

Avaliação radiográfica do deslocamento pósterolateral da tíbia por meio da rotação externa máxima da perna, em joelhos normais*

MARCOS HENRIQUE FERREIRA LARAYA¹, ARNALDO JOSÉ HERNANDEZ²,
RICARDO DIZIOLI NAVARRO³, IRANY LARAYA JÚNIOR⁴

RESUMO

Os autores verificam se existem diferenças significativas entre os joelhos de um mesmo indivíduo, através da idealização de um método radiográfico capaz de quantificar a rotação externa da tíbia aos 30° e 90° de flexão do joelho. Estudam uma amostragem da população composta de 50 indivíduos (100 joelhos) sem afecções dos membros inferiores. Utilizam um aparelho que permite a obtenção de radiografias na posição de perfil do joelho aos 30° e 90° de flexão, com a tíbia em rotação neutra e em rotação externa máxima. Padronizam um sistema de medidas que determina a distância em milímetros entre a cortical posterior da tíbia e a cortical posterior da fíbula (DCTF), representada nas radiografias. Quanto maior a DCTF, maior o grau de rotação externa da tíbia. Calculam o valor dos deltas para cada indivíduo, que corresponde à diferença entre a DCTF em rotação externa e em rotação neutra, determinando, com isso, o aumento dessa distância ao rodar a tíbia externamente. O aumento máximo obtido aos 30° de flexão foi de 18mm e aos 90° de flexão, de 17mm. Concluem que não existem diferenças na DCTF entre os lados de um mesmo indivíduo tanto em rotação neutra como em rotação externa máxima da tíbia. Acreditam

ABSTRACT

Radiographic evaluation of posterolateral dislocation of the tibia by the maximum external rotation, in normal knees

The authors checked for meaningful differences between the knees of the same individual, through the idealization of a radiographic method capable of quantifying external rotation of the tibia in 30 and 90 degrees of knee flexion. They studied a sample of 50 people (100 knees) without inferior member affections. A machine was used to obtain profile X-rays of the knee in 30 and 90 degrees of flexion, with the tibia in neutral rotation and in maximum external rotation. The authors standardized a measurement system that determines the distance in millimeters between the tibial posterior cortical layer and the fibular posterior cortical layer (FTCD) represented in the X-rays. The higher the FTCD, the greater the degree of tibial external rotation. They calculated the delta value for each individual, which corresponds to the difference between the FTCD in external rotation and in neutral rotation, thus determining the increase of this distance when the tibia is externally rotated. The maximum increase obtained in 30 degrees of flexion was 18 millimeters, and in 90 degrees, it was 17 millimeters. The conclusion is that there is no difference in the

* Resumo da Dissertação de Mestrado apresentada no Programa de Pós-Graduação em Ortopedia e Traumatologia da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo – EPM/Unifesp.

1. Mestre do Programa de Pós-Graduação em Ortopedia e Traumatologia da Unifesp/EPM.
2. Chefe do Grupo de Joelho do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo.
3. Professor Adjunto-Doutor; Chefe do Grupo de Joelho/Artroscopia da Disciplina de Ortopedia e Traumatologia do Departamento de Ortopedia e Traumatologia da EPM/Unifesp.

4. Médico Radiologista do Hospital e Maternidade São Lucas, de Lins.

Endereço para correspondência: Universidade Federal de São Paulo/Escola Paulista, Departamento de Ortopedia e Traumatologia, Rua Napoleão de Barros, 715 – 1º andar – 04024-002 – São Paulo, SP. Tel./fax (11) 5571-6621.

Recebido em 15/1/02. Aprovado para publicação em 18/6/02.
Copyright RBO2002

na possibilidade de utilização do método no estudo da instabilidade pósterolateral do joelho, entidade considerada de difícil diagnóstico que acarreta maus resultados quando não reconhecida.

Unitermos – Articulação do joelho – radiografia; tíbia; rotação

INTRODUÇÃO

A instabilidade pósterolateral (PL) rotatória do joelho foi definida por Hughston *et al*⁽¹⁾ como sendo uma subluxação rotacional posterior do planalto tibial lateral em relação ao côndilo femoral, com a tíbia rodada externamente em relação ao eixo do joelho com o ligamento cruzado posterior (LCP) íntegro.

Embora autores de importância como Hughston⁽¹⁾ definam instabilidade pósterolateral como lesões com LCP íntegro, na prática verificamos a ocorrência de lesão do canto pósterolateral associada à do LCP.

Um importante conjunto estrutural formado pelo ligamento colateral lateral (LCL), ligamento arqueado, tendão do músculo poplíteo, ligamento fabelo-fibular, cápsula pósterolateral e cabeça lateral do músculo gastrocnêmio é responsável pela estabilização do canto pósterolateral do joelho.

Além dessas estruturas mencionadas acima, devemos citar também o ligamento poplíteo-fibular que, segundo Veltri *et al*⁽²⁾, corresponde à origem fibular do músculo poplíteo e tem importância equivalente à da sua origem tibial. Estudos de Maynard *et al*⁽³⁾ mostram uma importância particular desse ligamento na estabilização pósterolateral do joelho.

As causas da lesão pósterolateral são os acidentes de trânsito com trauma direto sobre o joelho, geralmente fleto, de ântero-medial para pósterolateral, e as lesões esportivas, em sua maioria por mecanismo rotacional⁽⁴⁾. Na literatura encontra-se descrito também o mecanismo com o joelho em hiperextensão⁽⁵⁾.

A instabilidade pósterolateral isolada é incomum. Mais frequentemente, ela está associada à lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) e/ou do LCP⁽⁶⁾.

O'Brien *et al*⁽⁷⁾ atribuíram uma causa de falência na reconstrução do LCA ao não tratamento ou tratamento inadequado de uma lesão pósterolateral concomitante.

Em geral, os portadores de frouxidão PL apresentam queixa de dor, limitação de atividade e instabilidade do joelho,

FTCD between the knees of the same individual both in neutral rotation and in maximum external rotation of the tibia. The authors believe that this method can be used in the study of posterolateral instability of the knee, whose difficulty to recognize entails poor results.

Key words – Knee joint – X-rays; tibia; rotation

porém, esta última frequentemente é vaga e o paciente apresenta dificuldade em descrevê-la. Quando o faz, relata falência no sentido posterior⁽⁸⁾.

Os testes clínicos inicialmente descritos para o diagnóstico desse tipo de lesão eram apenas o teste da gaveta pósterolateral e o recurvato-rotação externa. Posteriormente, foi descrito o *pivot-shift* reverso, segundo Jakob *et al*⁽⁹⁾, que demonstra dinamicamente o fenômeno de subluxação posterior do planalto tibial lateral em relação ao fêmur. Esse teste assume importância fundamental na diferenciação entre instabilidade PL e ântero-lateral (AL), pois algumas vezes o ressaltado percebido no compartimento externo do joelho pode não ser devido a subluxação pósterolateral. Outro teste utilizado na prática clínica é o de rotação externa da tíbia, que é realizado com o joelho em 30° e 90° de flexão⁽⁵⁾. A ocorrência de assimetria da rotação externa apenas aos 30° de flexão, e não aos 90°, indica lesão do canto pósterolateral. A assimetria observada tanto aos 30° como aos 90° de flexão e associada à gaveta posterior indica lesão tanto do canto pósterolateral como do LCP⁽⁵⁾. Esse teste é considerado positivo quando existe assimetria entre os lados, como foi comentado acima, tomando como parâmetros a borda medial do pé em relação ao fêmur, com o examinador observando em plano axial.

Embora a instabilidade pósterolateral seja considerada de baixa frequência, o seu não reconhecimento pode representar o insucesso de reconstrução ligamentar anterior⁽⁷⁾ ou posterior⁽¹⁰⁾.

Hughston e Jacobson⁽¹¹⁾, LaPrade e Terry⁽¹²⁾, Kaneda *et al*⁽¹³⁾, dentre outros autores, descrevem a instabilidade pósterolateral do joelho como sendo uma entidade de difícil diagnóstico e frequentemente negligenciada.

Camanho⁽¹⁴⁾, em 1993, descreveu a instabilidade pósterolateral do joelho como sendo a instabilidade mais negligenciada.

Devido à dificuldade no diagnóstico e tratamento dessa lesão que a literatura tem relatado, sentimos-nos estimula-

dos a idealizar um método objetivo de avaliação da frouxidão póstero-lateral.

O objetivo deste estudo é apresentar um método radiográfico que possibilite verificar a existência de diferenças na rotação externa da tibia entre os joelhos de um mesmo indivíduo. Optamos por inicialmente realizá-lo por meio da quantificação da rotação externa da tibia em uma população sem afecções dessa articulação. Este estudo poderá, no futuro, ser utilizado como método de documentação objetiva da instabilidade póstero-lateral do joelho.

MATERIAL E MÉTODOS

Material – Nossa casuística é constituída por uma amostragem da população sem afecções dos membros inferiores. A pesquisa foi realizada no Departamento de Ortopedia e Traumatologia da Escola Paulista de Medicina da Universidade Federal de São Paulo (DOT-EPM-Unifesp).

Essa amostragem é formada por 50 adultos voluntários, totalizando 100 joelhos de 29 homens e 21 mulheres, com idade mínima de 20 anos e máxima de 40 anos (média de 29,4). Incluímos somente indivíduos sem história de qualquer afecção dos membros inferiores, tais como: fratura(s); desigualdade de membros; doenças do colágeno que interferissem na amplitude articular; doenças degenerativas da articulação; doenças neurológicas que comprometessem o trofismo dos membros; história prévia de entorses e/ou cirurgias relacionadas ao joelho.

Todos os indivíduos foram submetidos a um exame ligamentar e meniscal de ambos os joelhos, incluindo teste de Lachman, gaveta anterior, gaveta posterior, teste do solavanco, *pivot shift* reverso, gaveta póstero-lateral, recurvato rotação externa, rotação externa da tibia com os joelhos em 30° e 90° de flexão e teste de Appley e Smillie. Todos os testes e manobras apresentaram-se negativos.

Métodos – Os indivíduos que compõe nossa amostragem foram submetidos a radiografias em perfil dos joelhos, a 30° e 90° de flexão, em posição neutra e com rotação externa máxima da tibia suportada por indivíduo.

Para o posicionamento nos graus desejados, idealizamos um aparelho com uma base de metal com orifícios nas laterais que servem para fixação em diferentes angulações de seu corpo, que é composto de dois tampos de madeira interligados por uma dobradiça de borracha. Ambos os tampos apresentam em sua parte central um espaço para servir de suporte para o chassi com o filme radiográfico. Um dos tampos apresenta uma presilha com uma mola e dois pinos que vão até as laterais do aparelho para fixar-se nos orifí-

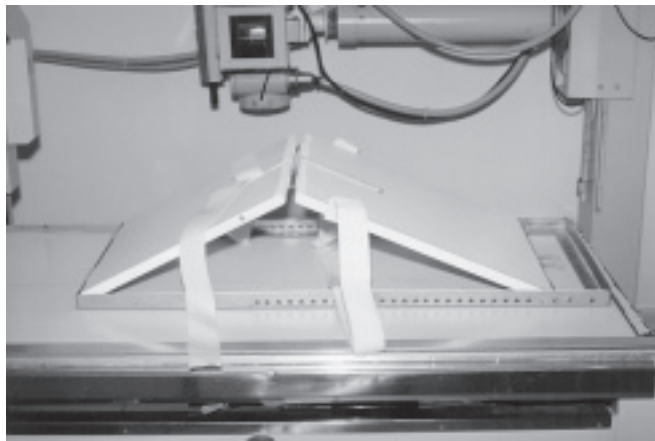


Fig. 1 – Aparelho de posicionamento dos membros inferiores para a obtenção das radiografias

Fig. 1 – Positioning device for the inferior limbs to obtain the X-rays

cios da base de metal, conforme a angulação desejada. O aparelho apresenta uma tira de velcro em cada tampo para fixação dos membros do indivíduo no momento da radiografia (figura 1).

Para realização das radiografias, os indivíduos são posicionados sentados na mesa de exame radiográfico com seus membros inferiores sobre o aparelho. Os joelhos ficam ao nível da parte central do aparelho, a qual possui a dobradiça de borracha entre os tampos de madeira. Primeiramente, inclina-se o aparelho em 30° e coloca-se então o chassi com o filme radiográfico no seu espaço central, entre os joelhos do indivíduo. As tiras de velcro são fechadas nesse momento para fixar os membros. Em seguida, a fonte de raios X é posicionada para obtenção de uma posição em perfil do joelho. A primeira radiografia é feita com a tibia em rotação neutra. Após, as tiras de velcro são soltas e o chassi é trocado, equipado com um novo filme radiográfico, mantendo a fonte de raios X na mesma posição. Realiza-se, então, rotação externa máxima das tíbias, segurando pelos pés do indivíduo, obtendo a segunda radiografia. A inclinação do aparelho é mudada nesse momento para 90°, com o indivíduo posicionado da mesma maneira, repetindo-se o procedimento descrito acima para realização da terceira e da quarta radiografias. Proceda-se da mesma maneira com o joelho contralateral, invertendo apenas a posição do aparelho na mesa de exame radiográfico (figuras 2 a 5).

Coloca-se a radiografia a ser estudada sobre um negatoscópio de mesa. Traça-se uma linha tangenciando a superfície articular da tibia. Em seguida, são traçadas mais

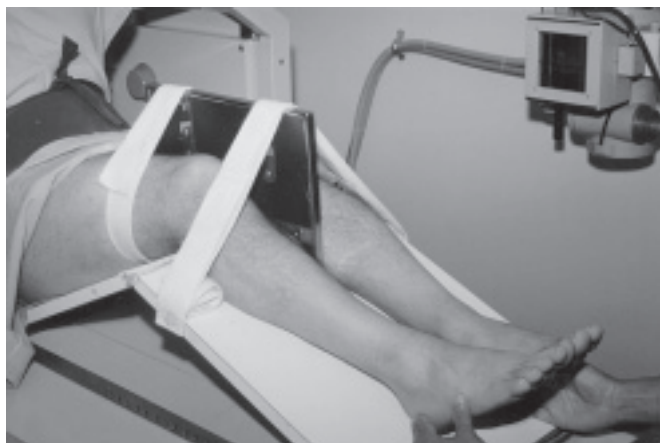


Fig. 2 – Posicionamento do indivíduo no aparelho em 30° de inclinação com o chassi entre os joelhos para realização da radiografia em rotação neutra

Fig. 2 – Positioning of the individual in the device at 30° of inclination with chasis between the knees to make the X-ray in neutral rotation



Fig. 3 – Posicionamento do indivíduo no aparelho em 30° de inclinação com o chassi entre os joelhos para realização da radiografia em rotação externa

Fig. 3 – Positioning of the individual in the device at 30° of inclination with chasis between the knees to make the X-ray in external rotation

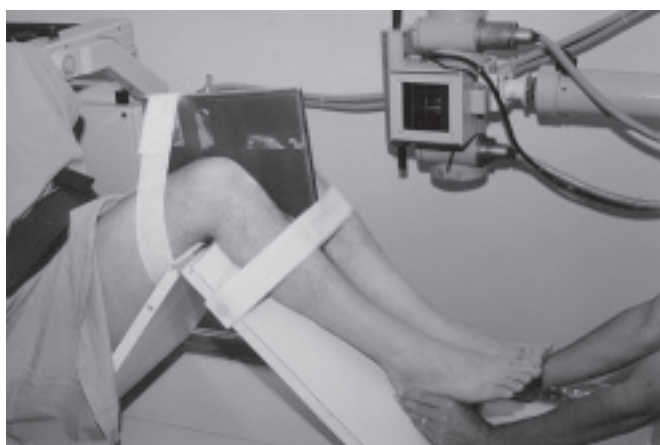


Fig. 4 – Posicionamento do indivíduo no aparelho em 90° de inclinação com o chassi entre os joelhos para realização da radiografia em rotação neutra

Fig. 4 – Positioning of the individual in the device at 90° of inclination with chasis between the knees to make the X-ray in neutral rotation



Fig. 5 – Posicionamento do indivíduo no aparelho em 90° de inclinação com o chassi entre os joelhos para realização da radiografia em rotação externa

Fig. 5 – Positioning of the individual in the device at 90° of inclination with chasis between the knees to make the X-ray in external rotation

duas linhas tangenciando as corticais da tíbia e da fíbula, respectivamente. Toma-se a medida do diâmetro ântero-posterior do planalto tibial e transfere-se essa medida para a linha tangente à cortical posterior da tíbia a partir da linha que tangencia a superfície articular e marca-se um ponto. Em um ângulo de 90°, é medida a distância em milímetros que vai do ponto marcado na linha tangente à cortical posterior da tíbia até a linha tangente à cortical posterior

da fíbula. O procedimento é realizado da mesma maneira em todas as radiografias obtidas (figuras 6 a 9).

Denominamos a distância de “distância cortical tibiofilar” em rotação neutra e em rotação externa máxima da tíbia (DCTF). A diferença entre a medida obtida em rotação externa e a obtida em rotação neutra para cada joelho corresponde, indiretamente, ao grau de rotação externa da tíbia, representada em milímetros.

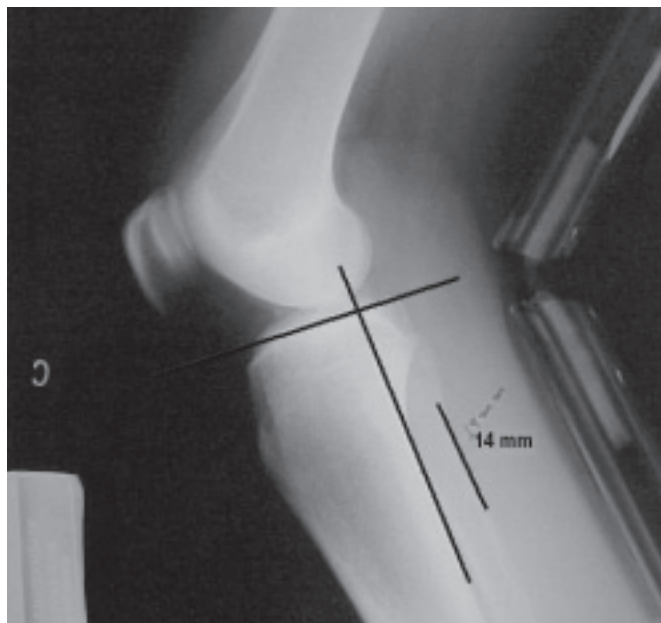


Fig. 6 – Radiografia na posição de perfil do joelho aos 30° de flexão em rotação neutra da tíbia

Fig. 6 – Lateral knee X-ray in 30° of flexion in neutral rotation of the tibia

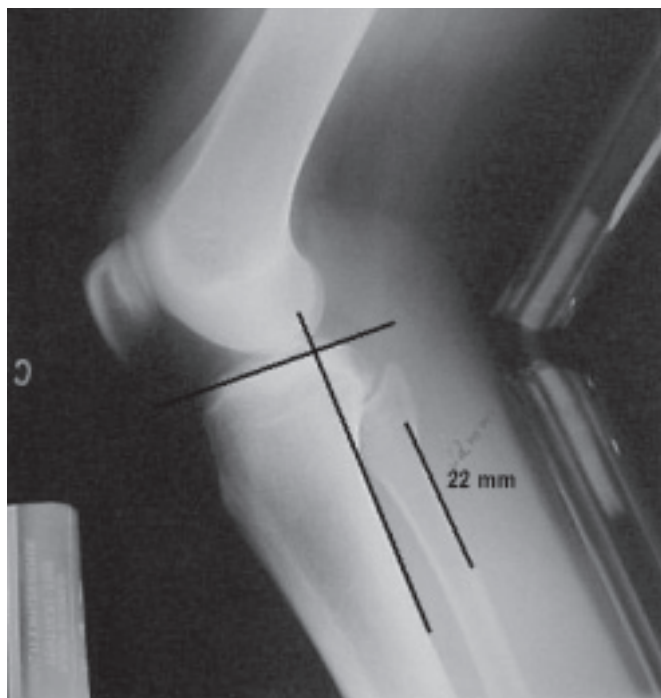


Fig. 7 – Radiografia na posição de perfil do joelho aos 30° de flexão em rotação externa da tíbia

Fig. 7 – Lateral knee X-ray in 30° of flexion in external rotation of the tibia

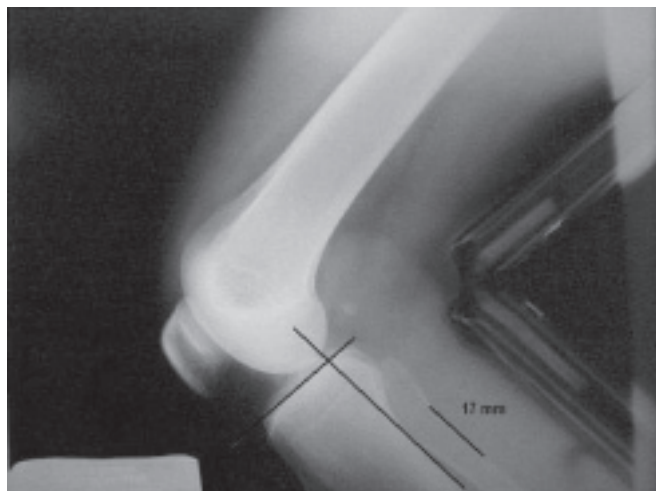


Fig. 8 – Radiografia na posição de perfil do joelho aos 90° de flexão em rotação neutra da tíbia

Fig. 8 – Lateral knee X-ray in 90° of flexion in neutral rotation of the tibia

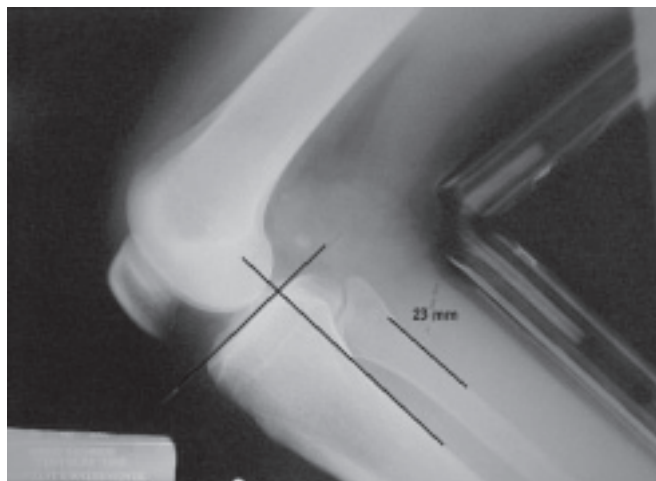


Fig. 9 – Radiografia na posição de perfil do joelho aos 90° de flexão em rotação externa da tíbia

Fig. 9 – Lateral knee X-ray in 90° of flexion in external rotation of the tibia

Realizou-se estatística descritiva dos valores amostrais ordinais (quantitativos): média, desvio padrão, erro padrão da média, valores máximo e mínimo e número de casos. Utilizou-se o teste *t* para as amostras paramétricas e o teste *U* de Mann-Whitney para as amostras não paramétricas. Para a comparação entre amostras pareadas, os testes usados foram o teste *t* e o de Wilcoxon. Adotou-se nível de significância de 5% ($\alpha = 0,05$) para todos os testes realizados.

RESULTADOS

As medidas obtidas nas radiografias dos 50 indivíduos estão na tabela 1, com o número de identificação, sexo e idade. Foram calculadas as diferenças entre a rotação externa e a rotação neutra (RE-RN) de todos os joelhos (100), tanto aos 30° como aos 90° e denominadas de delta 30 e delta 90, respectivamente, correspondendo ao aumento da DCTF ao rodar externamente a tibia; os valores estão disponíveis na tabela 2. Na tabela 3 constam a média, o desvio padrão, o valor máximo e o valor mínimo das medidas obtidas nas rotações neutras e rotações externas de ambos os joelhos aos 30° e aos 90°.

Os valores segundo a comparação entre os joelhos de um mesmo indivíduo estão contidos na tabela 4. Os valores obtidos segundo a comparação entre os sexos estão na tabela 5. A comparação entre os deltas 30° e 90° apresenta-se com seus valores na tabela 6.

O valor máximo de rotação externa da tibia em indivíduos normais, representado em milímetros pelo método aqui apresentado, foi de 18mm aos 30° e 17mm aos 90°, correspondendo aos delta 30 e delta 90, respectivamente.

Os valores médios obtidos referentes, tanto a DCTF como ao delta, foram maiores aos 30° de flexão do joelho.

DISCUSSÃO

A instabilidade pósterolateral do joelho é considerada uma entidade de difícil diagnóstico e, por este motivo, resolvemos idealizar um método de baixo custo que ajude o médico ortopedista no reconhecimento dessas lesões de forma mais objetiva.

A literatura manifestava-se em favor de estudos anatômicos do canto pósterolateral do joelho, desde 1950, através do trabalho de Last⁽¹⁵⁾, que enfatizou a importância do músculo poplíteo no aumento da mobilidade do menisco lateral, diminuindo, com isso, o risco de lesão deste último quando submetido a movimentos rotacionais anormais. Posteriormente, em 1961, Kaplan⁽¹⁶⁾ notificou ora a presença do ligamento fabelo-fibular, ora do ligamento lateral curto, ambos fazendo parte da estabilização da região pósterolateral.

Um importante estudo anatômico do canto pósterolateral do joelho foi realizado por Seebacher *et al*⁽¹⁷⁾, que dividiram as estruturas estabilizadoras em três lâminas, contribuindo para melhor entendimento de uma região bastante complexa.

Em 1976, obtivemos uma importante contribuição no estudo das instabilidades rotatórias com a publicação de

Hughston *et al*⁽¹⁾, que as classificaram alertando quanto ao difícil diagnóstico das lesões pósterolaterais.

Em seguida, encontramos outros trabalhos importantes, como os de Hughston e Norwood Jr.⁽⁸⁾ e Jakob *et al*⁽⁹⁾, ambos descrevendo testes com a finalidade de diagnosticar a instabilidade pósterolateral. A partir daí, iniciam-se as publicações voltadas para o tratamento cirúrgico do canto pósterolateral, com DeLee *et al*⁽¹⁸⁾, Baker *et al*⁽¹⁹⁾, Hughston e Jacobson⁽¹¹⁾, Amatuozzi *et al*⁽²⁰⁾ e Camanho⁽¹⁴⁾.

O'Brien *et al*⁽⁷⁾ relataram o quanto é importante diagnosticar essa lesão, atribuindo-a como uma causa de falência na reconstrução do LCA. Situação semelhante pode ser observada na reconstrução do LCP, em que Harner *et al*⁽¹⁰⁾, através do estudo realizado com joelhos de cadáveres humanos, demonstraram a importância do reconhecimento e tratamento adequado do canto pósterolateral no momento da reconstrução do LCP.

O estudo das instabilidades do joelho através do exame radiográfico tem seu lugar na literatura no reconhecimento de lesões do LCA e/ou LCP, caracterizando as instabilidades no plano sagital. Esses estudos, em nosso meio, foram realizados por Hernandez *et al*⁽²¹⁾ e Rezende⁽²²⁾. Este foi mais um fator que nos estimulou a desenvolver esta pesquisa, propiciando ao cirurgião de joelho, através de radiografias, a possibilidade de documentar a lesão pósterolateral.

Ao pensarmos em como seria o aparelho, preocupamos-nos com a fixação do fêmur, para este não apresentar movimento rotacional no momento em que estivéssemos rodando a tibia externamente na obtenção da radiografia em rotação externa máxima. Daí a importância das tiras de velcro proximais, que realizaram essa função para que a margem de erro fosse a menor possível.

Nosso estudo foi realizado aos 30° e 90° de flexão do joelho. O motivo da escolha dessas angulações foi baseado em importantes trabalhos referentes a estudos biomecânicos do canto pósterolateral nas décadas de 80 e 90, que relatam que essas angulações são favoráveis para o teste de rotação externa da tibia na detecção de lesão das estruturas pósterolaterais e do LCP^(2,23,24,25).

Em nossa amostragem, todos os 50 indivíduos foram considerados normais com relação aos joelhos. Limitamos a idade inferior em 20 anos para diminuir a probabilidade de encontrar indivíduos esqueleticamente imaturos. O motivo de termos estabelecido o limite superior em 40 anos foi para evitar o encontro de fenômenos degenerativos da articulação.

TABELA 1
Medidas obtidas nas radiografias, com número de identificação, sexo e idade dos 50 indivíduos
Measurements obtained from X-rays, with ID number, gender, and age of the 50 subjects

Nº	Sexo	Idade (anos)	RND 30	RNE 30	RND 90	RNE 90	RED 30	REE 30	RED 90	REE 90
1	F	35	10	13	11	11	24	23	20	20
2	M	30	14	14	15	12	23	24	20	18
3	M	30	17	20	11	10	32	30	21	21
4	M	28	12	13	14	16	28	29	22	26
5	M	21	21	17	18	15	28	23	22	20
6	F	37	13	16	11	13	23	26	19	21
7	M	23	13	10	10	9	20	18	14	14
8	F	27	18	14	11	12	25	23	22	22
9	F	29	13	18	10	15	21	23	20	20
10	F	39	6	6	8	8	22	23	19	19
11	F	31	10	13	10	14	23	24	23	24
12	F	20	1	5	1	3	14	18	10	16
13	F	36	22	14	17	10	30	27	23	20
14	F	26	10	9	2	1	17	17	10	10
15	M	30	14	16	13	15	23	23	19	23
16	M	22	15	10	11	10	26	21	16	20
17	M	29	12	16	19	17	26	27	25	27
18	M	29	1	1	1	1	18	19	17	15
19	M	31	8	9	8	5	20	20	17	14
20	M	23	15	13	15	12	22	17	23	18
21	M	33	13	13	9	12	19	18	17	18
22	F	26	9	9	5	5	16	18	15	17
23	M	37	23	20	23	14	33	28	30	28
24	M	25	24	26	17	22	31	33	21	26
25	M	36	13	12	12	10	29	29	26	26
26	M	35	18	17	17	17	26	25	24	24
27	M	38	12	11	6	8	20	17	19	17
28	M	38	15	9	10	9	22	18	16	15
29	M	20	14	14	17	17	24	22	23	23
30	M	20	16	15	16	13	25	23	24	19
31	M	20	16	17	15	12	24	24	19	17
32	M	20	12	10	9	8	17	16	15	13
33	F	28	12	15	6	7	19	25	15	17
34	M	27	15	15	9	10	28	28	20	21
35	F	31	8	13	11	6	18	19	16	9
36	F	35	11	10	6	4	17	14	11	11
37	F	40	14	11	9	8	23	20	20	19
38	F	38	11	10	5	4	25	25	18	21
39	M	35	14	19	12	20	23	30	22	29
40	F	38	10	11	4	7	21	21	17	17
41	M	35	17	14	16	14	22	20	22	21
42	M	22	9	18	8	12	12	22	15	19
43	F	22	11	11	11	12	21	21	17	18
44	M	35	11	9	12	11	20	16	18	16
45	M	20	8	8	5	4	13	13	11	10
46	F	24	13	14	8	11	15	17	14	18
47	F	36	7	9	7	7	21	24	19	22
48	M	24	18	20	16	15	35	32	29	27
49	F	32	14	10	4	5	20	20	10	13
50	F	24	8	9	2	1	15	15	7	7

Fonte: DOT-EPM-Unifesp

M = masculino; F = feminino; RND = rotação neutra do joelho direito; RNE = rotação neutra do joelho esquerdo; REE = rotação externa do joelho esquerdo.

TABELA 2
Diferenças entre as medidas de rotação externa e rotação neutra dos 100 joelhos
Difference between external rotations and neutral rotations measurements of the 100 knees

Delta 30		Delta 90		Delta 30		Delta 90	
Nº	Medidas RE-RN	Nº	Medidas RE-RN	Nº	Medidas RE-RN	Nº	Medidas RE-RN
1	14	1	9	51	10	51	9
2	9	2	5	52	10	52	6
3	15	3	10	53	10	53	11
4	16	4	8	54	16	54	10
5	7	5	4	55	6	55	5
6	10	6	8	56	10	56	8
7	7	7	4	57	8	57	5
8	7	8	11	58	9	58	10
9	8	9	10	59	5	59	5
10	16	10	11	60	17	60	11
11	13	11	13	61	11	61	10
12	13	12	9	62	13	62	13
13	8	13	6	63	13	63	10
14	7	14	8	64	8	64	9
15	9	15	6	65	7	65	8
16	11	16	5	66	11	66	10
17	14	17	6	67	11	67	10
18	17	18	16	68	18	68	14
19	12	19	9	69	11	69	9
20	7	20	8	70	4	70	6
21	6	21	8	71	5	71	6
22	7	22	10	72	9	72	12
23	10	23	7	73	8	73	14
24	7	24	4	74	7	74	4
25	16	25	14	75	17	75	16
26	8	26	7	76	8	76	7
27	8	27	13	77	6	77	9
28	7	28	6	78	9	78	6
29	10	29	6	79	8	79	6
30	9	30	8	80	8	80	6
31	8	31	4	81	7	81	5
32	5	32	6	82	6	82	5
33	7	33	9	83	10	83	10
34	13	34	11	84	13	84	11
35	10	35	5	85	6	85	3
36	6	36	5	86	4	86	7
37	9	37	11	87	9	87	11
38	14	38	13	88	15	88	17
39	9	39	10	89	11	89	9
40	11	40	13	90	10	90	10
41	5	41	6	91	6	91	7
42	3	42	7	92	4	92	7
43	10	43	6	93	10	93	6
44	9	44	6	94	7	94	5
45	5	45	6	95	5	95	6
46	2	46	6	96	3	96	7
47	14	47	12	97	15	97	15
48	17	48	13	98	12	98	12
49	6	49	6	99	10	99	8
50	7	50	5	100	6	100	6

Fonte: DOT-EPM-Unifesp
 RE = rotação externa; RN = rotação neutra

TABELA 3
Valores em milímetros das DCTFs (distâncias corticais tibiofibulares) nas radiografias realizadas em rotações neutras e externas, a 30° e 90° de flexão do joelhos direito e esquerdo
Values in millimeters of the FTCDs (fibular tibial cortical distances) in the X-rays made in external and neutral rotation in 30° and 90° of the left and right knees

	Valores nas diferentes rotações							
	Não paramétrico				Paramétrico			
	RNE 90°	RND 90°	RND 30°	RNE 30°	RED 90°	REE 90°	RED 30°	REE 30°
Média	10,28	10,46	12,82	12,92	18,64	18,92	22,38	22,16
Desvio padrão	4,86	5,03	4,68	4,43	4,84	5,05	5,16	4,77
Mínimo	1	1	1	1	7	7	12	13
Máximo	22	23	24	26	30	29	33	35

Fonte: DOT-EPM-Unifesp

RND 30 = Rotação neutra do joelho direito a 30° de flexão
RNE 30 = Rotação neutra do joelho esquerdo a 30° de flexão
RND 90 = Rotação neutra do joelho direito a 90° de flexão
RNE 90 = Rotação neutra do joelho esquerdo a 90° de flexão
RED 30 = Rotação externa do joelho direito a 30° de flexão
REE 30 = Rotação externa do joelho esquerdo a 30° de flexão
RED 90 = Rotação externa do joelho direito a 90° de flexão
REE 90 = Rotação externa do joelho esquerdo a 90° de flexão

TABELA 4
Estatística descritiva dos valores das DCTFs, em milímetros. Comparação entre os joelhos direito e esquerdo nas diferentes rotações. Utilização do teste t pareado (rotações externas) e do teste de Wilcoxon (rotações neutras) ($\alpha = 0,05$)
Descriptive statistics of the values of the FTCDs, in millimeters. Comparison between right and left knee in different rotations. Use of paired t test (external rotations) and Wilcoxon test (neutral rotations) ($\alpha = 0.05$)

	Comparação entre os lados							
	RED 30°	REE 30°	RED 90°	REE 90°	RND 30°	RNE 30°	RND 90°	RNE 90°
Média	22,38	22,16	18,64	18,92	12,82	12,92	10,46	10,28
Desvio padrão	5,16	4,77	4,84	5,04	4,68	4,43	5,03	4,86
Mínimo	12	13	7	7	1	1	1	1
Máximo	33	35	30	29	24	26	23	22
P	0,60		0,48		0,80		0,69	

Fonte: DOT-EPM-Unifesp

Os dados contidos na tabela 1 mostram que ampla variação na DCTF, tanto na rotação neutra como na rotação externa, foi observada entre os indivíduos. Por exemplo, na rotação externa dos joelhos direitos aos 90° de flexão (RED 90), a menor DCTF foi de 7mm e a maior, de 30mm; na RED 30, a menor distância foi de 12 e a maior, de 33. Resultados semelhantes foram observados nos joelhos esquerdos. Com isso, podemos concluir que existe grande variedade na rotação externa da tibia entre os indivíduos. Esses acha-

dos estão de acordo com os de Cooper⁽²⁶⁾, que também encontrou grande variedade na rotação externa da tibia entre os indivíduos. Por isso, salientamos que o teste tem maior valor quando utilizado em comparação com o joelho contralateral.

Como este estudo tem a finalidade de contribuir para o diagnóstico da instabilidade pósterio-lateral, é muito importante lembrarmos do ensaio biomecânico realizado por Veltri *et al*⁽²⁷⁾, que estuda a importância do ligamento po-

TABELA 5

Estatística descritiva dos valores das DCTFs, em milímetros, segundo o sexo. Comparação pelo teste *U* de Mann-Whitney (rotações neutras) e teste *t* para amostra independente (rotações externas) ($\alpha = 0,05$)

Descriptive statistics of the values of the FTCDs, in millimeters, according to sex. Comparison using the Mann-Whitney U test (neutral rotations) and t test for independent sample (external rotations) ($\alpha = 0.05$)

	Rotação por sexo															
	RED 30		RED90		REE30		REE90		RND30		RND 90		RNE 30		RNE 90	
	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F
Nº casos	29	21	29	21	29	21	29	21	29	21	29	21	29	21	29	21
Média	23,75	20,47	20,24	16,42	22,93	21,09	20,17	17,19	14,13	11	12,55	7,57	14	11,42	12	7,8
Desvio padrão	5,52	4,00	4,39	4,64	5,37	3,65	5,02	4,65	4,57	4,29	4,73	3,94	4,90	3,20	4,59	4,14
Erro padrão da média	1,02	0,87	0,81	1,01	0,99	0,79	0,93	1,01	0,84	0,93	0,87	0,86	0,91	0,69	0,85	0,90
P	0,191		0,680		0,069		0,512		0,0039		0,0005		0,0363		0,0022	

Fonte: DOT-EPM-Unifesp

M = Masculino

F = Feminino

TABELA 6

Estatística descritiva dos deltas 30 e 90 dos 100 joelhos. Comparação pelo teste de Wilcoxon

Descriptive statistics of the deltas 30 and 90 of the 100 knees. Comparison using the Wilcoxon test

	Delta 90	Delta 30
Média	8,41	9,40
Desvio padrão	3,13	3,65
Mínima	3	2
Máxima	17	18
P	0,0009	

Fonte: DOT-EPM-Unifesp

plúteo-fibular, salientando a possível dificuldade em diagnosticar clinicamente essa instabilidade se esse ligamento ou a fixação do poplíteo à tibia estiver íntegro. Esse fato nos deixa ainda mais estimulados sabendo que o método aqui apresentado, possivelmente, acrescentará dados para a detecção e documentação desses casos.

O estudo radiográfico da rotação externa da tibia foi apresentado por Kaneda *et al*⁽¹³⁾ com secção das estruturas pós-tero-laterais em joelhos de cadáveres, porém, não encontramos na literatura nenhuma publicação referente à avaliação radiográfica dessa rotação *in vivo*, podendo concluir que somos os pioneiros nesta linha de pesquisa.

Ross *et al*⁽²⁸⁾ divulgaram a possibilidade de fazer o diagnóstico da lesão pósterio-lateral aguda através da ressonância magnética. Isso não desmerece nosso método; afinal, além de a ressonância magnética ser um exame de alto custo e difícil em nosso meio, não seria fácil a detecção da lesão em pacientes com instabilidade crônica. Além disso, a ressonância magnética é capaz de detectar a lesão anatômica e não a instabilidade propriamente dita.

Quando analisamos os valores da DCTF nas rotações externas de ambos os joelhos entre os indivíduos (RED30, REE30, RED90, REE90), os valores de cada desvio padrão encontrado foram inferiores a um terço da média e, nas rotações neutras (RND30, RNE30, RND90, RNE90), encontramos valores superiores a um terço da média. Por isso, as amostras foram consideradas paramétricas nas rotações externas e não paramétricas nas rotações neutras. Esses achados estão disponíveis na tabela 3 e podem estar relacionados com a variação anatômica de indivíduo para indivíduo, traduzindo-se em variadas distâncias obtidas, principalmente quando se trata das radiografias realizadas com a tibia em rotação neutra, em que os joelhos se encontram em condição de frouxidão ligamentar. As distâncias tendem a variar menos quando as radiografias são realizadas em rotação externa, provavelmente pela situação de tensão ligamentar, aproximando, assim, os valores de indivíduo para indivíduo.

Com relação ao sexo, encontramos diferença estatística entre os sexos masculino e feminino nas rotações neutras ($P < 0,05$), o mesmo não acontecendo com as rotações externas, em que não foi observada diferença estatística significativa ($P > 0,05$). Observamos, também, que os valores médios das distâncias no sexo masculino foram superiores aos do feminino. Acreditamos que isso possa estar relacionado a diferenças anatômicas existentes entre os esqueletos do sexo masculino e do feminino; neste estudo, a fíbula nos homens em geral nos pareceu mais espessa do que nas mulheres, determinando maior DCTF no sexo masculino. Notamos ainda que o aumento médio das distâncias ($RE - RN = \text{delta}$) nos homens foi muito próximo ao das mulheres. Esse aumento da distância, que denominamos delta 30 e delta 90, significa o aumento da DCTF que ocorreu da rotação neutra para rotação externa aos 30° e 90°, respectivamente, correspondendo, de forma indireta, ao valor de rotação externa máxima da tibia representado em milímetros.

Outra observação a ser feita é que a média da DCTF, tanto na rotação neutra como na rotação externa, foi superior aos 30°. Enquanto a média da rotação neutra aos 30° foi em torno de 12mm, aos 90° foi em torno de 10mm. Esta variação tende a ser maior na rotação externa, sendo em torno de 22mm e 18mm aos 30° e 90°, respectivamente. Isso nos faz pensar que, por razões anatômicas, a fíbula se apresenta mais próxima à tibia aos 90° de flexão nas radiografias em perfil do joelho, diminuindo, portanto, a DCTF nesta angulação. Mesmo assim, temos que raciocinar quando analisamos os valores obtidos nas rotações externas, pois a distância, que já era maior aos 30° na rotação neutra, tendeu a aumentar ainda mais nas radiografias em rotação externa, sugerindo maior rotação externa da tibia aos 30° de flexão do joelho. Talvez isso ocorra devido à integridade do LCP, que provavelmente limita ainda mais a rotação externa aos 90° de flexão.

Assim, concluímos que o delta 30 foi maior do que o delta 90 e observamos que existiram diferenças estatísticas significativas entre ambos, o que reforça a descrição anterior, ou seja, a tibia apresentou rotação máxima maior aos 30° de flexão.

Não consideramos importante estudar nossa amostragem com relação ao peso e à altura; afinal, nosso grande objetivo foi provar que não existem diferenças entre os joelhos de um mesmo indivíduo em que a altura e o peso, obviamente, não variam na comparação entre os lados.

Não houve diferenças estatísticas na DCTF entre os joelhos de um mesmo indivíduo (tabela 4). Consideramos esse fato fundamental para que o método fosse considerado eficaz. Já sabíamos, através dos dados encontrados na literatura, que a rotação externa da tibia é variável entre os indivíduos; por isso, nosso maior objetivo desde o início foi provar que não existiam diferenças significativas na DCTF entre os lados de um indivíduo normal. Felizmente, isso se concretizou.

Em 1998, Bleday *et al*⁽²⁹⁾ apresentaram um aparelho que quantifica a rotação externa da tibia em graus. Esse trabalho, ao nosso ver, tem fundamental importância para o estudo da instabilidade póstero-lateral; afinal, é o primeiro e único relato que encontramos na literatura com o intuito de quantificar a rotação externa da tibia na prática clínica. Em semelhança ao nosso trabalho, também utilizaram uma amostragem da população sem afecções nos joelhos e, como Cooper⁽²⁶⁾, descrevem uma importante variação na rotação externa da tibia de indivíduo para indivíduo, reforçando os nossos achados. Mesmo com essa publicação, consideramos nosso estudo como sendo único, pois apresentamos um método radiográfico capaz de mensurar indiretamente em milímetros a rotação externa, possibilitando, de forma simples, sua documentação através de um método de imagens.

A DCTF mede indiretamente, como já comentado anteriormente, a rotação externa da tibia, pois, para que fosse direta, seria necessário calcular o centro de rotação da tibia e obter um ângulo para padronizar a medida, o que não seria possível apenas com a radiografia em perfil, além de dificultar o método, divergindo de nosso propósito em desenvolver um meio diagnóstico de fácil aplicação na prática clínica. Sabemos que o método possui sua margem de erros, como qualquer outro, porém, estamos certos de que a padronização da maneira com que obtivemos as medidas nas radiografias em todos os indivíduos nos possibilitou confiabilidade nos resultados, tendo como resposta os valores obtidos, os quais apresentam características homogêneas e coincidentes com os achados na literatura.

Não nos sentimos seguros ainda em estabelecer limites da normalidade para a DCTF; afinal, a grande variação da rotação externa da tibia existente entre indivíduos normais determina, conseqüentemente, ampla variação na DCTF. Os valores mínimo e máximo para os deltas 30 e 90 foram de 2mm e 18mm e de 3mm e 17mm, respectivamente. Talvez possamos determinar como parâmetros normais a quantidade de rotação externa representada em milímetros. Isso

poderá ser observado com mais segurança após darmos continuidade ao estudo, realizando em pacientes com instabilidade póstero-lateral unilateral do joelho, em que a amostragem populacional aqui estudada representará o grupo controle, permitindo assim a comparação e a provável conclusão de que os indivíduos com a instabilidade terão as DCTFs e os deltas maiores, além de apresentarem significativa assimetria entre os lados.

Parece que o objetivo principal proposto pelo trabalho foi alcançado e acreditamos que o método poderá trazer grandes benefícios à documentação e ao diagnóstico de uma entidade que ainda deverá ser motivo de pesquisas.

CONCLUSÕES

Não houve diferenças entre os joelhos de um mesmo indivíduo com relação a DCTF, sendo, portanto, possível a utilização do método de forma comparativa.

Houve diferenças entre os sexos apenas nas medidas obtidas nas radiografias em rotação neutra (DCTF em rotação neutra), não havendo diferenças com relação às medidas nas radiografias em rotação externa (DCTF em rotação externa), que é o que interessa na avaliação comparativa da instabilidade.

REFERÊNCIAS

1. Hughston J.C., Andrews J.R., Cross M.J., Moschi A.: Classification of knee ligament instabilities. Part I: The medial compartment and cruciate ligament. *J Bone Joint Surg [Am]* 58: 159-172, 1976.
2. Veltri D.M., Deng X.H., Torzilli P.A., Maynard M.J., Warren R.F.: The role of the cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee. A biomechanical study. *Am J Sports Med* 23: 436-443, 1995.
3. Maynard M.S., Deng X., Wickiewicz T.L., Warren R.F.: The popliteofibular ligament: rediscovery of a key element in posterolateral stability. *Am J Sports Med* 24: 311-315, 1996.
4. Baker C.L., Norwood L.A., Hughston J.C.: Acute combined posterior cruciate and posterolateral instability of the knee. *Am J Sports Med* 12: 204-208, 1984.
5. Veltri D.M., Warren R.F.: Anatomy, biomechanics and physical findings in posterolateral knee instability. *Clin Sports Med* 13: 599-615, 1994.
6. Veltri D.M., Warren R.F.: Operative treatment of posterolateral instability of the knee. *Clin Sports Med* 13: 615-627, 1994.
7. O'Brien S.J., Warren R.F., Pavlov H., Panariello R., Wickiewicz T.L.: Reconstruction of the chronically insufficient anterior cruciate ligament with the central third of the patellar ligament. *J Bone Joint Surg [Am]* 72: 278-286, 1991.
8. Hughston J.C., Norwood Jr. L.A.: The posterolateral drawer test and external rotation recurvatum test for posterolateral rotatory instability of the knee. *Clin Orthop* 147: 82-87, 1980.
9. Jakob R.P., Hassler H., Stäubli H.U.: Observations on rotatory instability of the lateral compartment of the knee. *Acta Orthop Scand* 52 (Suppl 191): 1-32, 1981.
10. Harner C.D., Vogrin T.M., Höher J., Ma C.B., Woo S.L.-Y.: Biomechanical analysis of a posterior cruciate ligament reconstruction. Deficiency of the posterolateral structures as a cause of graft failure. *Am J Sports Med* 28: 32-39, 2000.
11. Hughston J.C., Jacobson R.E.: Chronic posterolateral rotatory instability of the knee. *J Bone Joint Surg [Am]* 67: 351-359, 1985.
12. Laprade R.F., Terry G.C.: Injuries to the posterolateral aspect of the knee. Association of anatomic injury patterns with clinical instability. *Am J Sports Med* 25: 433-438, 1997.
13. Kaneda Y., Moriya H., Takahashi K., Shimada Y., Tamaki T.: Experimental study on external tibial rotation of the knee. *Am J Sports Med* 25: 796-800, 1997.
14. Camanho G.L.: Instabilidade póstero-lateral do joelho: uma proposta para o tratamento cirúrgico. *Rev Bras Ortop* 28: 237-241, 1993.
15. Last R.J.: The popliteus muscle and the lateral meniscus. *J Bone Joint Surg [Br]* 32: 93-99, 1950.
16. Kaplan E.B.: The fabellofibular and short lateral ligaments of the knee joint. *J Bone Joint Surg [Am]* 43: 169-179, 1961.
17. Seebacher J.R., Inglis A.E., Marshall J.L., Warren R.F.: The structure of the posterolateral aspect of the knee. *J Bone Joint Surg* 64: 536-541, 1982.
18. De Lee J.C., Riley M.B., Rockwood Jr. C.A.: Acute posterolateral rotatory instability of the knee. *Am J Sports Med* 11: 199-207, 1983.
19. Baker C.L., Norwood L.A., Hughston J.C.: Acute posterolateral rotatory instability of the knee. *J Bone Joint Surg* 65: 614-618, 1983.
20. Amatuzei M.M., Padilha O.S., Gouveia S^o J.L.F.: Tratamento cirúrgico das instabilidades póstero-laterais crônicas do joelho. *Rev Bras Ortop* 23: 319-322, 1988.
21. Hernandez A.J., Rezende M.U., Camanho G.L.: "Lachman radiográfico": uma proposta para avaliação do deslocamento sagital da tibia em relação ao fêmur. *Rev Bras Ortop* 27: 709-715, 1992.
22. Rezende M.U.: Estudo das radiografias em estresse na instabilidade anterior do joelho. [Dissertação de mestrado]. São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, 81, 1996.
23. Gollehon D.L., Torzilli P.A., Warren R.F.: The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg [Am]* 69: 233-242, 1987.
24. Grood E.S., Stowers S.F., Noyes F.R.: Limits of movement in the human knee. Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg [Am]* 70: 88-97, 1988.
25. Clancy Jr. W.G., Sutherland T.B.: Combined posterior cruciate ligament injuries. *Clin Sports Med* 13: 629-647, 1994.
26. Cooper D.E.: Tests for posterolateral instability of the knee in normal subjects. *J Bone Joint Surg [Am]* 73: 30-36, 1991.
27. Veltri D.M., Deng X.H., Torzilli P.A., Maynard M.J., Warren R.F.: The role of the popliteofibular ligament in stability of the human knee. A biomechanical study. *Am J Sports Med* 24: 19-27, 1996.
28. Ross G., Chapman A.W., Newberg A.R., Scheller Jr. A.D.: Magnetic resonance imaging for the evaluation of acute posterolateral complex injuries of the knee. *Am J Sports Med* 25: 444-448, 1997.
29. Bleday R.M., Fanelli G.C., Giannotti B.F., Edson C.J., Barrett T.A.: Instrumented measurement of the posterolateral corner. *Arthroscopy* 14: 489-494, 1998.