

MORFOMETRIA DA EPÍFISE PROXIMAL DO FÊMUR HUMANO

Áthyla Caetano^{1*}
Rayssa Florentina Scárdua¹
Juliana Hott de Fúcio Lizardo¹
Flávia de Oliveira¹

Resumo

A morfologia proximal do fêmur tem grande importância para a compreensão de quadros clínicos do quadril, previsão de fratura e elaboração de próteses. Avaliou-se em 175 fêmures de cadáveres humanos os ângulos cervicodiafisário, de torção do colo femoral, do arqueamento diafisário e os comprimentos do colo e diáfise femorais. Correlação linear de Pearson foi calculada para amostras independentes de cada lado. Concluiu-se que existe dependência entre as medidas lineares comprimento da diáfise e colo femorais, porém os valores lineares não interferem incisivamente nos valores angulares.

Palavras-chave: Ângulo cervicodiafisário. Ângulo de torção. Arqueamento diafisário. Medidas lineares de fêmures humanos.

EPIPHYSEAL MORPHOMETRY OF HUMAN PROXIMAL FEMURS

Abstract

The proximal femoral morphology is very important for the understanding of clinical cases of hip, fracture prediction and preparation of prostheses. Reviewed in femurs of 175 human corpses the neck-shaft angle, torsion of the femoral neck and diaphyseal angle of camber, and the lengths of the femoral neck and diaphyseal femoral. Pearson linear correlation were calculated for independent samples from each side. It concludes that there is dependence between the linear measurements the lengths of the femoral neck and diaphyseal femoral, but the linear values do not interfere incisively in angular values.

Keywords: Cervicodiaphyseal angle. Angle of twist. Camber diaphyseal. Linear measurements of human femurs.

¹ Universidade Federal do Espírito Santo – UFES. Centro de Ciências da Saúde. Departamento de Morfologia – Laboratório de Anatomia Humana. Av. Marechal Campos, 1468 - Prédio do Básico II - CCS/UFES – Campus de Maruípe CEP 29.043-900 – Vitória – ES. * E-mail para contato: athyla_caetano@hotmail.com

1 INTRODUÇÃO

O fêmur é o maior e mais forte osso do corpo (SAUDEK, 1993). Segundo Mourão e Vasconcellos (2001), a resistência e o comprimento do fêmur estão diretamente relacionados à maneira de o homem andar. Para sustentar melhor a postura bípede ereta, os fêmures são oblíquos direcionados ínfero-medialmente, nas coxas, de forma que de pé os joelhos são adjacentes e estão posicionados diretamente inferiores ao tronco, reposicionando o centro de gravidade nas linhas verticais das pernas e dos pés (MOORE, 2007).

A geometria do fêmur proximal tem sido estudada por diversos motivos, como, por exemplo, ampliação de dados que auxiliem a compreensão de quadros clínicos e patológicos que envolvam a articulação do quadril (SILVA et al., 2003; CAETANO et al., 2007), previsão de fratura de quadril (GNUD, 1999; MOURÃO & VASCONCELLOS, 2001), determinação de sexo de esqueletos (PURKAIT, 2003), tratamento de processos patológicos do quadril e concepção de próteses (ISAAC, 1997).

Quanto às características do fêmur, segundo Kapandji (2000), o colo femoral apresenta seu eixo longitudinal dirigido superior, medial e um pouco anteriormente, o que forma com o eixo diafisário o ângulo cervicodiafisário (ou ângulo de inclinação), no plano frontal.

O ângulo cervicodiafisário varia com a idade, sexo, desenvolvimento do fêmur e pode modificar-se em virtude de qualquer processo patológico que enfraqueça o colo femoral. O ângulo é quase uma linha reta ao nascimento e diminui gradualmente até ser atingido o ângulo do adulto (MOORE, 2007). Essa redução angular se deve ao suporte de peso da posição ortostática (SAUDEK, 1993).

De acordo com Moore (2007), o ângulo cervicodiafisário é responsável pela maior mobilidade do fêmur na articulação do quadril, uma vez que permite que a cabeça e o colo permaneçam mais perpendiculares ao acetábulo na posição neutra, permitindo ainda a obliquidade femoral, o que reposiciona o centro de gravidade nas linhas verticais das pernas e dos pés, sustentando melhor a postura bípede ereta. Porém, ainda segundo o mesmo autor, essa conformação impõe tensão considerável ao colo do fêmur, o que leva conseqüentemente ao risco de fraturas nessa região em pessoas idosas.

Isaac et al. (1997) analisaram fêmures de indivíduos do sul da Índia e obtiveram média de $126,5^\circ \pm 3,6$ no ângulo cervicodiafisário, Mourão & Vasconcellos (2001) analisaram fêmures de brasileiros e obtiveram média $111,2^\circ \pm 5,9$, Silva et al. (2003) estudaram fêmures de cadáveres do Paraná e obtiveram média de $122,55^\circ \pm 4,9$ e Caetano et al. (2007), estudando cadáveres provenientes de São Paulo, ressaltam que há uma variação regional nos parâmetros de normalidade quanto ao ângulo cervicodiafisário e obtiveram média de $128,23^\circ \pm 4,43$. Todos os dados mencionados referem-se a fêmures direitos.

A redução do ângulo cervicodiafisário leva a um distúrbio denominado coxa vara, na qual o membro fica encurtado, os músculos abdutores do quadril passam a ser mais eficientes e há menor carga incidente na cabeça do fêmur, porém, maior carga no colo femoral (HAMILL, 2008). Já no aumento do ângulo cervicodiafisário ocorre a coxa valga, condição em que o membro tem seu comprimento aumentado, eficiência dos abdutores reduzida, aumento da carga incidente na cabeça do fêmur e diminuição da sobrecarga no colo femoral (HAMILL, 2008).

Gnudi et al. (1999) compararam a densidade mineral óssea de mulheres brancas pós-menopausa, com fratura do colo femoral, com seus controles saudáveis. Os autores observaram que os ângulos cervicodiafisários são maiores nas mulheres que apresentaram fratura no colo femoral. O estudo de Canto et al. (2003), com radiografias de pacientes idosos que sofreram queda da própria altura, demonstram relação estatisticamente significativa entre o ângulo cervicodiafisário aumentado naqueles que, devido à queda, sofreram fratura do colo femoral e fratura transtrocanteriana.

Existe ainda uma angulação criada no plano transversal entre o colo e a diáfise do fêmur, denominada ângulo de torção (SAUDEK, 1993). Normalmente, o colo femoral realiza torção anterior de $12-14^\circ$ em relação ao fêmur, daí a denominação do ângulo de torção como ângulo de anteversão (HAMILL, 2008).

Ainda segundo Hamill (2008), a anteversão no quadril aumenta a eficiência do músculo glúteo máximo como rotador externo e, na anteversão excessiva, a cabeça do fêmur fica descoberta e o indivíduo deve assumir um posicionamento de rotação interna ou caminhar para manter a cabeça femoral na cavidade articular. Outras respostas à anteversão excessiva são problemas patelares, pernas longas, maior pronação na articulação subtalar e aumento da curvatura lombar.

Adicionalmente, Kapandji (2000) diz que a anteversão do colo favorece a luxação patológica do quadril.

Já na retroversão, na qual o ângulo de torção se movimenta posteriormente, a marcha exhibe rotação externa e um pé supinado (HAMILL, 2008).

Segundo Saudek (1993), as fraturas do colo do fêmur também podem ser favorecidas pelos estresses de pressão, arqueamento e cisalhamento decorrentes da sobrecarga no fêmur.

Kapandji (2000) afirma que, para a fratura da base do colo femoral ser evitada, a epífise proximal do fêmur apresenta lâminas de osso esponjoso dispostas em sistemas trabeculares que correspondem às linhas de forças mecânicas.

Baseando-se nas diferentes descrições da literatura quanto aos valores obtidos nas medidas angulares femorais, na importância desses valores para a predição de fratura e ainda para o estudo da elaboração de próteses, objetivou-se nesse estudo medir, nos fêmures direito e esquerdo: o ângulo cervicodifisário, o ângulo de torção do colo femoral, o ângulo de arqueamento difisário, os comprimentos do colo e difise femorais. Além disso, buscou-se realizar correlações entre as medidas, a fim de estabelecer possíveis mecanismos de compensações.

2 METODOLOGIA

O projeto deste estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal do Espírito Santo. Após sua aprovação, foram analisados 175 fêmures desarticulados, 82 direitos e 93 esquerdos, com característica adulta e sem identificação de idade precisa ou de gênero. Os ossos foram selecionados de forma a se excluir aqueles com aparência de fratura ou perda de fragmentos. Tais ossos pertencem ao acervo do Laboratório de Anatomia do Departamento de Morfologia da Universidade Federal do Espírito Santo.

Os ossos selecionados foram higienizados através do processo de desengorduramento com hidróxido de sódio a 1% e clareados com peróxido de hidrogênio 130 volumes diluído em 1:40 de água, conforme descrito por Rodrigues (2005).

Após a higienização, os fêmures foram separados em pertencentes ao lado direito ou esquerdo, de acordo com as características anatômicas desses ossos.

2.1 Análise morfométrica

Foram tomadas as seguintes medidas dos fêmures: ângulo cervicodiafisário (também denominado ângulo de inclinação/colodiafisário), ângulo de torção, comprimento do colo, comprimento diafisário e arqueamento da diáfise (Figura 01).

Para as medidas angulares, foi utilizado um goniômetro e para as medidas lineares um paquímetro e uma fita métrica. Todas as medidas foram realizadas pelo mesmo avaliador, sendo o dado tabulado correspondente à média de três mensurações seguidas da mesma estrutura. Com exceção do ângulo de arqueamento da diáfise e do ângulo de torção do colo femoral, todas as demais medidas foram tomadas na face anterior do osso.

Figura 01 – Medidas realizadas. (A) ACD, ângulo cervicodiafisário. (B) CCF, comprimento do colo femoral. (C) ATC, ângulo de torção do colo. (D) AAD, ângulo de arqueamento diafisário. (E) CDF, comprimento da diáfise femoral.



Os dados coletados foram registrados em planilha de campo.

O *ângulo cervicodiafisário (ACD)* foi medido traçando-se uma linha imaginária representando o eixo central do colo e outra representando o eixo central da diáfise do fêmur. O

ponto de encontro entre essas duas linhas corresponde ao fulcro da medida da angulação entre elas (Figura 02).

Figura 02 – Epífise proximal do fêmur com os pontos para medida do ângulo cervicodiafisário e comprimento do colo femoral.



(Modificada de ISAAC, B.; VETTIVEL, S.; PRASAD, R.; JEYASEELAN, L. & CHANDI, G. *Predietion of the femoral neck.shaft angle from the length of the femoral neck*. Clinical Anatomy, 10:318-23, 1997.)

Para se determinar o ângulo de torção do colo femoral (ATC), o fêmur foi posicionado de modo que os côndilos femorais ficassem no mesmo nível da superfície plana da mesa de exame. O ângulo foi medido entre a superfície da mesa e o eixo do colo (fig. 03) como indicado por Saudek (1993). Os exemplares retrovertidos foram posicionados sobre a mesa de exame, conforme já descrito, porém, o fulcro passou a ser o centro da cabeça femoral e o resultado, negativo.

Figura 03 – Medida do ângulo de torção.



O *comprimento do colo femoral (CCF)* foi estabelecido pela distância entre a base da cabeça até a linha intertrocanterica (fig. 02), conforme descrito por Isaac et al. (1997).

Já o *comprimento da diáfise femoral (CDF)* foi medido pela distância em linha reta, entre o ápice do tubérculo da linha intertrocanterica e o meio da linha intercondilar, na face patelar (fig. 04).

Figura 04 – Medida do comprimento diafisário (fêmur em vista anterior).



O *ângulo de arqueamento da diáfise (AAD)* foi determinado utilizando-se o ponto médio do comprimento diafisário como fulcro para a medida da angulação do arqueamento da diáfise na face posterior do osso.

Figura 05 – Medida do ângulo de arqueamento da diáfise (fêmur em vista lateral).



2.2 Análise de dados

Os métodos estatísticos empregados para estabelecer as correlações das medidas morfométricas estão de acordo com MONTGOMERY et al. (2001) e, para tal, foi utilizado o programa de estatística SPSS®.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos para os limites, inferior e superior, média aritmética e desvio padrão, para cada lado, estão apresentados na Tabela 01.

Tabela 01 – Análise das variáveis de acordo com os lados (direito n = 82 e esquerdo n = 93).

Variáveis	Lado	Limites	Média	Desvio Padrão
ACD (°)	Direito	111-140	125,92	5,18
	Esquerdo	119,33 – 142,67	130,58	4,55
ATC (°)	Direito	5,67- 45	20,26	6,95
	Esquerdo	-9,33 – 33,33	16,88	8,26
AAD (°)	Direito	168 – 176,36	171,36	1,94
	Esquerdo	166,33 – 174,67	170,47	1,60
CCF (mm)	Direito	15 – 36	23,81	3,75
	Esquerdo	13 – 34,33	23,67	3,96
CDF (cm)	Direito	33 – 48,50	38,26	2,57
	Esquerdo	33 - 49	38,36	2,89

ACD, ângulo cervicodiafisário. ATC, ângulo de torção do colo femoral. AAD, ângulo de arqueamento diafisário. CCF, comprimento do colo femoral. CDF, comprimento da diáfise femoral.

As figuras 06 e 07 comparam as médias das angulações e das medidas lineares, respectivamente, de acordo com o lado, por meio de gráfico.

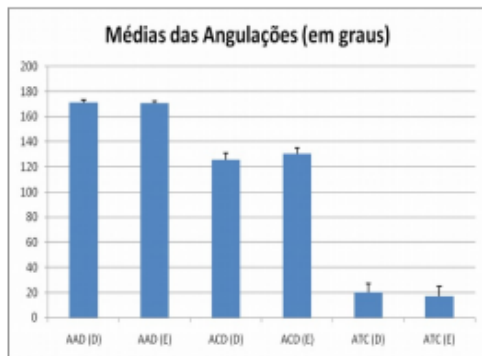


Figura 06 – Gráfico das médias dos AAD, ACD e ATC direitos e esquerdos.

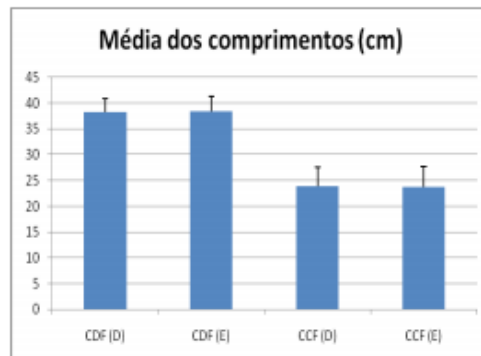


Figura 07 – Gráfico das médias dos CDF e CCF direitos e esquerdos.

Os valores extremos do ACD para cada lado e seus respectivos controles estão demonstrados nas figuras 08 – 13.



Figura 08
Lado Direito ACD 140°



Figura 09
Lado Direito ACD 111°



Figura 10
Lado Direito ACD 123°



Figura 11
Lado Esquerdo ACD 142,7°



Figura 12
Lado Esquerdo ACD 119,3°



Figura 13
Lado Esquerdo ACD 126°

O ATC apresentou limites muito discrepantes, tanto para o lado direito (5,67° e 45°) como para o lado esquerdo (-9,33° e 33,33°), este último até exemplares retrovertidos (Fig. 14 – 19).



Figura 14
Lado Direito ATC 45°



Figura 15
Lado Direito ATC 5,67°



Figura 16
Lado Direito ATC 13,3°



Figura 17
Lado Esquerdo ATC 33,5°



Figura 18
Lado Esquerdo ATC -9,3°



Figura 19
Lado Esquerdo ATC 14°

Os gráficos presentes nas figuras 20 e 21 mostram a incidência de coxa vara, coxa valga, anteversão e retroversão do colo femoral no material estudado, tendo como parâmetro os dados da literatura tradicional.

Para os dois lados calcularam-se coeficientes de correlação linear de Pearson em todas as situações de interesse. Verificou-se apenas uma correlação moderada entre as variáveis CDF e CCF em ambos os lados e uma fraca correlação nos pares ACD/CCF ($r=0,30$) e ATC/CCF ($r=0,35$) apenas para o lado direito (Tabela 02).

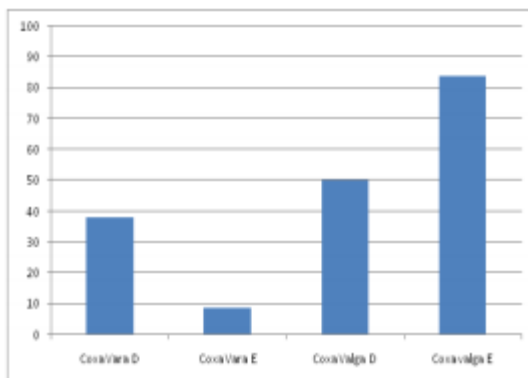


Figura 20 – Incidência de Coxa Vara e Coxa Valga nos ossos estudados de acordo com o lado.

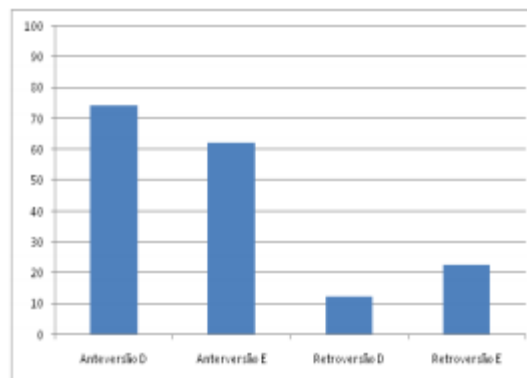


Figura 21 - Incidência de Anteversão e Retroversão do colo femoral nos ossos estudados de acordo com o lado.

Tabela 02 – Coeficientes de correlação linear de Pearson calculados para os pares de variáveis de interesse de acordo com o lado.

Variáveis	Lado	Coefficiente	Intervalo de confiança	
ACD e ATC	Direito	-0,20	-0,39	0,00
	Esquerdo	0,04	-0,16	0,25
ACD e AAD	Direito	-0,02	-0,22	0,18
	Esquerdo	-0,10	-0,30	0,11
ACD e CDF	Direito	0,08	-0,13	0,28
	Esquerdo	0,07	-0,14	0,27
ACD e CCF	Direito	0,30	0,10	0,48
	Esquerdo	0,28	0,08	0,46
ATC e AAD	Direito	0,04	-0,16	0,24
	Esquerdo	-0,01	-0,21	0,20
ATC e CDF	Direito	-0,22	-0,40	-0,02
	Esquerdo	-0,11	-0,31	0,09
ATC e CCF	Direito	-0,35	-0,51	-0,15
	Esquerdo	-0,11	-0,30	0,10
AAD e CDF	Direito	-0,04	-0,24	0,16
	Esquerdo	0,22	0,01	0,40
AAD e CCF	Direito	0,13	-0,07	0,33
	Esquerdo	0,17	-0,04	0,36
CDF e CCF	Direito	0,63	0,48	0,74
	Esquerdo	0,49	0,32	0,63

ACD, ângulo cervicodifisário. ATC, ângulo de torção do colo femoral. AAD, ângulo de arqueamento difisário. CCF, comprimento do colo femoral. CDF, comprimento da diáfise femoral.

Este estudo evidenciou um ACD de $125,9^\circ (\pm 5,18)$ para o lado direito e de $130,5^\circ (\pm 4,5)$ para o lado esquerdo. O valor encontrado para o lado direito é semelhante ao apontado pela

literatura tradicional (HAMILL, 2008; KAPANDJI, 2000), o que não ocorreu para o lado esquerdo. Mourão e Vasconcellos (2001), ao estudarem ossos brasileiros, também encontraram valores maiores para ACD do lado esquerdo, porém, seus valores foram menores do que os do nosso estudo: lado direito $111,2^\circ (\pm 5,9)$ e lado esquerdo $114^\circ (\pm 5,5)$, o que pode ter ocorrido devido à diferença metodológica. SILVA et al. (2003) também encontraram valores maiores para o lado esquerdo, o que parece demonstrar a existência de assimetria entre os lados. Isaac et al. (1997) atribuem essa assimetria entre os lados ao fato de considerarem o membro inferior esquerdo como sendo o membro dominante, ou seja, aquele que sustenta o peso. Porém, se o membro que sustenta o peso é o esquerdo, o ACD deste membro deveria se apresentar menor que o do lado direito, já que se sugere que uma maior carga pode reduzir o ACD.

A partir deste estudo, não se pode afirmar que essa diferença do ACD entre os lados é ou não estatisticamente significativa, uma vez que não se tem garantia de que os fêmures do lado direito e do lado esquerdo sejam do mesmo indivíduo. Dessa forma, as comparações entre os lados serviram tão somente como comparações entre os lados.

De acordo com Hamill (2008), quando o ACD se apresenta maior que 125° , está presente uma condição denominada coxa valga e, quando este é menor que 125° , a condição é denominada coxa vara.

Há indícios de que a ocorrência da coxa valga é um forte fator predisponente da fratura do colo femoral (GNUD et al., 1999; CANTO, 2003).

Ao correlacionarmos o ACD e as demais variáveis de interesse para ambos os lados, obtivemos fraca correlação para ACD/CCF para ambos os lados ($r=0,30$ para o lado direito e $r=0,28$ para o lado esquerdo). Isaac et al. (1997), ao estudarem fêmures de sul indianos verificaram uma forte correlação entre o ACD e o comprimento do colo femoral (CCF).

A literatura clássica diz que o ATC deve variar $12-14^\circ$ no sentido anterior (HAMILL, 2008). O presente estudo trouxe valores superiores aos citados na literatura para ambos os lados: lado direito $20,2^\circ (\pm 6,9)$ e lado esquerdo $16,8^\circ (\pm 8,2)$. Ressaltamos que, em nosso estudo, os ossos que se apresentaram como limite superior para o lado direito (45°) e limite inferior para o lado esquerdo ($-9,3^\circ$) tratavam-se de verdadeiras variações anatômicas: exemplos claros de anteversão excessiva do ATC e retroversão do ATC, respectivamente.

O AAD foi uma medida criada neste estudo tomada no plano lateral, cujo objetivo foi verificar se este arqueamento da diáfise se dá em resposta da pressão de cisalhamento sofrida pelo osso. Os valores encontrados foram de 171,3 ($\pm 1,9$) para o lado direito e 170,4 ($\pm 1,6$) para o lado esquerdo. O AAD não se correlacionou com nenhuma outra variável analisada.

Os valores para CCF encontrados foram 23,8 mm ($\pm 3,7$) para o lado direito e 23,6 mm ($\pm 3,9$) para o lado esquerdo. Mourão & Vasconcellos (2001), ao analisarem ossos de brasileiros, do Rio de Janeiro, encontraram valores de CCF para o lado direito 24,9 mm ($\pm 4,5$) e para o lado esquerdo 24,3 mm ($\pm 4,2$). Silva et al. (2003), ao avaliarem ossos da região sul do Brasil, encontraram valores de 22,3 mm ($\pm 3,3$) para o lado direito e 23,5 ($\pm 3,6$) para o lado esquerdo. Os valores encontrados na população brasileira são menores que aqueles encontrados por Isaac et al. (1997), ao estudarem ossos de sul indianos, que foram 28,1 mm ($\pm 4,3$) para o lado direito e 28,6 mm ($\pm 4,6$) para o lado esquerdo.

Os nossos resultados para CDF foram 38,2 cm ($\pm 2,5$) para o lado direito e 38,3cm ($\pm 2,9$) para o lado esquerdo. Isaac et al. (2001) encontraram 43,5 cm ($\pm 2,4$) para o lado direito e 43,4 cm ($\pm 3,1$) lado esquerdo.

Houve correlação entre CDF e CCF em ambos os lados ($r=0,63$ para o lado direito e $r=0,49$ para o lado esquerdo).

As médias das medidas investigadas no presente trabalho são importantes para estudos relacionados à confecção de próteses femorais para a população brasileira.

Ressaltam-se, neste estudo, os achados de medidas discrepantes de ACD e ATC destacados nas ilustrações dos resultados. Novos estudos podem explorar a morfologia das trabéculas ósseas desses ossos com valores discrepantes, a fim de se verificar possíveis fragilidades em determinadas regiões, como por exemplo, no colo femoral.

Segundo Rieger (1993), a Lei de *Wolff* relaciona o crescimento ósseo à capacidade do osso de adaptar-se às mudanças de tamanho, forma e estrutura.

A estrutura trabecular da epífise proximal do fêmur é dividida em três sistemas principais, que suportam as forças necessárias de tração e compressão. De acordo com Saudek (1993), os três sistemas são: o sistema arqueado, que resiste às forças de tração, encontra-se ao longo do espesso córtex lateral e se curva em direção ao bordo inferior da cabeça e colo femoral; o sistema medial,

relativamente reto, encontra-se ao longo do córtex medial do colo, até a superfície superior da cabeça do fêmur e auxilia na resistência às forças de compressão; o sistema lateral, considerado o mais fraco, estende-se da área do trocânter menor até o trocânter maior logo abaixo e resiste fracamente às forças de tração e compressão. Entre os sistemas arqueado, medial e lateral, existe uma zona de menor resistência, vulnerável e mais frágil, na qual frequentemente se localizam as fraturas do colo femoral (KAPANDJI, 2000). Essa área enfraquecida também é conhecida como Triângulo de *Ward* (SAUDECK, 1993).

Tais observações poderiam auxiliar na predição de risco de fraturas, haja vista que tais medidas podem ser obtidas com exames de imagem. Novos estudos sobre as medidas exploradas no presente trabalho podem correlacionar medidas realizadas através de exames de imagem com o tipo de marcha do indivíduo, bem como dados no exame clínico, como a ocorrência de coxa varo e coxa valga.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo apresentou dados referentes a medidas de segmentos das epífises proximais e das diáfises de fêmures humanos em uma subpopulação brasileira. Estes dados podem ser úteis para prática de profissionais na área de saúde, previsão dos riscos de fratura, para a realização de procedimentos cirúrgicos que visem o tratamento de fraturas e processos patológicos que acometem o fêmur. Os dados morfométricos também são importantes em casos arqueológicos e forenses, para caracterização de uma população.

Concluiu-se, neste estudo, que existe dependência entre as medidas lineares CDF e CCF, porém os valores lineares não interferem incisivamente nos valores angulares, de maneira que os mesmos não representam fortes índices de predição de angulação femoral.

5 REFERÊNCIAS

CAETANO, E. B.; SERAFIM, A. G.; PADOVEZE, E. H. **Study of the Collodiaphyseal Angle of the Femur of Corpses in the Anatomy Department of the PUC-SP Medical School.** *Int. J. Morphol.* 25 (2): 285-288, 2007.

CANTO, R. S. T. et al. **Morfologia Radiográfica de Quadril e Pelve e sua Relação com Fraturas Proximais do Fêmur.** *Rev Bras Ortop*, 38 (1-2): 12-20, 2003.

DELEE, J. C. **Fraturas e Luxações do Quadril.** In: ROCKWOOD JR., C. A.; GREEN, D.; BUCHOLZ, R. W. *Fraturas em Adultos.* 3ª ed. São Paulo: Manole, 1994.

GNUDI S. et al. **Geometry of proximal femur in the prediction of hip fracture in osteoporotic women.** *Br J Radiol* 72: 729-733, 1999.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano.** 2ª ed. São Paulo: Manole, 2008.

ISAAC, B. et al. **Prediction of the femoral neck shaft angle from the length of the femoral neck.** *Clinical Anatomy*, 10:318-23, 1997.

KAPANDJI, I. **Fisiologia Articular: Membro Inferior.** 5ª ed. São Paulo: Panamericana, 2000.

MONTGOMERY, D. C., PECK, E.A.; VINNING, G. G. **Introduction to linear regression analysis.** 4ª ed. Wiley, 2001.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. **Anatomia Orientada para Clínica.** 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2007.

MOURÃO, A. L. & VASCONCELLOS, H. A. **Geometria do fêmur proximal em ossos de brasileiros.** *Acta fisiátrica*, 8(3):113- 9, 2001.

PESSAN, V. J. O.; VOLPON, J. B.; SHIMANO, A. C. **Ensaio mecânico de flexão nas faces côncava e convexa da diáfise do fêmur de ratas.** *Rev Bras Ortop*, 31 (7): 600-604, 1996.

RIEGGER, C. L. **O quadril.** In: Gould III JA. *Fisioterapia na ortopedia e no esporte.* 2 ed. São Paulo: Manole; 1993.

RODRIGUES, H. **Técnicas Anatômicas.** 3 ed. Vitória: Editora Edsom Maltez Heringer, 2005.

SAUDEK C.E. **O quadril.** In: Gould III JA. *Fisioterapia na ortopedia e no esporte.* 2 ed. São Paulo: Manole; 1993.

SILVA, V. J.; ODA, J. Y.; SANT'ANA, D. M. G. **Anatomical Aspects of the Proximal Femur of Adult Brazilians.** *Int. J. Morphol*, 21 (4): 303-308, 2003.

TSUBOTA, K. et al. **Computer simulation of trabecular remodeling in human proximal femur using large-scale voxel FE models: Approach to understanding Wolff's law.** Journal of Biomechanics, 42: 1088-1094, 2009