmitidas pelas superfícies articulares.

O tecido ósseo cortical é constituído por colunas cilíndricas com 150 a 300 μm de diâmetro, os osteónios, cujo eixo maior é paralelo ao do osso, representando, assim, as unidades estruturais elementares do osso compacto. Cada osteónio é formado por cerca de 20 a 30 lamelas ósseas concêntricas dispostas à volta de um canal central - o canal de *Havers*. Cada lamela óssea apresenta uma orientação aproximadamente perpendicular à lamela adjacente, de modo a conferir maior

resistência. Entre as lamelas de um osteônio encontram-se numerosas lacunas ósseas, os osteoplastos, dispostas também concentricamente em relação ao canal de *Havers*, ocupadas, num osso vivo, pelos osteócitos. As lamelas são radialmente atravessadas por canalículos ósseos contendo os prolongamentos citoplasmáticos dos osteócitos. Esta organização do tecido ósseo compacto em lamelas, representa um compromisso entre a solidez e a resistência (13).

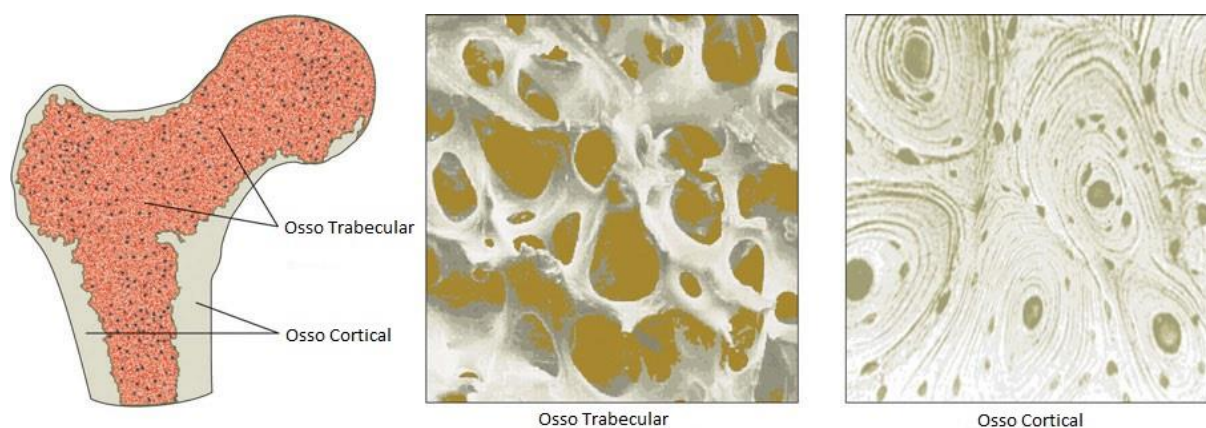


Figura 1: Osso Trabecular e Osso Cortical (adaptado de Bone Structure and Function)

Em densitometria a identificação dos locais anatómicos onde predomina osso cortical ou osso trabecular é de extrema importância. Alguns tipos de patologias manifestam mais alterações num tipo de osso do que noutro, desta forma os locais a analisar são também escolhidos em função da patologia em causa (14).

As estruturas escolhidas para análise em densitometria também têm em conta a sua percentagem de osso trabecular e de osso cortical. Entre a coluna lombar, as áreas de estudo do fémur proximal e o rádio as diferenças são notórias, conforme ilustrado na tabela 1.

Tabela 1: Proporção de osso trabecular comparativamente com osso cortical (adaptado de Queiroz 1998)

PROPORÇÃO DE OSSO TRABECULAR E DE OSSO CORTICAL NAS ESTRUTURAS ANATÓMICAS ESTUDADAS		
ESTRUTURA ANATÓMICA	PERCENTAGEM OSSO TRABECULAR (%)	PERCENTAGEM OSSO CORTICAL (%)
COLUNA LOMBAR	66	34
COLO DO FÉMUR	25	75
TROCHANTER MAIOR	50	50
TRIÂNGULO DE WARD	100	0
RÁDIO MÉDIO	0	100
RÁDIO DISTAL	75	25

2. Osteoporose

2.1. Dados epidemiológicos

O estudo epidemiológico da osteoporose criou questões pertinentes, uma vez que demonstrou a gravidade do problema em termos de saúde pública.

Se analisarmos os dados dos Estados Unidos da América, verificamos que a osteoporose afeta mais de 10 milhões de pessoas, estando previsto que, aproximadamente, 14 milhões de mulheres venham a sofrer osteoporose no ano 2020. Fazendo uma análise à escala mundial esta patologia afeta aproximadamente 200 milhões de adultos com mais de 50 anos (3,15).

A prevalência da osteoporose é difícil de calcular em virtude de variar de país para país e, no mesmo país, de região para região, dependendo de fatores genéticos e ambientais, ainda assim sabemos que esta patologia e as suas complicações são causa de 500 mil hospitalizações e de 4 milhões de dias de internamento para as mulheres com idade superior a 45 anos (2).

Dados prospetivos para Portugal preveem que 10684 indivíduos sofram fraturas osteoporóticas do colo do fémur e que em 2050 este número tenha aumentado para 11552. Além disso estas fraturas representarão para o país um custo de, aproximadamente, 55800000 euros no ano de 2020 e de 60300000 euros no ano de 2050 (4).

A consequência clínica da osteoporose são as fraturas. As fraturas típicas ocorrem no colo do fémur, vértebras e no punho, mas quando o esqueleto sofre de osteoporose outras fraturas também ocorrem mais frequentemente (3).

Ao longo da sua vida um indivíduo tem um risco muito alto de ter uma fratura osteoporótica, entre 40% e 50% nas mulheres e cerca de 25% nos homens (16).

As fraturas osteoporóticas têm elevados custos para a sociedade, quer diretos, quer indiretos, uma vez que qualquer uma destas fraturas implica algum tempo de imobilização, perda da qualidade de vida, alguma incapacidade e, no caso das fraturas de colo do fémur, elevada mortalidade nos primeiros três meses após a fratura (15).

2.2. Considerações acerca da patologia

A patologia metabólica pode afetar o esqueleto de duas formas, excesso ou falta de osso calcificado. Quando se assiste a uma redução da mineralização óssea, verifica-se ou uma diminuição da quantidade de osso formado ou uma excessiva reabsorção óssea.

A osteoporose é uma doença sistémica caracterizada por uma redução da massa óssea e deterioração da microestrutura do esqueleto, conduzindo a um aumento da fragilidade óssea e do risco de fratura (conforme figura 2).

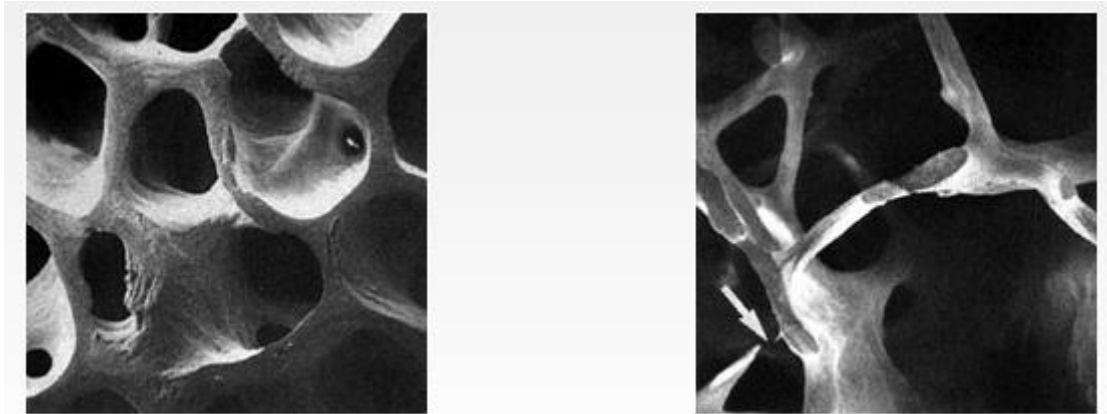


Figura 2: Osso saudável e osso osteoporótico

(Reproduced from J Bone Miner Res 1986; 1:15-21 with permission of the American Society for Bone and Mineral Research. ©1986 by Massachusetts Medical Society. All rights reserved.)

Dado que a sua complicação maior é a fratura óssea, nos últimos anos tem-se investido bastante no tratamento e prevenção desta patologia. Neste contexto ganham especial interesse os métodos de medição e avaliação da densidade mineral óssea.

2.3. Diagnóstico de osteoporose

A densitometria óssea é a técnica radiológica mais utilizada na medição da DMO do osso, sendo a classificação da Organização Mundial de Saúde (OMS) baseada nas medidas executadas com esta técnica.

Trata-se de um método não invasivo, rápido, com utilização de baixa dose de radiação x, a dose absorvida num exame de densitometria óssea é similar a radiação solar média a que um indivíduo está exposto durante um dia e a menos de um quarto da radiação absorvida em média numa radiografia do tórax (17).

A realização de densitometria óssea está indicada em determinados cenários clínicos como descrito na tabela 2.

Tabela 2: Indicação para realização de densitometria (18).

TODAS AS MULHERES COM IDADE IGUAL OU SUPERIOR A 65 ANOS E HOMENS COM IDADE IGUAL OU SUPERIOR A 70 ANOS, ASSINTOMÁTICOS

MULHERES COM IDADE INFERIOR A 65 ANOS, QUE APRESENTEM UM OU MAIS FATORES DE RISCO DE DIMINUIÇÃO DE DENSIDADE MINERAL ÓSSEA

TAIS COMO: BAIXO PESO CORPORAL, ANTECEDENTES MATERNOS DE FRATURA DA ANCA ANTES DOS 50 ANOS, USO DE MEDICAMENTOS DE ALTO RISCO, DOENÇA OU CONDIÇÃO ASSOCIADA À PERDA ÓSSEA, DÉFICE DE ESTROGÊNIO, PESO ABAIXO DE 57,6 KG, HISTÓRIA DE AMENORRÉIA SUPERIOR A 1 ANO ANTES DOS 42 ANOS.

MULHERES COM MENOS DE 65 ANOS E HOMENS COM MENOS DE 70 ANOS COM FATORES DE RISCO ADICIONAL: FUMADORES, PERDA DE PESO E CIFOSE TORÁCICA ACENTUADA.

INDIVÍDUOS DE QUALQUER IDADE EM QUE OUTRO EXAME IMAGIOLÓGICO TENHA REVELADO PERDA DE MASSA ÓSSEA.

INDIVÍDUOS COM 50 ANOS OU MAIS QUE DESENVOLVERAM FRATURAS DO PUNHO, COLUNA OU ÚMERO PROXIMAL SEM TRAUMATISMO CONHECIDO (EXCLUINDO FRATURAS PATOLÓGICAS)

INDIVÍDUOS QUE ESTÃO OU VÃO REALIZAR TERAPIAS COM CORTICÓIDES POR MAIS DE TRÊS MESES

INDIVÍDUOS QUE ESTÃO A REALIZAR TERAPIAS COM MEDICAMENTOS QUE AFECTAM A DENSIDADE MINERAL ÓSSEA

INDIVÍDUOS COM ALTERAÇÕES ENDÓCRINAS QUE ALTERAM A DENSIDADE MINERAL ÓSSEA

INDIVÍDUOS COM CONDIÇÕES MÉDICAS QUE AFETAM A DMO

INDIVÍDUOS A REALIZAR TRATAMENTO PARA OSTEOPOROSE

CRIANÇAS E ADOLESCENTES COM CONDIÇÃO MÉDICA ASSOCIADA A ALTERAÇÕES DA DMO

INDIVÍDUOS COM AUMENTO PATOLÓGICO DA DMO

PARA MEDIÇÃO DA MASSA GORDA E DA MASSA MAGRA EM INDIVÍDUOS COM CARCINOMAS, DESORDENS ALIMENTARES...

Não existem contra indicações absolutas à realização de densitometria óssea, contudo o American College of Radiology enumera as situações em que este exame não está indicado, discriminadas na tabela 3. Algumas delas, como por exemplo a realização recente de exames com meios de contraste são apenas temporais, ou seja, o doente deve esperar algum tempo após estes exames, para que o meio de contraste seja eliminado e realizar a densitometria posteriormente. No caso por exemplo de prótese total da anca, podemos optar pelo colo do fémur contralateral. No caso de fraturas, nas vértebras lombares em estudo, podemos optar pelo estudo complementar do antebraço.

Tabela 3: Contraindicações à realização de densitometria óssea (18).

ADMINISTRAÇÃO RECENTE DE MEIOS DE CONTRASTE (BARITADOS OU IODADOS) OU RADIONUCLÍDEOS
GRAVIDEZ
ALTERAÇÕES DEGENERATIVAS SEVERAS OU FRATURAS DA ÁREA EM ESTUDO
IMPLANTES, PRÓTESES, OU OUTROS DISPOSITIVOS NA ÁREA DE ESTUDO
IMPOSSIBILIDADE DO PACIENTE DE REALIZAR O POSICIONAMENTO CORRECTO PARA A REALIZAÇÃO DO EXAME
ÍNDICES DE MASSA CORPORAL (IMC) DEMASIADO ALTOS OU BAIXOS QUE POSSAM POR EM CAUSA A PRECISÃO DA MEDIÇÃO
OUTRA CONDIÇÃO DE PACIENTE QUE DE ALGUMA FORMA POSSA POR EM CAUSA A PRECISÃO DA MEDIÇÃO DOS VALORES DE DENSIDADE MINERAL ÓSSEA
QUALQUER INDIVÍDUO CANDIDATO À TERAPIA EM FÁRMACOS DE AÇÃO DIRECIONADA PARA A MASSA ÓSSEA
QUALQUER INDIVÍDUO EM TRATAMENTO PARA A MONITORIZAÇÃO DA RESPOSTA TERAPÊUTICA SOBRE A MASSA ÓSSEA

O paradigma atual de diagnóstico da osteoporose assenta na medida de DMO em g/cm^2 , obtida pela densitometria óssea e na sua classificação numa escala de percentis definida pela OMS em 1994. Esta escala baseia-se na comparação da DMO do doente, com a média de DMO de um jovem adulto saudável (pico de massa óssea) do mesmo sexo. Este critério é quantificado por uma norma - T-score - que corresponde ao valor da diferença de desvios padrão entre o exame e a média de DMO do jovem adulto, segundo a equação 1, em que P corresponde ao valor de DMO medido, M_Y ao valor médio para um jovem adulto saudável do sexo correspondente e SD_Y o desvio padrão da população para jovens adultos.

Equação 1:

$$T \text{ score} = \frac{P - M_Y}{SD_Y}$$

Tendo em conta o resultado do T-score e a classificação da OMS podemos chegar a três diagnósticos, conforme tabela 4.

Tabela 4: Padrões de osteoporose segundo a classificação da OMS

T- SCORE	DIAGNÓSTICO
$T > -1.0$	NORMAL
$-1.0 > T > -2.5$	OSTEOPENIA
$T < -2.5$	OSTEOPOROSE

Existe também outra norma definida pela OMS - Z-score - que segue o mesmo princípio da classificação anterior, mas compara o resultado medido no exame com a média da população com idade e sexo correspondente, segundo a equação 2, em que P corresponde ao valor de DMO medido, M_{am} ao valor médio para um indivíduo da mesma idade e sexo, e SD_{am} ao desvio-padrão relativo à população de indivíduos com idade e sexo correspondente.

Equação 2:

$$Z \text{ score} = \frac{P - M_{am}}{SD_{am}}$$

Esta norma é mais utilizada nos exames em crianças, mulheres pré-menopausa e em homens com idade inferior a 50 anos. Assim, um Z score igual ou inferior a -2,0 é definido como “abaixo da faixa de normalidade esperada para a idade” e um Z-score acima de -2,0 é definido como “dentro da faixa de normalidade esperada para a idade (10).

2. Densitometria Óssea

3.1. Evolução da técnica

A densitometria óssea constituiu uma área da medicina que já conta com cerca de 60 anos, no entanto foi nos últimos 15 anos que sofreu um desenvolvimento mais significativo. No início, esta técnica era encarada com um certo ceticismo, em grande parte devido ao pouco desenvolvimento que revelava na altura e à falta de evidência científica dos seus resultados. A maior-valia desta técnica estava no diagnóstico de osteoporose, mas na altura a osteoporose era vista como uma alteração irreversível que piorava com o avanço da idade, ou seja, tornava supérflua a utilização da densitometria nesses casos.

Várias foram as técnicas e equipamentos desenvolvidos ao longo dos anos, até chegarmos ao mais usado atualmente a Absorciometria bifotónica com Raio-X (DXA ou DEXA), sendo a sigla resultante da designação na língua inglesa - *Dual Energy X-Ray Absorption*.

Esta técnica utiliza radiação ionizante para a quantificação da DMO. Através de uma fonte de radiação x formam-se dois feixes com energias distintas, sendo que é a diferença entre os dois que permite avaliar a DMO. O duplo feixe de radiação traz várias vantagens, nomeadamente *exames* mais rápidos e com maior precisão devido à maior intensidade do mesmo. Além disso, permite uma diminuição da dose de radiação, devido às suas dimensões reduzidas, que estão diretamente relacionadas com a fila de detetores, sendo a abertura do feixe muito pequena e colimada aos mesmos. Nesse sentido, pode-se distinguir dois tipos de feixe, o feixe em lápis, em que é utilizado um único detetor ou o feixe em leque em que são utilizados múltiplos detetores, conforme figura 3.

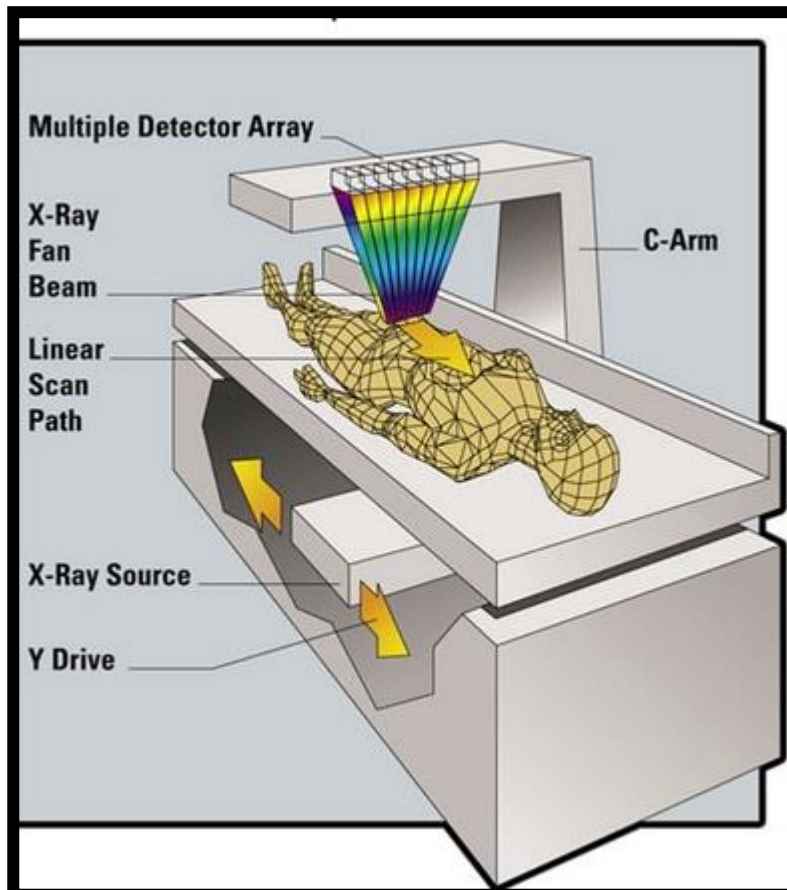


Figura 3: Funcionamento de um densitômetro.

Esta técnica permite a medição da densidade mineral óssea em regiões como a coluna lombar, colo do fémur, antebraço, fémur total e até de todo o esqueleto. O resultado dessa medição corresponde ao somatório do osso cortical e do osso trabecular, ou seja, não é possível estudar os dois tipos de osso individualmente na mesma estrutura. Assim, as estruturas que são mais estudadas são a coluna lombar, visto que é maioritariamente composta por osso trabecular e o colo do fémur que por sua vez é altamente composto por osso cortical.

Apesar de esta técnica usar radiação ionizante, os valores de dose absorvida pelo doente são consideravelmente baixos, entre 0,02 a 0,05 mSv, que é significativamente mais baixa do que nas outras técnicas, numa radiografia da coluna lombar por exemplo, a dose absorvida é cerca de 1,3 mSv.

Estes exames são realizados por um equipamento dedicado, o densitômetro (figura 4).

Um densitômetro é composto por duas unidades fundamentais: um conjunto formado pela mesa, onde se posiciona o doente e na qual estão incorporadas a fonte de radiação x e o sistema de deteção que pode ser de um ou mais detetores, conforme se trate de um feixe de RX único ou em leque, que se movem sincronizadamente ao longo do doente; uma unidade de processamento, arquivo,

visualização e impressão de imagens, constituída por um computador, um monitor e uma impressora e existem ainda os acessórios de controlo de qualidade por exemplo o fantoma e os apoios de posicionamento.



Figura 4: Densitómetro ® Hologic Explorer (Hospital Lusíadas Porto)

3.2. Princípios físicos associados

As técnicas radiológicas de densitometria óssea baseiam-se tal como referido previamente no uso de radiação X ou γ , e da interpretação da sua interação com os tecidos atravessados (osso e tecidos adjacentes).

O desenvolvimento destas técnicas permite a avaliação de grandezas quantitativas como a espessura do osso cortical (mm), o volume ósseo (cm^3), o conteúdo mineral ósseo (CMO) (g) ou a DMO por área (g/cm^2) ou por volume (g/cm^3).

Estudos recentes investem agora ao nível da avaliação da qualidade do osso, o primeiro consiste na inclusão da quantificação de parâmetros geométricos - a designada Hip Strength Analysis (HSA) - que está relacionado com a resistência do fémur à fratura.

A interação dos fotões, da radiação incidente, com a matéria pode ser dividida em vários fenómenos: o efeito fotoelétrico, a difusão de Compton, e a produção de pares. Ao nível das técnicas de densitometria, são utilizadas fontes de radiação x

com energias relativamente baixas (30-140keV), em que o efeito fotoelétrico predomina. A colimação do feixe de fótons, ao nível da fonte de raios-X e do detetor, exclui os fótons gerados por difusão de Compton; este facto permite que a diferença entre o feixe gerado pela fonte de raios-X (incidente) e o feixe que chega ao detetor (transmitido) seja atribuída à matéria atravessada pelos mesmos. A intensidade do feixe transmitido depende essencialmente da energia do feixe incidente, da espessura do material atravessado e do coeficiente de atenuação do mesmo, empiricamente, o coeficiente de atenuação de um material, traduz a sua resistência à passagem de radiação, sendo considerado constante para uma dada energia (6,12,19).

3.3. Áreas anatómicas de estudo

A sociedade portuguesa de reumatologia defende que devem ser avaliados o fémur proximal e a coluna lombar e devem ser valorizados os valores absolutos da DMO e o índice T da coluna lombar, do colo do fémur e do fémur total. Para diagnóstico deve ser considerado o índice T mais baixo das 3 localizações: coluna lombar, colo do fémur ou fémur total. A medição no rádio distal deve ser efetuada e valorizada apenas se não for possível efetuar as medições centrais referidas. Em doentes com idade superior a 65 anos pode ser avaliado apenas o fémur (20).

Contudo a *guideline* atual da Sociedade Internacional de Densitometria Clínica, recomenda a avaliação da coluna lombar postero-anterior (PA) e do fémur proximal em todos os doentes e o complemento com avaliação do antebraço quando uma das estruturas anteriores, coluna lombar ou fémur, não é viável para medição, em casos de hiperparatiroidismo e em doentes acentuadamente obesos, com peso superior ao suportado pela mesa de exame (21).

O paciente deve retirar toda a roupa, manter só roupa interior se esta não tiver metal e retirar todos os acessórios, depois de o paciente estar só em bata hospitalar deve ser medido, pesado e sujeito a um pequeno questionário conforme anexo A.

Inicia-se então o exame se não houver nenhuma contra-indicação.

3.4. Posicionamento coluna lombar e fémur proximal

3.4.1. Coluna Lombar

3.4.1.1. Posicionamento

O estudo da coluna lombar começa pelo alinhamento do corpo do paciente, primeiro devemos pedir ao paciente que se deite na mesa de exame em decúbito dorsal e de forma a sentir-se alinhado e confortável, depois através da realização de tração dos membros superiores e inferiores o técnico deve corrigir o alinhamento, se necessário. A coluna lombar deve estar alinhada com o centro da mesa de exame. O técnico deve palpar a duas cristas ilíacas do paciente de forma a perceber se estas estão niveladas. As pernas do paciente devem ser elevadas e colocadas em cima de um suporte de forma a realizara um angulo de 90° nos joelhos e nas ancas, como ilustrado na figura 5.

A elevação dos membros inferiores deve ser feita lentamente para que o paciente não mexa ombros nem coluna vertebral. Após a colocação do apoio o paciente vai sentir bastante mais confortável, o técnico deve reavaliar o posicionamento para se certificar que não houve alterações. Pode ser colocada uma almofada debaixo da cabeça do paciente se lhe for mais confortável, contudo a almofada deve ficar só debaixo da cabeça e nunca debaixo dos ombros.

A análise é feita de L1 a L4, contudo devemos obter uma imagem que inclua desde L5 até D12, com visualização das cristas ilíacas e dos arcos costais, desta forma devemos iniciar a aquisição da imagem ao nível das Espinhas Ilíacas Antero Superiores (EIAS) (6,14).



Figura 5: Posicionamento para DXA coluna lombar (Hospital Lusíadas Porto)

3.4.1.2. Avaliação

A avaliação da coluna lombar começa pela definição dos quatro ROI's, para L1, L2, L3 e L4. Apesar de visualizarmos L5 na imagem, este nível só nos serve para orientação, é excluído da análise porque a sua proximidade ao sacro pode influenciar a leitura.

Uma das primeiras dificuldades passa pela correta identificação das vértebras lombares, uma vez que é relativamente frequente a existência de uma sexta vertebra lombar, que pode, no caso de nos orientarmos por L5 para fazer a contagem, alterar consideravelmente os resultados.

Identificados os espaços devemos colocar as linhas intervertebrais paralelas aos espaços intervertebrais, caso não estejam e por fim devemos identificar a área correspondente às vertebrae lombares, excluindo osteófitos e outro conteúdo degenerativo, conforme ilustrado na figura 6.

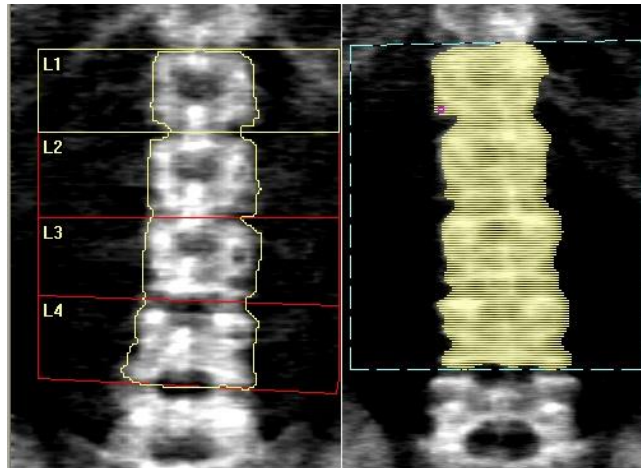


Figura 6: Processo de análise de DXA coluna lombar

Posteriormente o sistema calcula os resultados e nesta fase o técnico deve analisar os resultados, sendo que sempre que duas vertebrae adjacentes difiram entre si em mais de uma unidade no T score, a vértebra deve ser excluída da análise. A literatura diz-nos que se uma vértebra é significativamente diferente das vértebras adjacentes pode ter déficit de DMO por fratura prévia ou excesso por regeneração óssea ou osteófitos, não devendo desta forma ser tida em conta no resultado total. Na realidade uma única vértebra pode influenciar significativamente o resultado final, conforme exemplo da figura 7, em que a inclusão de todas as vértebras culmina no T score final de -0.6, já excluindo L1, conforme recomendado pela literatura obtemos um T score final de -1,5.

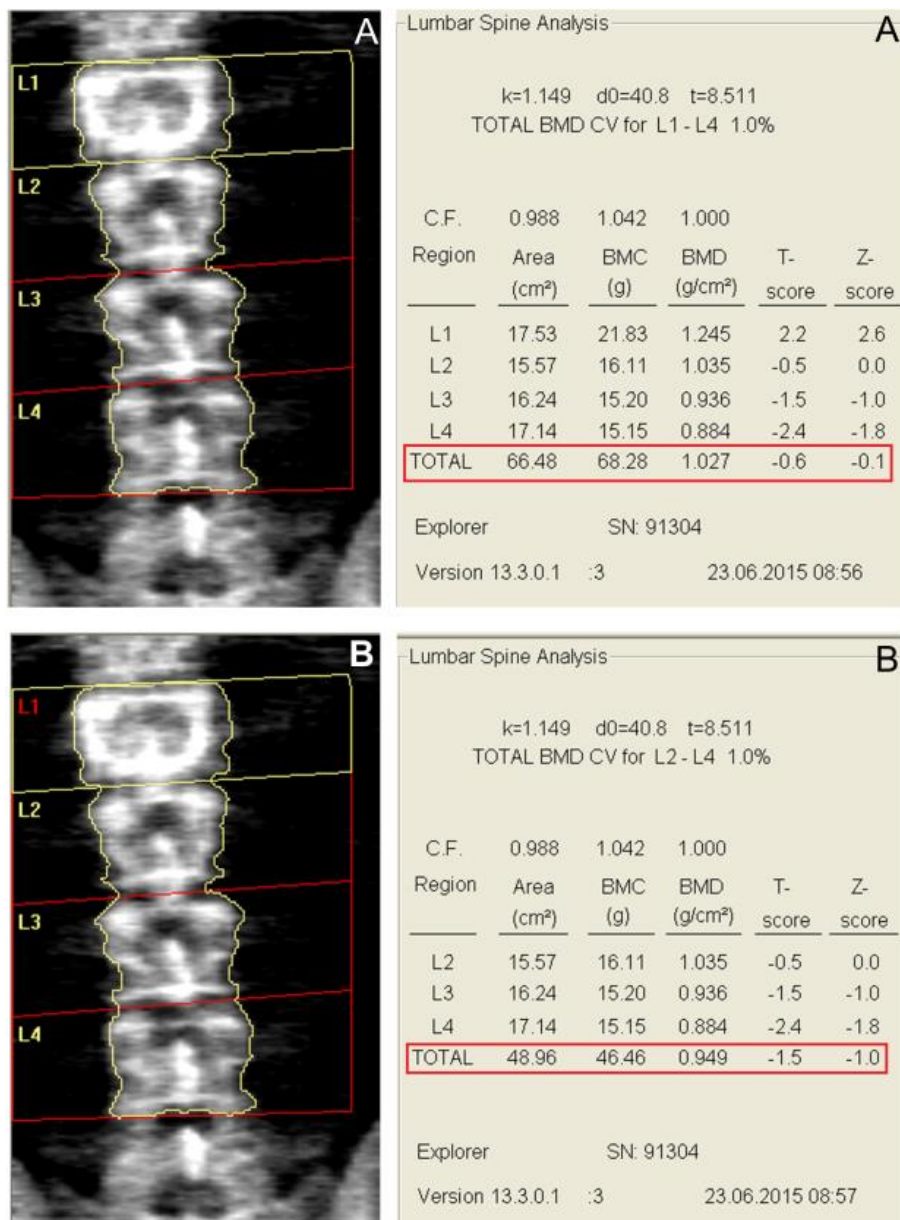


Figura 7: Resultados sem exclusão de L1 (A) e com exclusão de L1 (B).

3.4.2. Fémur proximal

3.4.2.1. Posicionamento

Antes de iniciar o posicionamento o técnico de radiologia tem que decidir se estuda o lado direito ou o lado esquerdo.

Na realidade nos inícios da densitometria óssea, em 1988 estava sempre selecionado o lado direito por defeito, a menos que o técnico altera-se os parâmetros para examinar o esquerdo, o facto de o lado direito estar programado por defeito não se baseava em nenhum modelo teórico. Mais tarde, e uma vez mais sem razão científica, o lado esquerdo passou a ser o lado escolhido pelo equipamento, por defeito, baseado apenas no *design* do equipamento e na facilidade de posicionamento.

A escolha do lado não dominante não encontra justificação científica ao nível da perspectiva funcional, uma vez que não são expectáveis diferenças na densidade óssea, baseadas unicamente nesta variável. Alguns estudos compararam a DMO do fémur proximal do lado dominante e não dominante e não encontraram diferenças estatisticamente significativas (14,22).

A literatura recomenda unicamente no caso de pacientes com escoliose a escolha do lado relativo à convexidade da curva escoliótica, e o lado saudável em situações de fratura prévia, cirurgia ou outra situação que possa alterar a DMO.

Passada esta fase centremo-nos mais concretamente no posicionamento, o paciente deve estar em decúbito dorsal, no centro da mesa, com rotação interna do membro inferior em estudo e alinhamento da diáfise femoral, como ilustrado na figura 8 e 9 (14).

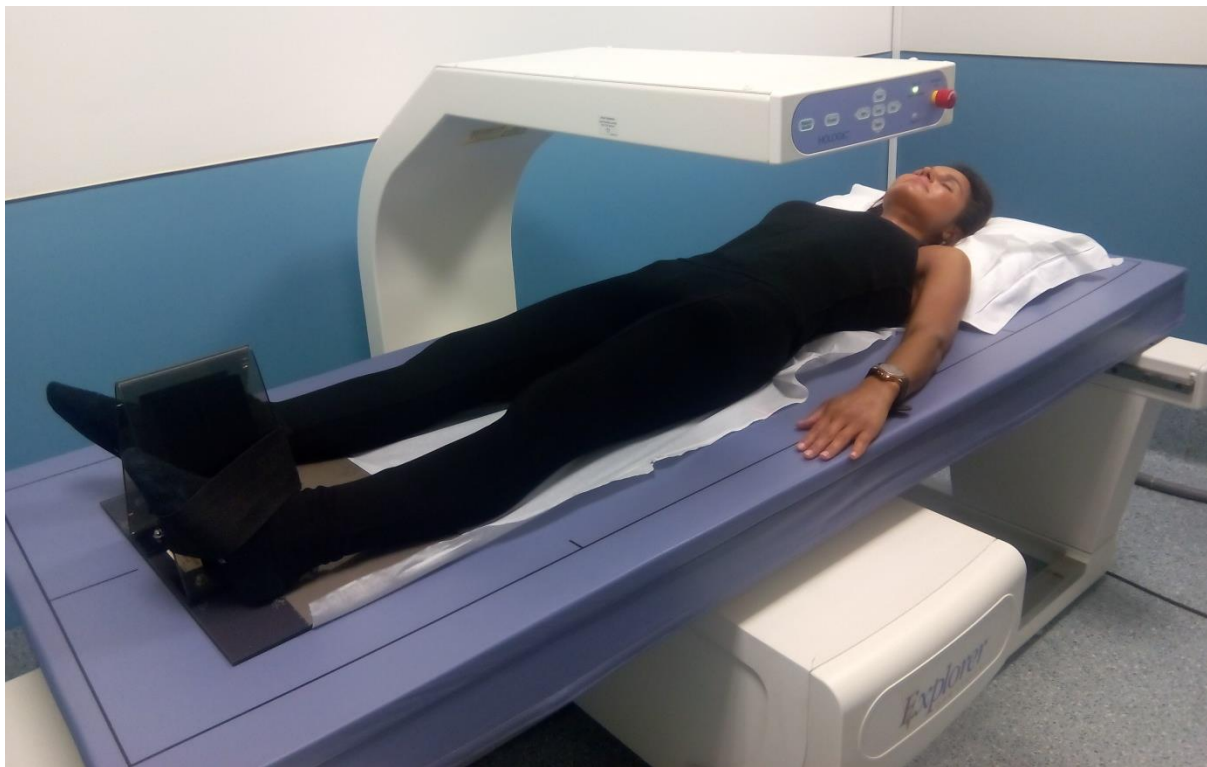


Figura 8: Posicionamento de DXA do fémur proximal (Hospital Lusíadas Porto)

A correta rotação do membro inferior pode ser conseguida através de um acessório de posicionamento em que se roda todo o membro inferior e se fixa o pé para que a posição se mantenha, conforme figura 9, ou cruzando as pernas, depois de fixar a posição do pé o paciente deve relaxar a perna, para evitar artefactos de movimento.

Esta rotação tem como objetivo posicionar o colo do fémur paralelamente à mesa de exame, de facto se o paciente colocar o membro inferior na sua posição normal o colo do fémur surge com angulação e anteversão relativamente ao plano da mesa de exame. A rotação exata necessária para que cada colo do fémur fique paralelo à mesa de exame é impossível de ser determinada pelo técnico, daí que a literatura recomende entre 15 a 20° de rotação interna. Na imagem o técnico já tem uma referência de rotação correta, essa referência passa pelo tamanho do trochanter menor, uma rotação correta corresponde à visualização, em imagem, de uma pequeníssima porção do trochanter menor conforme figura 10B, uma rotação incorreta ou insuficiente corresponde a uma visualização, em imagem, de uma porção maior do trochanter menor, conforme figura 10A (6,14).



Figura 9: Exemplo de rotação interna do membro inferior (Hospital Lusíadas Porto)

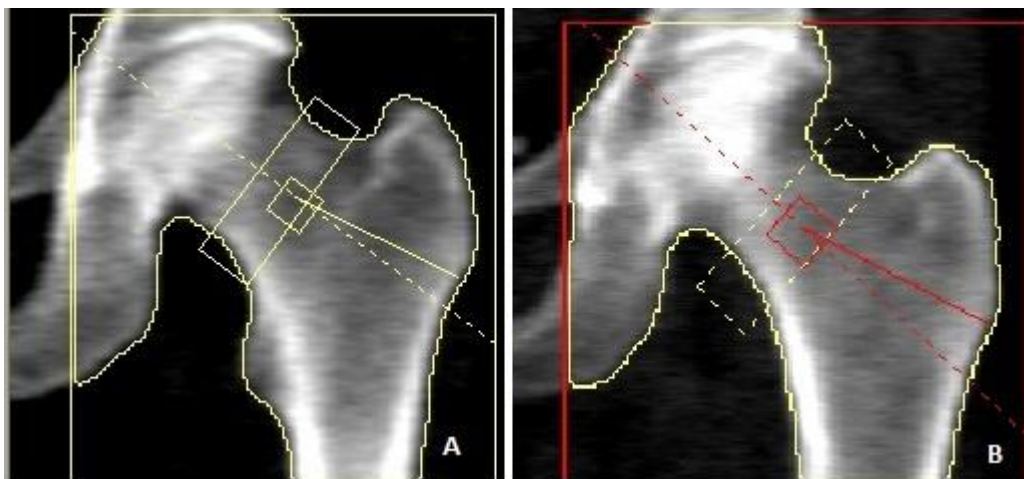


Figura 10: Imagem correspondente a uma incorreta rotação (A) e a uma correta rotação (B)

Alguns estudos defendem que o estudo do fémur proximal deve ser bilateral de forma a termos como resultado a média do lado direito e esquerdo e desta forma resultados bastante mais precisos (23).

Contudo o ACR não exige o estudo dos dois fémures, referindo unicamente que um exame *standard* de DXA num adulto consista no estudo PA da coluna lombar e no estudo de um ou dos dois fémures proximais, quando uma destas medições não seja fiável, pode complementar-se o estudo com o estudo do fémur proximal contra lateral, do antebraço não dominante ou de corpo inteiro (18).

3.4.2.2. Avaliação

A avaliação do fémur proximal divide-o em regiões específicas de acordo com a sua anatomia. Uma das regiões anatómicas mais conhecida é a área de *ward*. O triângulo de *ward*, nome original, consiste na região anatómica do colo do fémur, formada pela interceção de três feixes de ossos trabecular, conforme figura 11.

Em DXA o triângulo de *ward* é a área de menor densidade no colo de fémur, como a região consiste num quadrado, passou a chamar-se área de *ward* e não triângulo de *ward*.

A região do fémur total engloba todas as áreas individuais: colo do fémur, área de *ward*, região trocantérica e a região da diáfise. Cada uma destas áreas contém conteúdo ósseo diferente, com diferentes percentagens de osso trabecular e osso cortical, como ilustrado na figura 11.



Figura 11: Área de interesse em DXA fémur proximal

4. Controle de qualidade em densitometria Óssea

O controle de qualidade em DXA varia de acordo com as características de cada dispositivo de acordo com os diferentes fabricantes.

O controle de qualidade diário (conforme figura 12), que é realizado antes do início de um turno de trabalho, consiste na realização de um exame a um fantoma, que simula a coluna lombar. Após a medição da DMO do fantoma estamos a calibrar a qualidade de radiação, problemas técnicos, e o coeficiente de absorção. Uma vez que se a máquina medir valores dentro o intervalo estabelecido com normal, está garantida a precisão da mesma.

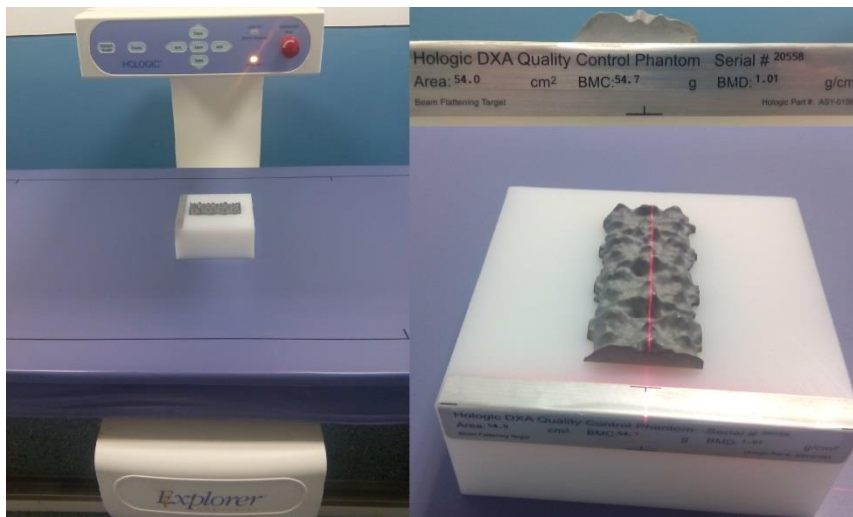


Figura 12: Controle de qualidade com fantoma (Hospital Lusíadas Porto)

Os equipamentos são programados para que, em primeiro lugar não seja permitido iniciar um período novo de trabalho sem calibrar o equipamento e em segundo não seja permitido começar um exame se os valores de análise do fantoma não estiverem dentro do intervalo correto.

Os equipamentos são sujeitos a vários tipos de controle de qualidade, mas na realidade dentro dos fatores que podem afetar a precisão em densitometria, aqueles que se relacionam com o doente ou com o técnico são mais importantes do que os relacionados com a variabilidade do equipamento (24).

4.1. Precisão em densitometria

A precisão em DXA é afetada por vários fatores tais como: o movimento do doente, presença de materiais que causam artefacto de imagem, limitações físicas do doente, o equipamento e o técnico de radiologia que realiza o exame.

Na realidade dentro dos fatores que podem afetar a precisão em densitometria, aqueles que se relacionam com o doente ou com o técnico são mais importantes do que os relacionados com a variabilidade do equipamento.

Em densitometria, precisão significa a concordância de resultados, ou seja sem alterações biológicas significativas, quando um mesmo exame é realizado ao mesmo doente em períodos temporais diferentes mantendo as mesmas condições gerais.

Em 1994 definiram-se duas subcategorias dentro da precisão: a repetibilidade e a reprodutibilidade.

A repetibilidade verifica-se quando os testes feitos pelo mesmo técnico, no mesmo equipamento, ao mesmo doente num curto mas distinto período temporal, apresentam resultados concordantes.

A reprodutibilidade verifica-se os testes feitos ao mesmo doente, por técnicos distintos em equipamentos distintos, apresentam resultados concordantes.

Em densitometria a precisão vai relacionar-se com a repetibilidade. Na prática a precisão vai ser o erro da técnica, podendo até usar-se a terminologia erro de precisão.

A precisão em DXA assume uma grande importância, mais ainda se estivermos perante estudos de seguimento de patologia em que se faz análises da DMO ao longo do tempo. Nestas situações e dado que os resultados em DXA nunca são cem por cento exatos, é imperativo conhecer qual o índice de precisão de um técnico ou equipa, qual o valor limite a partir do qual alterações de DMO representam alterações de significado biológico, para sabermos se estamos perante alterações de DMO valorizáveis ou desprezíveis.

Este erro de precisão é obtido através da realização de um estudo de precisão pelos técnicos que realizam esta valência (6,8).

4.2. Medição do índice de precisão do técnico de radiologia

A medição do índice de precisão do técnico de radiologia deve ser realizada após este receber treino específico, incluindo o posicionamento do doente, a manipulação do equipamento e a análise de resultados de forma consistente em 100 pacientes.

Depois de completar este período de experiência o técnico pode então ser sujeito ao teste de precisão, este teste pode ser realizado de duas formas, em 30 pacientes duas avaliações por paciente e estrutura ou em 15 pacientes três avaliações por doente e estrutura, calculam-se assim as variações entre as diferentes análises. Antes da repetição do exame o paciente deve sair da mesa de exame e ser reposicionado novamente.

No caso de a unidade ter mais que um técnico a realizar densitometria, cada um deve ser sujeito a um teste de precisão, sendo o índice de precisão da unidade corresponde à média dos resultados dos técnicos envolvidos.

A análise dos dados pode ser realizada se forma simples num computador *excel*® fornecido pela ISCD (figura 13).

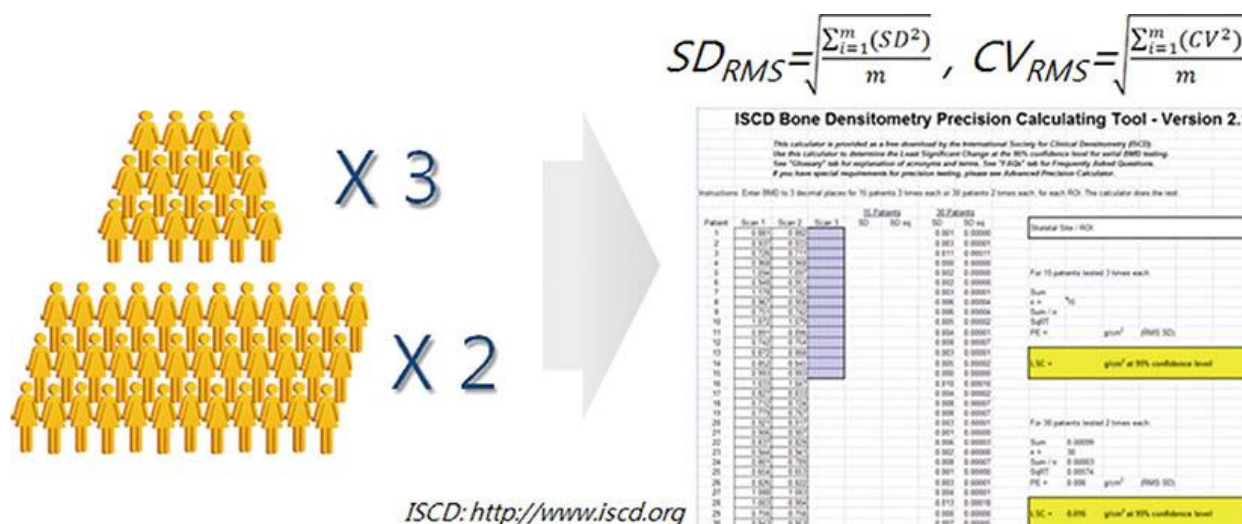


Figura 13: Metodologia de teste de precisão(9).

Se os resultados forem discrepantes do máximo aceitável, conforme tabela 5, o teste de precisão deve ser repetido depois de o técnico ser submetido a mais treino (5,8).

Tabela 5: Valores aceitáveis de CV e LSC

Área anatómica de estudo	CV	LSC
Coluna Lombar	1.9%	5.3%
Fémur Total	1.8%	5.0%
Colo do fémur	2.5%	6.9%

Na prática o coeficiente de variação (CV) é obtido dividindo o desvio padrão pela média e depois multiplicando por 100 para obter uma percentagem.

O cálculo da precisão é feito segundo a ferramenta disponibilizada pelo ISCD, conforme exemplo figura 14. Caso os valores estejam acima do aceitável é necessário treinar novamente o técnico e realizar posteriormente novo teste. Estes testes devem estar de acordo com as normas de proteção radiológica da instituição, e após consentimento informado do doente. Não se considera necessário repetir o teste a menos que se verifiquem alterações de *hardware* ou *software* do equipamento ou ainda das competências do técnico (6,8).

PRECISION CALCULATION								
MACHINE TYPE		Hologic Explorer			DATE		01-01-2015	
REGION OF INTEREST		Lumbar Spine						
	Scan #1	Scan #2	Scan #3	Mean	SD	CV		
1	0,948	0,931	0,944	0,941	0,009	0,009		
2	0,765	0,758	0,755	0,759	0,005	0,007		
3	0,955	0,952	0,946	0,951	0,005	0,005		
4	0,879	0,871	0,874	0,875	0,004	0,005		
5	0,883	0,892	0,876	0,884	0,008	0,009		
6	0,831	0,829	0,832	0,831	0,002	0,002		
7	0,993	1,006	0,994	0,998	0,007	0,007		
8	0,901	0,897	0,892	0,897	0,005	0,005		
9	0,813	0,816	0,829	0,819	0,009	0,010		
10	0,969	0,971	0,983	0,974	0,008	0,008		
11	0,931	0,928	0,920	0,926	0,006	0,006		
12	0,805	0,791	0,802	0,799	0,007	0,009		
13	0,915	0,913	0,923	0,917	0,005	0,006		
14	1,259	1,267	1,278	1,268	0,010	0,008		
15	0,841	0,846	0,845	0,844	0,003	0,003		
MEAN VALUE FOR STUDY				0,912	original units			
RMS-SD				0,006	original units			
RMS-CV				0,007				
RMS-%CV				0,70	%			
1x1LSC ⁹⁵				0,018	original units			

Figura 14: Exemplo de cálculo de CV e LSC num estudo de 15 doentes, três análises cada região (Ex: coluna lombar)

4.3. Principais fatores que afetam a precisão

O posicionamento inadequado do paciente e a incorreta avaliação das estruturas constituem os fatores que mais influenciam a precisão.

Outros fatores podem igualmente afetar os testes de precisão tais como: aquisição incompleta de L1-L4, incorreta identificação das vértebras lombares, rotação incorreta do fêmur, segmentação inadequada do colo do fêmur.

No caso da coluna lombar, havendo dúvida na identificação das vértebras lombares, a visualização dos arcos costais deve servir para identificar T12, uma vez que existem indivíduos com uma sexta vertebra lombar a chamada vértebra de transição, o que pode induzir em erro na segmentação. A segmentação errada das vértebras lombares acarreta diferenças muito significativas nos valores finais de DMO lombar (25).

4.4. Determinação do LSC

Após a identificação da precisão de erro na análise de uma dada estrutura, o passo seguinte consiste em determinar se o grau de alteração da DMO reflete significado biológico. E assim chegamos ao que se chama “alteração pouco significativa” do inglês *least significant change* (LSC). A determinação estatística do LSC deve ser baseada em determinados intervalos de confiança. O ideal é usar intervalos de confiança de 95%, contudo algumas unidades hospitalares usam intervalos de confiança de 80%. Se seguirmos as recomendações mais recentes da ISCD devemos usar intervalos de confiança de 95% e calcular o LSC multiplicando o erro de precisão por 2.77 (5,6,8,26).

Na prática quanto maior o intervalo de confiança escolhido para calcular o LSC menor o erro de precisão, conforme ilustrado na figura 15 e 16.

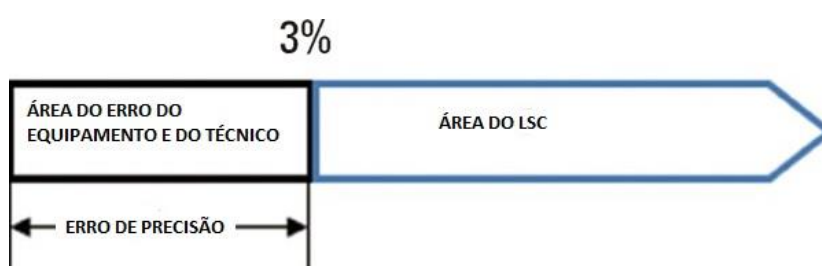


Figura 15: Cálculo de LSC para um intervalo de confiança de 95%, contando com erro do equipamento de 1% e do operador de 1% adaptado de (8).

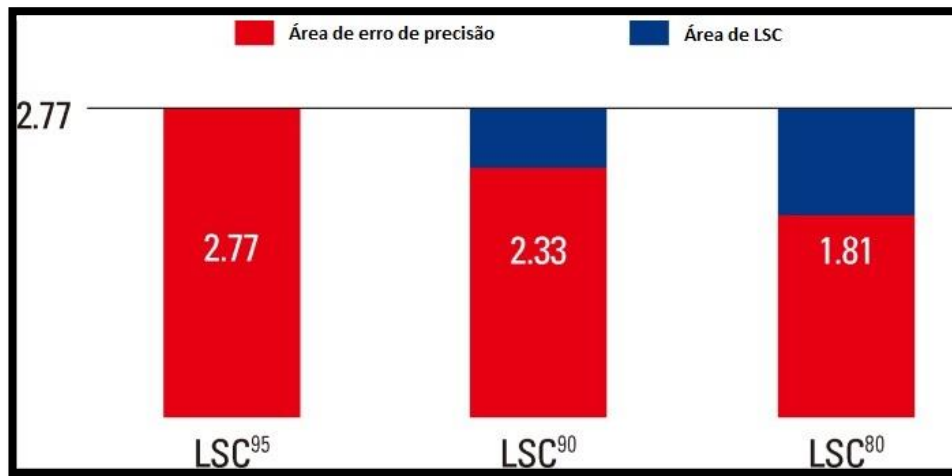


Figura 16:Variação do erro de precisão de acordo com o intervalo de confiança usado, adaptado (8).

5. Material e Métodos

5.1. Desenho do estudo

Os resultados apresentados são relativos ao processo de certificação da equipa de densitometria do Hospital Lusíadas Porto.

O serviço de Imagiologia do Hospital Lusíadas é constituído por 18 técnicos, sendo que a equipa de densitometria é constituída unicamente por 5 técnicos todos do sexo feminino, com idades compreendidas entre 25 e 31 anos, a experiência de quatro dos elementos à data do início do estudo era superior a 3 anos e um deles inferior a 1 ano.

O processo de certificação desenrolou-se em dois momentos, que serão apresentados de seguida, respetivamente designados por estudo 1 e estudo 2.

Os testes de precisão basearam-se na análise da coluna lombar e fémur proximal, da qual se analisaram três medidas principais, coluna lombar, colo do fémur e fémur total.

5.1.1. Estudo 1

O estudo 1 correspondeu à primeira certificação da equipa de densitometria do Hospital Lusíadas Porto.

Este primeiro estudo incluiu os 5 técnicos de Radiologia constituintes da equipa e o estudo decorreu entre Novembro 2013 e Janeiro de 2014.

O estudo envolveu 157 pacientes, todos os pacientes realizaram o exame de forma voluntária.

O consentimento informado para a realização do exame foi obtido verbalmente, mas todos os pacientes sabiam à partida que cada avaliação seria repetida uma segunda vez.

A metodologia escolhida foi a realização de um mínimo de 30 exames por cada técnico, repetindo o exame duas vezes. Entre os dois exames, o paciente descia da mesa e recomeçava-se tudo de novo na segunda análise, a fim de avaliar também as possíveis diferenças de posicionamento nos dois momentos.

Cada técnico analisou entre 30 a 33 pacientes, duas vezes cada em três regiões anatómicas, o que culminou num total de 942 medições de DMO em análise.

5.1.2. Estudo 2

O estudo 2 correspondeu à reanálise do técnico com resultados de precisão mais perto dos limites máximos, após um treino de aproximadamente um ano e realização de aproximadamente mais 150 exames e decorreu um ano depois em Janeiro de 2015.

Neste caso escolheu-se a metodologia de análise de 15 exames, repetindo cada um deles 3 vezes.

Mais uma vez os 15 pacientes realizaram o exame de forma voluntária, sabendo e consentindo à partida esta repetição da análise. Uma vez mais o paciente saía da mesa no final da primeira e da segunda avaliação, a fim de ser sempre reposicionado no início de uma nova medição.

No total foram realizadas 135 medições de DMO, 45 para cada região anatómica.

Os resultados de DMO foram analisados segundo as calculadoras *excel* desenvolvidas por Sydney Low Bonnick (anexo B e C), procedendo ao cálculo dos valores de CV e LSC de cada técnico, para cada estrutura anatómica e posteriormente a média da unidade (5,6,9,14).

6. Resultados

6.1. Estudo 1

No sentido de chegar a um valor de CV e LSC para cada técnico e estrutura anatómica analisada, procedeu-se ao cálculo dos mesmos através das calculadoras excel disponibilizadas pela ISDC. Chegando aos resultados apresentados na tabela 6.

Tabela 6: Resultados de precisão para um índice de confiança de 95%

Técnico	Coluna lombar		Fémur total		Colo Fémur	
	CV (%)	LSC (g/cm ²)	CV (%)	LSC (g/cm ²)	CV (%)	LSC (g/cm ²)
1	1.13	0.031	1.17	0.033	1.36	0.038
2	1.28	0.035	1.22	0.034	1.63	0.045
3	1.08	0.030	1.31	0.036	1.50	0.042
4	1.98	0.055	1.40	0.039	1.87	0.052
5	1.01	0.028	1.64	0.045	1.43	0.040
Média	1.30	0.036	1.35	0.037	1.56	0.043

6.2. Estudo 2

A seguinte tabela (7) apresenta os valores de CV e LSC para o técnico 4 após a realização do 2º teste de precisão, denominado de estudo 2 neste trabalho.

Tabela 7: Resultados teste de precisão do técnico 4 para um índice de confiança de 95%

Técnico	Coluna lombar		Fémur total		Colo Fémur	
	CV (%)	LSC (g/cm ²)	CV (%)	LSC (g/cm ²)	CV (%)	LSC (g/cm ²)
4	0.70	0.018	0.76	0.019	0.41	0.030

6.3. Resultados finais da unidade

O resultado final da unidade, composto pela média dos resultados dos cinco técnicos é apresentado de seguida na tabela 8.

Tabela 8: Resultados finais da unidade

Técnico	Coluna lombar		Fémur total		Colo Fémur	
	CV (%)	LSC (g/cm ²)	CV (%)	LSC (g/cm ²)	CV (%)	LSC (g/cm ²)
1	1.13	0.031	1.17	0.033	1.36	0.038
2	1.28	0.035	1.22	0.034	1.63	0.045
3	1.08	0.030	1.31	0.036	1.50	0.042
4	0.70	0.018	0.76	0.019	0.41	0.030
5	1.01	0.028	1.64	0.045	1.43	0.040
Média	1.04	0.028	1.22	0.033	1.27	0.039

No sentido de realçar a importância dos resultados de um único técnico na média final da equipa, apresenta-se a tabela 9, onde se pode analisar em pormenor a média após o estudo 1 e após o estudo 2, onde se pode verificar a variação de DP entre 0.13 e 0.26 no CV da unidade.

Tabela 9: Média do serviço antes e após recertificação do técnico 4

Técnico	Coluna lombar		Fémur total		Colo Fémur	
	CV (%)	LSC (g/cm ²)	CV (%)	LSC (g/cm ²)	CV (%)	LSC (g/cm ²)
Média 1	1.30	0.036	1.35	0.037	1.56	0.043
Média 2	1.04	0.028	1.22	0.033	1.27	0.039
DP	0.26	0.008	0.13	0.004	0.29	0.004

De forma a posicionar os resultados obtidos no Hospital Lusíadas com os valores padrão tabelados pela literatura apresenta-se a tabela 10.

Tabela 10: Comparação da média da Unidade dos Lusíadas com os valores padrão

	Coluna lombar		Fémur total		Colo Fémur	
	CV (%)	LSC (g/cm ²)	CV (%)	LSC (g/cm ²)	CV (%)	LSC (g/cm ²)
Média Lusíadas	1.04	0.028	1.22	0.033	1.27	0.039
Valores Padrão	1.90	0.053	1.80	0.050	2.50	0.069

Após análise da tabela 10, verifica-se que a média final da equipa de densitometria do Hospital Lusíadas Porto, fica consideravelmente abaixo dos limites aceitáveis publicados na literatura. Além disso, a análise da tabela 8, indica ainda que todos os resultados, dos técnicos analisados isoladamente, estão igualmente muito abaixo destes limites.

7. Análise crítica e discussão

É inequívoco que a DXA deve ser usada no diagnóstico de osteoporose, na medição do risco de fratura e na monitorização das alterações ao nível da densidade mineral óssea ao longo do tempo.

Por outro lado também fica claro que os resultados finais da análise por DXA são altamente dependentes do controle de qualidade do equipamento, do processo de aquisição, da análise e da própria interpretação, deste modo o treino e experiência quer do técnico de radiologia quer do próprio radiologista constituem requisitos essenciais.

Quando falamos de avaliações ao longo do tempo, exames de comparação de DMO, estes só são possíveis se houver conhecimento dos valores de precisão do equipamento e da equipa técnica, bem como cálculo do LSC.

Interpretações com pouca qualidade, que podem ser realizadas com base em análises com défice de qualidade podem resultar em decisões clínicas menos acertadas acerca do tratamento de determinados pacientes.

Nesta base de raciocínio é imperativo reconhecer-se que os erros de precisão em DXA estão muito mais relacionados com erros do técnico de radiologia do que com erros do equipamento, uma vez que os equipamentos exigem calibrações diárias e mensais. Na realidade no nosso país poucos são os centros de diagnóstico com DXA que realizam testes de precisão aos técnicos de radiologia e que por outro lado lhes proporcionam treinamento adequado antes de os certificarem para a realização da técnica.

O nosso estudo confirma a variação de resultados quando o mesmo exame é realizado pela mesma pessoa, ao mesmo doente, no mesmo equipamento em períodos temporais distintos mas próximos.

Por outro lado também verificamos a relação entre o treino e experiência e a precisão, uma vez que o técnico 4 obteve os valores mais altos de erro de precisão e LSC, e a sua experiência era à data consideravelmente inferior aos restantes, conforme apresentado na tabela 6. Os técnicos 1,2,3 e 5 tinham à data do estudo 3 anos de experiência em realização consecutiva de exames e tiveram como formador a mesma pessoa. Já o técnico 4 tinha à data do estudo 1 menos de um ano de experiência com realização de menos de 10 exames por mês. De ressaltar que a melhoria dos resultados do técnico 4 foi muito significativa, quando realizou o segundo teste de precisão um ano depois e após treinamento mais intenso, com a realização de uma média de 20 DXA por mês, conforme tabela 7.

Através da análise da tabela 9 podemos também constatar a influência dos resultados de um único técnico na média final da equipa.

No estudo 1 verificamos que os nossos resultados vêm também corroborar a literatura uma vez que à exceção do técnico 4, as medições da coluna lombar são as conducentes a uma menor erro de precisão e as medições do colo do fémur são as conducentes a um maior erro de precisão. No estudo 2 de reavaliação do técnico 4 verificamos que as suas medições já estão coerentes com a literatura.

A dimensão da equipa deve ser tida em conta, uma vez que equipas maiores são mais difíceis de certificar e têm mais possibilidades de incrementar o erro de precisão da unidade, desta forma o ideal passa por constituir equipas pequenas, com elementos dedicados à DXA e que realizem um mínimo semanal de exames. A precisão é influenciada acima de tudo pelo treino e experiência, mas esta deve ser contínua.

Por último é de salientar que a média final da equipa de densitometria do Hospital Lusíadas corresponde a valores consideravelmente abaixo dos limites de erro de precisão, em termos de percentagem de CV uma vez que se obtiveram valores de 1.04% para coluna lombar, 1.22% para o fémur total e 1.27 para o colo do fémur, sendo os valores máximos aceitáveis de 1.90%, 1.80 e 2.5%, respetivamente, conforme ilustrado na tabela 10.

8. Conclusões finais e perspectivas futuras

8.1. Conclusões

A DMO continua a ser um importante preditor de risco de fratura e a DXA é sem dúvida o instrumento mais adequado para a sua mensuração (1).

A literatura afirma que análises realizadas pela mesma pessoa, no mesmo equipamento e à mesma região anatómica, em períodos temporais diferentes não são exatamente iguais e o nosso estudo confirma com valores mensuráveis esta teoria.

Precisão significa exatidão ou rigor no registro e na definição de um valor ou medição, desta forma um teste de precisão consiste na repetição de exames com o mesmo doente, o mesmo equipamento pelo mesmo técnico de forma a analisar as diferenças entre os dois resultados, desta forma é importante cada unidade de densitometria saber o índice de precisão dos seus profissionais de forma a interpretar os resultados equacionando mais este fator. O relatório final de um exame de DXA deve conter o CV e o LSC da equipa que realiza o exame, sendo estes valores a média de todos os valores de cada técnico que pertence à equipa de DXA, conforme exemplo anexo D.

Com este trabalho pretendemos por uma lado demonstrar a variação de resultados a que o diagnóstico em DXA está sujeito e por outro demonstrar a importância do treino, experiência e dedicação à técnica na obtenção de índices de precisão elevados.

Dentro das áreas de imagem médica a densitometria continua a ser uma técnica com pouco investimento das entidades profissionais em termos de treino e criação de equipa dedicada, com este trabalho pretendemos também sensibilizar as entidades patronais para as melhorias diagnósticas da criação de uma equipa pequena e dedicada à técnica.

A certificação dos técnicos de radiologia que realizam densitometria é também um objetivo futuro, não está ainda muito enraizada no nosso país mas é já prática corrente em países como os Estados Unidos da América.

Em suma, numa técnica de precisão como a densitometria é imperativo aliar aos testes de precisão dos equipamentos testes de precisão dos técnicos de radiologia, criação de equipas de pequena dimensão dedicadas à DXA com treinamento e formação adequados afim a curto prazo a certificação em DXA constituir um requisito nos centros de diagnóstico por imagem.

8.2. Perspectivas futuras

Com este trabalho comprovou-se a importância de testes de precisão nos técnicos de radiologia que realizam DXA.

Um dos principais trabalhos futuros passa pela sensibilização da comunidade clínica para a importância dos testes de precisão e da certificação do técnico de radiologia.

Neste trabalho só analisamos a repetibilidade dos resultados, uma das subcategorias da precisão, contudo seria pertinente fazer igualmente estudos de reprodutibilidade que passam pela realização do mesmo exame, à mesma pessoa por técnicos diferentes ou a realização do mesmo exame, à mesma pessoa, pelo mesmo técnico em máquinas diferentes.

No primeiro caso podemos medir o impacto do técnico na medição e no segundo o impacto do equipamento.

No caso particular do Hospital Lusíadas Porto e dado que este só possui um equipamento seria de considerar a realização do primeiro exemplo, pessoas diferentes a realizar e analisar a mesma área anatómica, do mesmo doente em períodos temporais próximos.

Referências

1. Carneiro J. DEXA (Densitometria): Diagnóstico e avaliação de risco na osteoporose. Universidade do Porto; 2010.
2. Queiroz M. Osteoporose. Lisboa: Lidel Edições Técnicas; 1998.
3. Rebelo FSDS. Densitometria Óssea Radiológica: Viabilidade Para a Implementação de Um Equipamento na Unidade de Mirandela. Dissertação de mestrado. Universidade de Trás os Montes e Alto Douro; 2010.
4. Alves SMF. Epidemiological descriptive study of osteoporosis in Portugal, using geographical information system. Dissertação de mestrado. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; 2004.
5. Bonnick S Lou, Johnston CC, Kleerekoper M, Lindsay R, Miller P, Sherwood L, et al. Importance of Precision in Bone Density Measurements. 2001;4(2):105-10.
6. Bonnick S. Bone Densitometry in Clinical Practice - Application and Interpretation. Third Edit. Media SS+ B, editor. Denton: Clinical Research Center of North Texas; 2010.
7. Lewiecki EM, Lane NE. Common mistakes in the clinical use of bone mineral density testing. Nat Clin Pr Rheumatol. 2008;4(12):667-74.
8. Kim H, Yang S. Quality Control of DXA System and Precision Test of Radio-technologists. J Bone Metab. 2014;21:2-7.
9. ISCD. The International Society for Clinical Densitometry [Internet]. 2015. Available from: <http://www.iscd.org/>
10. Santos L. ANÁLISE COMPARATIVA DOS PARÂMETROS QUANTITATIVOS DO OSSO OSTEOPORÓTICO - MODELO COMPUTACIONAL DE REMODELAÇÃO ÓSSEA VS RESULTADOS CLÍNICOS DE DEXA . Dissertação de mestrado. Engenharia Biomédica. Universidade de Lisboa; 2007.
11. Serra L. Critérios fundamentais em fraturas e ortopedia. 2ª Edição. Lisboa: Edições Técnicas; 2001.
12. Silberstein EB. The Evaluation of Osteoporosis: Dual Energy X-ray Absorptiometry in Clinical Practice. Mayo Clin Proc. 1995;70(6):607.
13. Judas F, Palma P, Figueiredo H. Estrutura E Dinâmica Do Tecido Ósseo. Coimbra; 2012.

14. Bonnick S Lou, Lewis LA. Bone Densitometry for Technologists. Third. New York: Springer; 2013.
15. Lane N. Epidemiology, etiology, and diagnosis of osteoporosis. *Am J Obstet Gynaecol.* 2006;194(2):3-11.
16. Johnell O, Kanis J. An estimate of the worldwide prevalence, mortality and disability associated with hip fracture. *Osteoporos Int.* 2004;15:897-902.
17. Reiser M, Hricak H, Knauth M. Dual Energy X-Ray Absorptiometry. In: Guglielmi G, editor. *Osteoporosis and Bone Densitometry Measurements.* Springer Berlin / Heidelberg; 2013. p. 101-17.
18. American College of Radiology. ACR - SPR PRACTICE PARAMETER FOR THE PERFORMANCE OF SKELETAL SCINTIGRAPHY (BONE SCAN). 2014;1076(Revised 2008):1-9.
19. Blake G, Fogelman I. Technical principles of dual energy X-ray absorptiometry. *Semin Nucl Med.* 1997;27(3):210-28.
20. Tavares V, Canhão H, All E. Epidemiologia da Osteoporose, mecanismos de remodelação óssea e factores protectores do osso. *Acta Reum Port.* 2005;30:225-40.
21. The International Society for Clinical Densitometry. Posições oficiais ISCD 2013. 2013;
22. Faulkner K, Genant H, M M. Bilateral comparison of femoral bone density and hip axis length from single and fan beam DXA scans. *Calcif Tissue Int.* 1995;56:26-31.
23. AACE. American Association of Clinical Endocrinologists medical guidelines for clinical practice for the diagnosis and treatment of postmenopausal osteoporosis. *Endocr Pr.* 2010;16(S3):1-37.
24. Hologic. Explorer TM Operator´s Manual. Hologic, editor.
25. Peel N, Johnson A, Barrington N. Impact of anomalous vertebral segmentation on measurements of bone mineral density. *J Bone Min Res.* 1993;8(6):719-23.
26. Lenchik L, Rogers LF, Delmas PD, Genant HK. Diagnosis of Osteoporotic Vertebral Fractures: Importance of Recognition and Description by Radiologists. 2004;(October):949-58.

Anexos

Anexo A - Ficha técnica de DXA (Hospital Lusíadas Porto)

Anexo B - Calculadoras excel usadas no estudo 1

Anexo C - Calculadoras excel usadas no estudo 2

Anexo D- Modelo de relatório de DXA (Hospital Lusíadas Porto)