

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE**

**ANÁLISE DA CARGA MECÂNICA NO JOELHO DURANTE O
AGACHAMENTO**

Rogério Pessoto Hirata

**SÃO PAULO
2006**

ANÁLISE DA CARGA MECÂNICA NO JOELHO DURANTE O AGACHAMENTO

ROGÉRIO PESSOTO HIRATA

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para obtenção do grau Mestre em Educação Física.

ORIENTADOR: PROF. DR. MARCOS DUARTE

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer primeiramente ao professor Dr. Marcos Duarte, orientador, sempre presente em todos os processos deste trabalho. Obrigado pelo respeito e confiança depositados em mim durante todos esses anos.

Aos meus pais, Luiz Makoto Hirata e Edméia Marlene Pessoto Hirata, que nunca me deixaram desanimar nas horas mais difíceis, e que sempre torceram por mim.

À FAPESP pelo apoio financeiro.

À todos que direta ou indiretamente me ajudaram a finalizar esse trabalho.

À todos os membros do Laboratório de Biofísica.

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE FIGURAS	v
LISTA DE ANEXOS	viii
RESUMO	ix
ABSTRACT	xi
1 INTRODUÇÃO	xi
2 MATERIAIS E MÉTODOS	5
2.1 Sujeitos	5
2.2 Tarefa.....	5
2.3 Coleta de dados	6
2.4 Análise dos dados	8
2.5 Análise Estatística	12
3 RESULTADOS.....	12
4 DISCUSSÃO	29
5 CONCLUSÃO	31
REFERÊNCIAS	34
ANEXOS	38

LISTA DE FIGURAS

- FIGURA 1 - Ilustração da articulação do joelho. 1
- FIGURA 2 - Ilustração de duas maneiras de execução do agachamento quanto à posição do joelho em relação à posição da ponta do pé na direção ântero-posterior: (a) ultrapassando o joelho; (b) não ultrapassando o joelho. 3
- FIGURA 3 - Dados de Van Eijden *et al.* (1986) em círculos. A linha contínua é a curva ajusta aos dados pela Eq. 1, e as curvas tracejadas são as bandas de confiança. 9
- FIGURA 4 - Dados de Van Eijden *et al.* (1987) para razão entre força patelofemoral (FPF) e força do quadríceps (FQ). 11
- FIGURA 5 - Gráfico comparativo da posição relativa do joelho entre as condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U) para um sujeito representativo. A posição relativa do joelho (PRJ) foi determinada como sendo a posição no plano sagital da marca localizada no segundo metatarso menos a posição no plano sagital do centro articular do joelho. 13
- FIGURA 6 - Gráfico da Posição relativa do joelho (PRJ) em ambas as condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U) de todos os participantes. A PRJ foi determinada como sendo a posição no plano sagital da marca localizada no segundo metatarso menos a posição no plano sagital do centro articular do joelho. 14
- FIGURA 7 - Gráfico de ângulos do tornozelo, joelho e tronco, para um sujeito, nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U). 15

FIGURA 8 - Ângulo do Joelho no instante de máxima força patelofemoral nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).....	16
FIGURA 9 - Ângulo do Tornozelo no instante de máxima força patelofemoral nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).....	17
FIGURA 10 - Torques articulares para um sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U). Os Torques foram normalizados pelo peso corporal vezes a altura do sujeito.	18
FIGURA 11 - Força do quadríceps (FQ) normalizada pelo peso corporal (PC) para um sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).....	19
FIGURA 12 - Força do quadríceps (FQ) normalizada pelo peso corporal (PC) para cada indivíduo nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).	20
FIGURA 13 - Gráfico da força patelofemoral (FPF1) média normalizada pelo peso corporal (PC) e desvio padrão do sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).	21
FIGURA 14 - Força patelofemoral 1(FPF1) normalizada pelo Peso corporal do sujeito (PC) nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).....	22
FIGURA 15 - Gráfico da força patelofemoral (FPF2) média normalizada pelo peso corporal (PC) e desvio padrão do sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).	23
FIGURA 16 - Força patelofemoral 2 (FPF2) normalizada pelo Peso corporal do sujeito (PC) nas condições: não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).....	24
FIGURA 17 - Força patelofemoral 1(FPF1) e Força patelofemoral 2(FPF2), ambas normalizadas pelo Peso corporal do sujeito (PC).....	25

FIGURA 18 - Comparação do efeito da modelagem da patela no pico da magnitude da força patelofemoral na condição não ultrapassando o joelho da linha do pé (NU), sendo FPF1 (patela modelada como polia simples) e FPF2 (patela modelada de modo mais complexo) para todos os sujeitos.	26
FIGURA 19 - Comparação do efeito da modelagem da patela no pico da magnitude da força patelofemoral na condição ultrapassando o joelho da linha do pé (U), sendo FPF1 (patela modelada como polia simples) e FPF2 (patela modelada de modo mais complexo) para todos os sujeitos.	27
FIGURA 20 - Relação entre o ângulo do joelho e força patelofemoral (FPF) nas condições: não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U). O grupo apresentou dois padrões diferentes de relação entre essas duas variáveis, que podem ser observados nas duas figuras acima....	28
FIGURA 21 - Diagrama de corpo livre 3d (adaptado de nigg & herzog, 1994).	40
FIGURA 22 - Diagrama para predição da força patelofemoral a partir do ângulo do joelho (α), ângulo entre as forças (β) e da força do músculo quadríceps (F_Q). (Adaptado de MATTHEWS <i>et al.</i> , 1977)	45
FIGURA 23 - Diagrama de forças no joelho, adaptado de HEHNE (1990).	46
FIGURA 24 - Marcas anatômicas utilizadas no segmento coxa.....	48
FIGURA 25 - Marcas anatômicas utilizadas no segmento perna.	49
FIGURA 26 - Marcas anatômicas utilizadas no segmento pé.	51
FIGURA 27 - Exemplo de um Sistema de Referência Global (SRG).	55
FIGURA 28 - Sistema de referência local (SRL) localizado dentro de um Sistema de referência global (SRG).	56
FIGURA 29 - Graus de liberdade de um corpo.	58
FIGURA 30 - Cluster de marcas.....	59
FIGURA 31 - Colocação das marcas anatômicas sobre os segmentos e os respectivos <i>clusters</i> para utilização do CAST.....	60
FIGURA 32- Vetores-posição (em branco) das marcas anatômicas em relação ao SRL da perna (preto).	62
FIGURA 33 - Coleta Dinâmica.	63

LISTA DE ANEXOS

ANEXO I - Determinação de Forças Internas	39
ANEXO II - Marcas Anatômicas	47
ANEXO III - Centro Articular do Quadril	52
ANEXO IV - Sistema de Referência	55

RESUMO

ANÁLISE DA CARGA MECÂNICA NO JOELHO DURANTE O AGACHAMENTO

Autor: ROGÉRIO PESSOTO HIRATA

Orientador: Prof. Dr. MARCOS DUARTE

Existe um conceito difundido entre professores de educação física, fisioterapeutas e ortopedistas que o joelho não deve ser demasiadamente anteriorizado em relação à ponta do pé na direção ântero-posterior durante qualquer tipo de agachamento de modo a diminuir a carga mecânica imposta ao joelho. No entanto, são escassas as evidências quantitativas que corroboram este conceito. Este trabalho tem como objetivo estimar forças e torque na articulação do joelho em indivíduos saudáveis durante o exercício de agachamento livre com peso em dois modos diferentes de execução: a) joelho não ultrapassando a linha vertical que passa pelos dedos do pé; b) joelho ultrapassando essa linha vertical. Os sujeitos realizaram o agachamento com o pé direito sobre uma plataforma de força que mensurou os torques e forças de reação do solo. O membro inferior direito dos indivíduos (pé, perna e coxa) foi filmado com cinco câmeras digitais. Visando reconstruir o movimento dos segmentos, nós utilizamos a técnica de calibração do sistema anatômico (CAST), aumentando assim, a acurácia na reconstrução da posição tridimensional dos segmentos. O centro articular do quadril foi determinado pelo método rotacional e as forças e torques articulares internos líquidos foram

determinados por dinâmica inversa. Os resultados obtidos mostram que o pico da carga mecânica no joelho, quando esse passa em média 11cm da linha do pé, é cerca de 31% maior na condição em que o joelho ultrapassa a linha do pé. Esses resultados implicam que não passar o joelho da linha do pé diminui a força de compressão patelofemoral, levando assim a uma menor solicitação mecânica nesta articulação.

Palavras - chave: joelho, lesão, dinâmica inversa, cinemetria tridimensional.

ABSTRACT

ANALYSIS OF THE MECHANICAL LOAD ON THE KNEE DURING SQUATING

Author: ROGÉRIO PESSOTO HIRATA

Adviser: Prof. Dr. MARCOS DUARTE

There is a wide spread notion among health professionals that during a squat exercise the knee should not pass forward the forefoot region in order to not overload the knee joint. However, it seems there isn't scientific literature to support or negate this concept. The goal of this paper is to investigate the effect of different foot-knee positions on the knee joint moment and on the patelofemoral force during squat, which was performed into two different ways: a) knee do not passing the forefoot region; b) knee passing the forefoot region. The subjects performed the squat exercise with the right foot on a force plate that measured the ground reaction force and moment components. The subject's right leg (foot, shank, and thigh) and pelvis were filmed with five digital cameras. In order to reconstruct the segments' movement, we used the Calibrated Anatomical System Technique (CAST), improving the accuracy on three-dimensional reconstruction of segment's position. The hip center was determined by the rotational method and the internal net forces and torques were estimated by inverse dynamics. The results showed that during the condition were knee passed the forefoot region, the knee passed 11 cm on average, what resulted in a peak of mechanical load on the knee 30% higher in relation to the

do not pass condition. Based on these results it is suggested that the knee should not pass the forefoot region during squatting in order to decrease the patelofemoral force.

Key-words: knee, injury, inverse dynamic, three-dimensional kinematics

1 INTRODUÇÃO

Agachamentos, executados em diversas formas, são exercícios importantes, muito utilizados em treinamento e reabilitação e tem sido alvo de inúmeros estudos (ABELBECK, 2002; ESCAMILLA, FLEISIG, LOWRY, BARRENTINE & ANDREWS, 2001a; ESCAMILLA, FLEISIG, ZHENG, LANDER, BARRENTINE, ANDREWS, BERGEMANN & MOORMAN, 2001b; FRY, SMITH & SCHILLING, 2003; WRETENBERG, FENG & ARBORELIUS, 1996).

Entretanto, como em qualquer outro exercício, se realizado de forma incorreta ou excessiva, o agachamento pode resultar em lesões no sistema músculoesquelético. Um fator importante associado à lesão no joelho é a magnitude da força patelofemoral, que contribui na degeneração da cartilagem da patela e superfície do fêmur, podendo resultar em patologias como, por exemplo, condromalácia patelar e osteoartrose (ESCAMILLA, 2001).

O joelho é uma complexa articulação sinovial do corpo humano e é conhecido por sustentar a maior parte do peso corporal. Situado entre a articulação do quadril e do tornozelo ele contribui com ambas as articulações, “em cadeia cinética fechada” quando suporta o peso corporal e em “cadeia cinética aberta” promovendo mobilidade. Seu alinhamento e estabilidade dependem invariavelmente do arranjo de cápsulas, ligamentos, menisco e estruturas musculotendinosas (FIGURA 1).

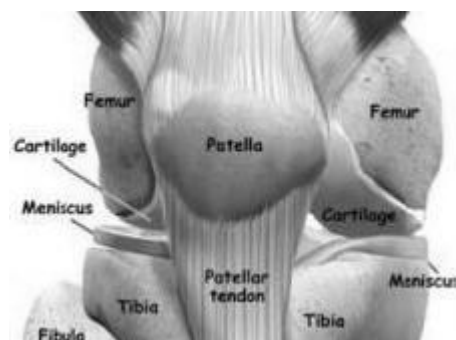


FIGURA 1 - Ilustração da articulação do joelho.

O músculo quadríceps se liga à patela através do tendão do quadríceps, por sua vez, a patela ('patella', na FIGURA 1) se liga à tíbia através do ligamento patelar

(‘Patellar tendon’, na FIGURA 1). A força compressiva patelofemoral, se dá entre a patela e os côndilos do fêmur.

Para investigar a questão da sobrecarga no joelho, ao invés de mensurar diretamente as forças e torques internos no corpo humano, o que é quase sempre impossível, na biomecânica usualmente estima-se essas variáveis por meio de um modelo físico-matemático do corpo humano e medidas experimentais das forças externas, posição do corpo e propriedades inerciais. Diagramas de corpo livre descrevendo as forças e momentos agindo em cada segmento são representados e as equações de Newton/Euler correspondentes são derivadas. Variáveis tais como propriedades inerciais e cinemáticas (posição em função do tempo) dos segmentos, e forças externas (tais como a gravitacional e as forças de reação do solo) agindo nos segmentos são mensuradas ou estimadas. Então, as equações de Newton/Euler são resolvidas para as variáveis desconhecidas (forças e torques internos). Essa abordagem é conhecida como dinâmica inversa (ZATSIORSKY, 2002).

Usando essa abordagem, muitos estudos compararam a diferença entre cadeia cinética aberta e fechada na força de cisalhamento entre tibia e fêmur para determinar o tipo de exercício mais indicado na reabilitação de lesões no ligamento cruzado anterior (LCA) (ESCAMILLA, FLEISIG, ZHENG, BARRENTINE, WILK & ANDREWS, 1998; SALEM, SALINAS & HARDING, 2003; STUART, MEGLAN, LUTZ, GROWNEY & AN, 1996; WILK, ESCAMILLA, FLEISIG, BARRENTINE, ANDREWS & BOYD, 1996), sendo indicado por estes o exercício de cadeia cinética fechada por ter demonstrado menor solicitação mecânica do LCA durante o movimento.

A sobrecarga lombar durante o agachamento também foi investigada (LANDER, SIMONTON & GIACOBBE, 1990; RUSSELL & PHILLIPS, 1989) e a eficiência do uso de cintos lombares foi testada por LANDER, SIMONTON e GIACOBBE (1990), mostrando que o aumento da pressão intra-abdominal gerada pelo uso de cinto lombar pode auxiliar na preservação da integridade da coluna lombar.

É sabido que a magnitude da força patelofemoral é afetada pelo modo de como o exercício é realizado (ESCAMILLA et al., 2001b) e que um aumento da flexão do joelho aumenta a força patelofemoral (COHEN, ROGLIC, GRELSAMER, HENRY,

LEVINE, MOW & ATESHIAN, 2001; ESCAMILLA et al., 1998, 2001a , 2001b; REILLY & MARTENS, 1972).

Em linha com esses achados, há um conceito difundido entre profissionais de saúde que durante o agachamento a posição do joelho não deve ultrapassar a posição da ponta do pé na direção antero-posterior, como ilustrado na FIGURA 2, evitando assim uma carga mecânica excessiva na articulação do joelho.

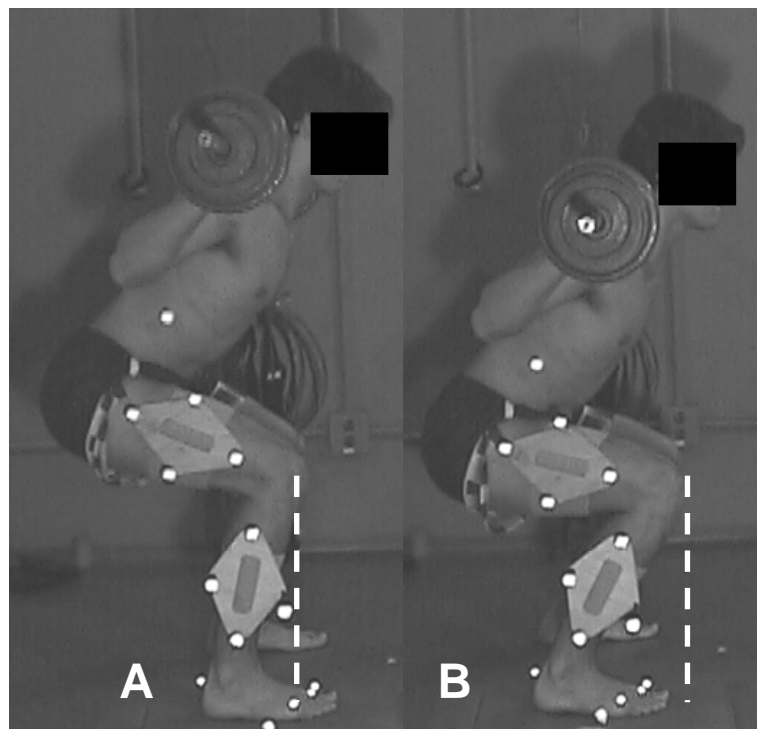


FIGURA 2 - ilustração de duas maneiras de execução do agachamento quanto à posição do joelho em relação à posição da ponta do pé na direção antero-posterior: (a) não ultrapassando o joelho; (b) ultrapassando o joelho.

Apenas dois estudos na literatura investigaram especificamente essa questão. Com uma simulação computacional, ABELBECK (2002) calculou o torque hipotético de um homem (massa de 110kg) agachando em um '*Smith machine*' (máquina para agachamento de movimento linear) com carga de 100kg. Sua análise foi bidimensional (somente no plano sagital) e estática (não incluiu os termos das acelerações nem a variação da força de reação do solo). Abelbeck achou que o pico

de torque foi 50% maior quando a posição relativa do joelho variava (passando da linha do pé). FRY, SMITH e SCHILLING (2003) realizaram um estudo experimental, onde os sujeitos realizaram o agachamento livre com a carga de um peso corporal. Esta análise também foi bidimensional e estática. Eles acharam que o pico de torque no joelho foi cerca de 30% maior quando o joelho passava da ponta do pé. Embora ambos os estudos tenham gerado informações relevantes, uma determinação mais acurada (como uma análise dinâmica tridimensional) da articulação do joelho durante o agachamento é factível. Em adição, ainda é desconhecido como a força patelofemoral é afetada por esta questão. A determinação destas duas variáveis mecânicas permitirá um maior entendimento do efeito do posicionamento do joelho em relação ao pé sobre a carga mecânica no joelho; o que contribuirá para elucidar como o componente mecânico está associado à possível lesão no joelho em praticantes de agachamento.

Deste modo, o objetivo deste trabalho foi investigar o efeito do posicionamento do joelho em relação ao pé sobre o torque no joelho e a força patelofemoral durante o agachamento utilizando uma análise dinâmica tridimensional do agachamento.

Para realizar essa análise dinâmica tridimensional, procurou-se utilizar os métodos reconhecidos como mais acurados pela comunidade científica. Primeiramente, o centro articular do quadril foi determinado por otimização, de forma análoga ao estudo PIAZZA, OKITA e CAVANAGH (2001), sendo o chute inicial, foi determinado a partir das marcas da pélvis e do trocânter maior (BELL, PEDERSEN & BRAND, 1990). Foi utilizado a técnica de calibração do sistema anatômico (CAST), proposta por CAPPELLO, CAPPOZZO, LA PALOMBARA, LUCCHETTI e LEARDINI (1997) para reconstruir a posição das marcas anatômicas dos segmentos durante o movimento, de acordo com os autores, a utilização desta técnica melhora a acurácia na reconstrução da posição tridimensional dos marcadores. Por último, as forças e torques internos foram calculados no próprio eixo da articulação, de acordo com o protocolo proposto por CAPPOZZO, CATANI, CROCE e LEARDINI (1995), que se preocupou em padronizar protocolos de análise cinemática para os membros inferiores dentro dos modelos internacionais propostos, procurando diminuir a variabilidade destes entre os diferentes estudos.

Para que a leitura deste texto seja mais fluida, essa dissertação foi escrita na forma de um artigo científico clássico, sendo que os métodos comentados no parágrafo anterior são citados no item “Materiais e Métodos” e descritos em detalhes no item ANEXOS deste trabalho.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Sujeitos

Participaram deste estudo dez indivíduos (sete homens e três mulheres) com experiência mínima de três anos em agachamento livre. Nenhum dos participantes participavam de competições que envolviam o agachamento, porém utilizavam esse exercício como parte da rotina de treinamento. O tempo médio que esses indivíduos praticavam o movimento analisado foi de cinco anos (mínimo de três anos e máximo de dez anos). A estatura média (\pm um desvio padrão) dos indivíduos foi de 171 ± 10 cm, massa média de 68 ± 12 kg e idade média de 25 ± 5 anos. Nenhum dos participantes reportou algum tipo de lesão nos membros inferiores e todos só realizaram o experimento após assinarem um termo de consentimento de acordo com o comitê de ética local da Universidade de São Paulo.

2.2 Tarefa

Os indivíduos realizaram o agachamento com carga em duas condições diferentes, como ilustrado na FIGURA 2: a) joelho não ultrapassando a linha vertical que passa pelos dedos do pé (NU); b) joelho ultrapassando essa linha vertical (U). A carga para cada indivíduo equivaleu a 40% de sua massa corporal. A ordem de execução dos agachamentos foi aleatória entre os sujeitos sendo que em cada condição o indivíduo deveria realizar 15 agachamentos. A posição dos pés não foi imposta, sendo que os sujeitos adotaram a posição mais confortável para eles, o que de acordo com ESCAMILLA et al. (2001b) não interfere nas forças no joelho durante o agachamento. O ritmo de execução foi controlado por um metrônomo com frequência de 40 batidas por minuto. Cada batida do metrônomo correspondia à

posição ereta ou à posição de máxima flexão do joelho. Desta forma, cada movimento completo de agachamento durou três segundos. Todos os participantes reportaram que cansaço ou fadiga foi negligenciável. Em adição ao agachamento, os sujeitos realizaram medidas de controle para o experimento (descritas a seguir).

2.3 Coleta de dados

Para a análise biomecânica do agachamento, foram coletados características antropométricas do sujeito, dados relativos ao movimento dos segmentos do corpo (cinemática) e forças externas sobre o corpo (cinética).

Para a análise cinemática tridimensional do agachamento, foram utilizadas cinco câmeras digitais (quatro JVC 9800 e uma JVC DRV800U, JVC Inc.) todas com frequência de aquisição de 60 Hz. O protocolo da análise cinemática dos membros inferiores foi padronizado dentro dos modelos internacionais propostos, procurando diminuir a variabilidade deste protocolo entre os diferentes estudos.

Marcas retrorefletivas foram colocadas em proeminências anatômicas nas seguintes localizações do corpo (CAPPOZZO, et al., 1995): espinhas ilíacas ântero-superior esquerda e direita e espinhas ilíacas póstero-superior esquerda e direita, trocânter maior, epicôndilo lateral do fêmur e epicôndilo medial do fêmur, ápice da cabeça da fíbula, tuberosidade da tíbia, ápice distal do maléolo lateral e ápice distal do maléolo medial, calcâneo, cabeça do quinto metatarso, cabeça do segundo metatarso e cabeça do primeiro metatarso do membro inferior direito. Duas marcas adicionais foram utilizadas durante a coleta, uma no centro da plataforma informando assim, a posição da plataforma e outra na porção lateral direita do tronco, na altura do processo xifóide durante a realização da tarefa (mais detalhes, ver ANEXO II).

Para minimizar os erros de medição dos dados cinemáticos, utilizou-se a técnica de calibração do sistema anatômico (CAST) proposto CAPPOZZO et al. (1995). Para tanto, utilizou-se dois *clusters* com quatro marcas (CAPPOZZO, CAPPELLO, DELLA CROCE & PENSALFINI, 1997), um na perna e um na coxa. Na utilização da técnica CAST (calibração estática), o indivíduo permanecia parado na máxima flexão de joelho atingida na execução do agachamento sendo que todas as

marcas descritas acima e os dois *clusters* foram utilizados na filmagem (mais detalhes, ver ANEXO IV).

Assumindo que os segmentos coxa e perna são corpos rígidos e que os *clusters* não se mexem em relação às marcas dos respectivos segmentos, o vetor posição das marcas em relação ao respectivo *cluster* não muda em função do movimento do segmento. Assim, com a calibração estática, todos os vetores posição das marcas da perna e coxa são determinados e descritos a partir do sistema de coordenada local (*cluster*) possibilitando a retirada das marcas durante a tentativa dinâmica (quando o indivíduo realiza o movimento de agachamento propriamente dito, porém, sem as marcas anatômicas). Na tentativa dinâmica, apenas os *clusters* são utilizados no segmento coxa e perna, o que possibilitou a utilização de apenas três câmeras nesta tentativa. A partir dos *clusters*, as posições das marcas retiradas foram reconstruídas virtualmente por meio de rotinas computacionais escritas em ambiente Matlab (versão 6.5, Mathworks inc) utilizando os vetores posição obtidos na calibração estática.

Os participantes realizaram o agachamento sobre uma plataforma de força (AMTI DAS-6, AMTI) que mensurou as componentes de força e torque exercidas pelo sujeito no solo durante o movimento. ESCAMILLA et al. (2001a) mostraram que para adultos sem lesão e experientes no movimento a análise é similar entre os membros durante o agachamento, o que possibilitou analisar somente um membro e inferir os resultados ao outro não analisado, visto a simetria do movimento de agachamento. Desta forma, somente o membro direito do sujeito esteve em contato com a plataforma durante todo o período de coleta. Para aquisição dos dados da plataforma de força foi utilizado um computador com uma placa de aquisição de dados analógico/digital de 16 bits (PCI 6033, National Instruments) e frequência de aquisição de 60 Hz. Para sincronização dos dados cinemáticos e cinéticos, foi utilizado um sincronizador que ao ser acionado emitia dois sinais: um luminoso que era visto por todas as câmeras e um elétrico que era enviado para o sistema de aquisição de dados da plataforma de força.

2.4 Análise dos dados

A digitalização das marcas foi realizada no software APAS (Ariel inc) e a reconstrução tridimensional foi feita utilizando o algoritmo transformação linear direta (DLT) (ABDEL-AZIZ & KARARA, 1971) implementado em uma rotina computacional no ambiente Matlab. Para alisamento dos dados cinemáticos, *splines* quínticas foram ajustadas aos dados (WOOD, 1982) utilizando a função '*spaps*' do da *toolbox Spline* do Matlab. A aceleração dos segmentos foi calculada como a segunda derivada da respectiva função polinomial obtida pelo ajuste por spline. Os dados da plataforma de força foram alisados por um filtro Butterworth de 4^a ordem, passa baixa com frequência de corte de 20Hz.

Foi determinada a posição dos eixos e planos articulares (base anatômica) como descrito por CAPPOZZO et al. (1995) para que os torques e forças fossem representados nos eixos da própria articulação (mais detalhes, ver ANEXO II). Para definição dos eixos articulares, foi necessário a determinação dos centros das articulações do quadril, joelho e tornozelo. As coordenadas do centro articular do quadril (x_c , y_c e z_c) foram determinadas por otimização e expressas a partir do sistema de coordenada da pélvis (mais detalhes, ANEXO III). O centro articular do joelho foi considerado como o ponto médio entre os epicôndilos do fêmur e o centro articular do tornozelo como sendo o ponto médio entre o maléolo lateral e medial da tíbia.

Os torques e forças internas articulares resultantes foram calculados utilizando um modelo de segmentos rígidos (ver item "Diagrama de corpo livre" no ANEXO I) tridimensional pelo método de dinâmica inversa que considerou a força gravitacional sobre a barra e sobre os segmentos, a força de reação do solo, e as acelerações dos segmentos (ver item "Dinâmica Inversa" no ANEXO I). Torques negativos indicam que o torque é extensor e torques positivos, flexor. As propriedades inerciais do segmento foram calculadas de acordo com os ajustes propostos por DE LEVA (1996) do modelo antropométrico de ZATSIORSKY, SELUYANOV e CHUGUNOVA (1990). O torque na articulação do quadril foi expresso na base anatômica do joelho e não na base anatômica do quadril, pois não foi possível reconstruir esta última base durante a tentativa dinâmica.

Para calcular a força compressiva patelofemoral, foi necessário além do torque na articulação do joelho, quantificar o braço de alavanca do músculo quadríceps e o ângulo do mecanismo patelar do ligamento patelar na tíbia (mais detalhes, ver item “Determinação do braço de alavanca efetivo do músculo quadríceps” no anexo 7.1).

O braço de alavanca do músculo quadríceps foi dado pela equação abaixo (Eq. 1), a qual foi obtida por um ajuste dos dados mostrados na FIGURA 3 do artigo de Van Eijden e colaboradores VAN EIJDEN, KOUWENHOVEN, VERBURG e WEIJS, (1986). O coeficiente de determinação deste ajuste foi $R^2 = 0,98$ ($p < 0,0001$).

$$LM(\alpha) = 7.69E - 8\alpha^3 - 1.25E - 5\alpha^2 + 2.70E - 4\alpha + 4.58E - 2 \quad \text{Eq. 1}$$

Onde LM é o comprimento do braço de alavanca (em metros) efetivo do músculo; α é o ângulo do joelho em graus.

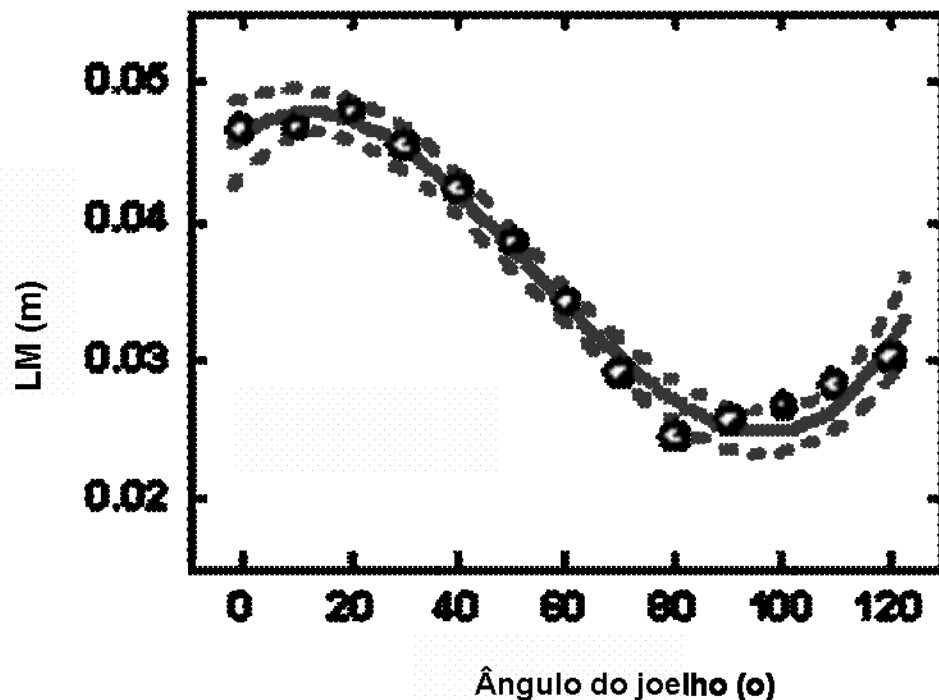


FIGURA 3 - Dados de Van Eijden *et al.* (1986) em círculos. A linha contínua é a curva ajusta aos dados pela Eq. 1, e as curvas tracejadas são as bandas de confiança.

Assim, a força do quadríceps (FQ) é determinada da seguinte forma:

$$FQ = T_{EXT/FLEX} / LM \quad \text{Eq. 2}$$

Onde $T_{EXT/FLEX}$ é a componente extensora/flexora do torque no joelho.

Vários autores estudaram a relação entre a FQ e a FPF (GROOD, SUNTAY, NOYES & BUTLER, 1984; HERZOG & READ, 1993; VAN EIJDEN, WEIJS, KOUWENHOVEN & VERBURG, 1987; YAMAGUCHI & ZAJAC, 1989). Modelos mais complexos e acurados (VAN EIJDEN et al., 1987; YAMAGUCHI & ZAJAC, 1989) modelaram a patela não somente como um polia simples, mas assumem que a força do tendão do quadríceps é diferente da força do ligamento patelar. Neste estudo, ambos os modos foram utilizados para o cálculo da FPF de modo a determinar o efeito da modelagem da patela na intensidade da FPF. MATTHEWS, SONSTEGARD e HENKE, (1977), assumiram a patela como sendo uma polia simples, implicando na igualdade da força do tendão do quadríceps do ligamento patelar durante o movimento. Os autores estudaram a relação entre o ângulo de flexão do joelho (α) e o ângulo de inserção do ligamento patelar com a tíbia (β) em cadáveres, propondo a seguinte equação (Eq. 3.):

$$\beta = 30,46 + 0,53 * \alpha \quad \text{Eq. 3}$$

Finalmente, para o cálculo da força patelofemoral (FPF), assumindo a patela como uma polia simples, foi utilizada a seguinte equação (MATTHEWS, SONSTEGARD & HENKE, 1977):

$$FPF = 2 * FQ * \text{sen}(\beta / 2) \quad \text{Eq. 4}$$

O estudo de VAN EIJDEN et al. (1986) verificou experimentalmente que a força do tendão do quadríceps é diferente da força do ligamento patelar. Foi também, o único que estabeleceu a relação entre FQ e FPF em ângulos de até 120 graus de flexão do joelho, flexão esta, próxima à atingida no presente estudo. No estudo VAN

EIJDEN et al. (1986) não foi apresentada a equação de relação entre FQ e FPF, assim, a equação abaixo (Eq. 5) foi ajustada aos dados mostrados na FIGURA 4 daquele artigo:

$$k(\alpha) = (1,33E - 8\alpha^4 - 2,96E - 6\alpha^3 + 1,37E - 4\alpha^2 + 8,07E - 3\alpha + 1,55E - 4) \quad \text{Eq. 5}$$

Onde α é o ângulo do joelho em graus e k é a constante multiplicativa a ser utilizada na equação abaixo (Eq. 6)

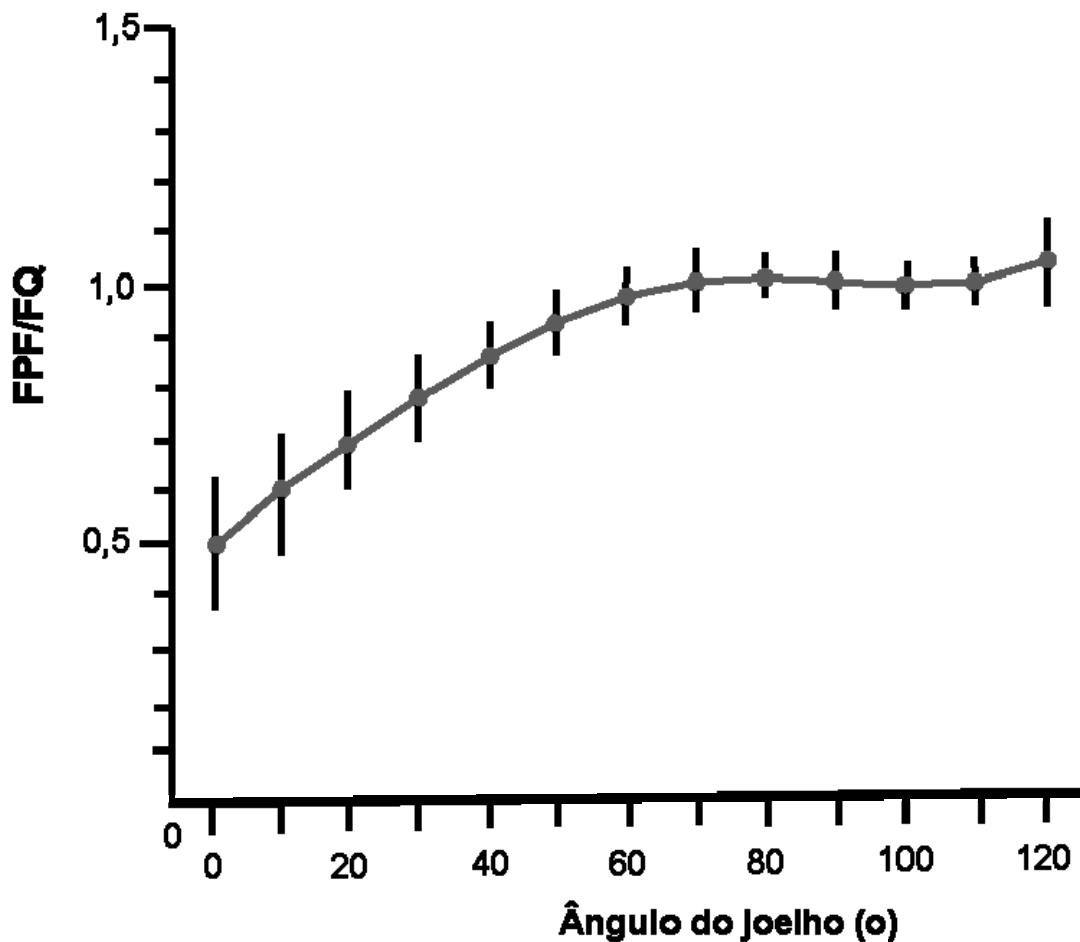


FIGURA 4 - Dados de Van Eijden et al. (1987) para razão entre força patelofemoral (FPF) e força do quadríceps (FQ).

Assim, para determinarmos a FPF, assumindo a patela como não sendo uma

polia simples, devemos realizar a seguinte operação (Eq. 6)

$$FPF(\alpha) = FQ(\alpha) * k(\alpha) \quad \text{Eq. 6}$$

As forças estudadas (força do quadríceps e força patelofemoral) foram normalizadas pelo peso corporal do indivíduo, enquanto que os torques (do tornozelo, joelho e quadril) foram normalizados pelo peso corporal vezes a estatura do sujeito.

2.5 Análise Estatística

Foi utilizado o teste-t pareado com nível de significância de 0.05 para identificar diferenças entre as condições NU e U, e as variáveis estudadas foram as seguintes: ângulo do tornozelo e joelho, posição relativa do joelho (PRJ), definida como a projeção no eixo horizontal do plano sagital do vetor determinado pela posição da marca localizada no segundo metatarso menos a posição do centro articular do joelho, torque no tornozelo, joelho e quadril, FQ e FPF. Todas as variáveis citadas, com exceção da PRJ, foram estudadas no instante em que a força compressiva era máxima. O software utilizado foi o Matlab 6.5 (Mathworks inc).

3 RESULTADOS

Na FIGURA 5, está representada a posição média e desvio padrão da PRJ de um participante nas duas condições normalizado pela porcentagem do ciclo. Nota-se na curva da condição NU, que os valores máximos não ultrapassaram a posição relativa zero, o que indica que esse indivíduo não ultrapassou o joelho durante a execução dessa condição. Nas figuras onde são reportadas a porcentagem do ciclo (% Ciclo), indica que o eixo x foi normalizado pelo tempo de cada ciclo, sendo que o início e o fim de cada ciclo coincidia quando o indivíduo estava na posição ereta.

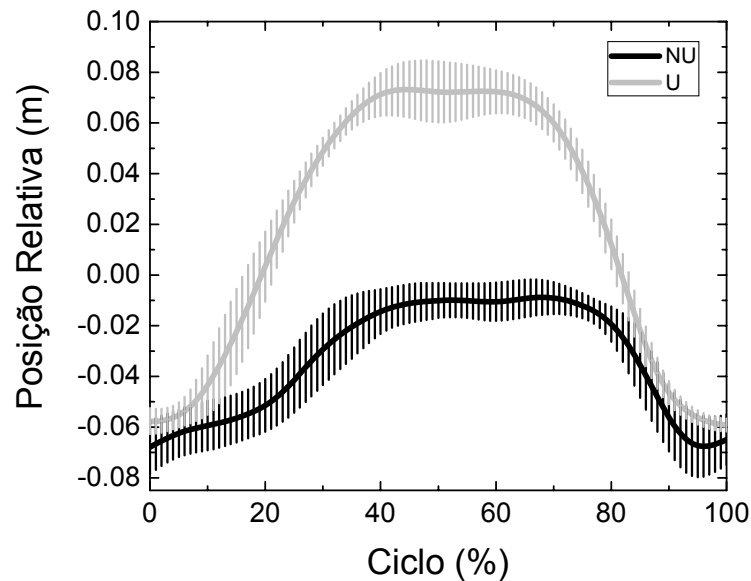


FIGURA 5 - Gráfico comparativo da posição relativa do joelho entre as condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U) para um sujeito representativo. A posição relativa do joelho (PRJ) foi determinada como sendo a posição no plano sagital da marca localizada no segundo metatarso menos a posição no plano sagital do centro articular do joelho.

Neste estudo, todos os participantes conseguiram realizar a tarefa proposta já que a posição relativa do joelho (PRJ - a posição no plano sagital da marca localizada no segundo metatarso menos a posição no plano sagital do centro articular do joelho) foi significativamente diferente entre as condições ($p < 0,001$), sendo que sempre na condição U a posição relativa do joelho foi maior (FIGURA 6). Em média, a PRJ foi de $-1,3 \pm 0,3$ cm para NU e 9 ± 5 cm para U ($p < 0,001$). Os participantes avançaram o joelho em média 11 ± 4 cm a mais na condição U quando comparado com a condição NU.

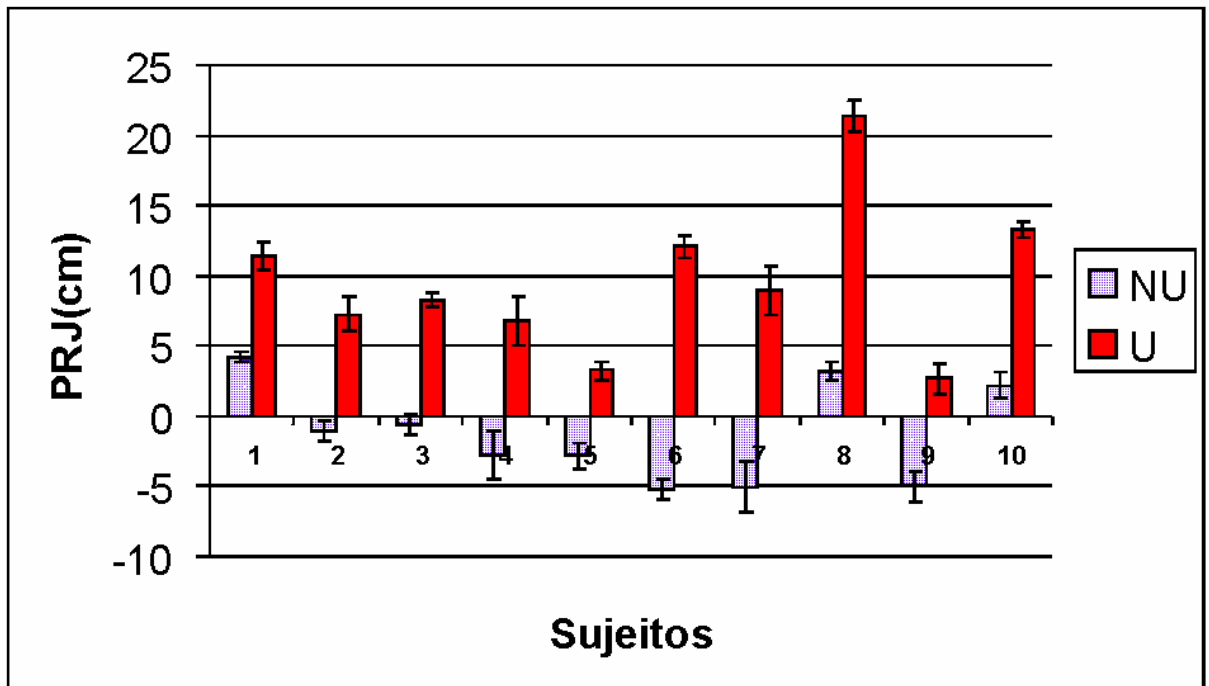


FIGURA 6 - Gráfico da Posição relativa do joelho (PRJ) em ambas as condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U) de todos os participantes. A PRJ foi determinada como sendo a posição no plano sagital da marca localizada no segundo metatarso menos a posição no plano sagital do centro articular do joelho.

Na FIGURA 7, está representado o comportamento dos ângulos do joelho, tronco e tornozelo de um participante em ambas as condições, mostrando a relação entre essas variáveis. Apenas neste gráfico da FIGURA 7, todos os valores estão em relação à posição angular da articulação quando o indivíduo estava em pé, sendo que estes ângulos se referem à posição ereta (neutra) e são iguais à zero no gráfico. Valores negativos de ângulo de tornozelo representam flexão dorsal e positivos flexão plantar (em relação à posição neutra). No joelho, valores negativos representam extensão de joelho e positivos flexão em relação à posição neutra. Na flexão de tronco, os valores na curva do gráfico são positivos, e na extensão negativos (em relação à posição neutra).

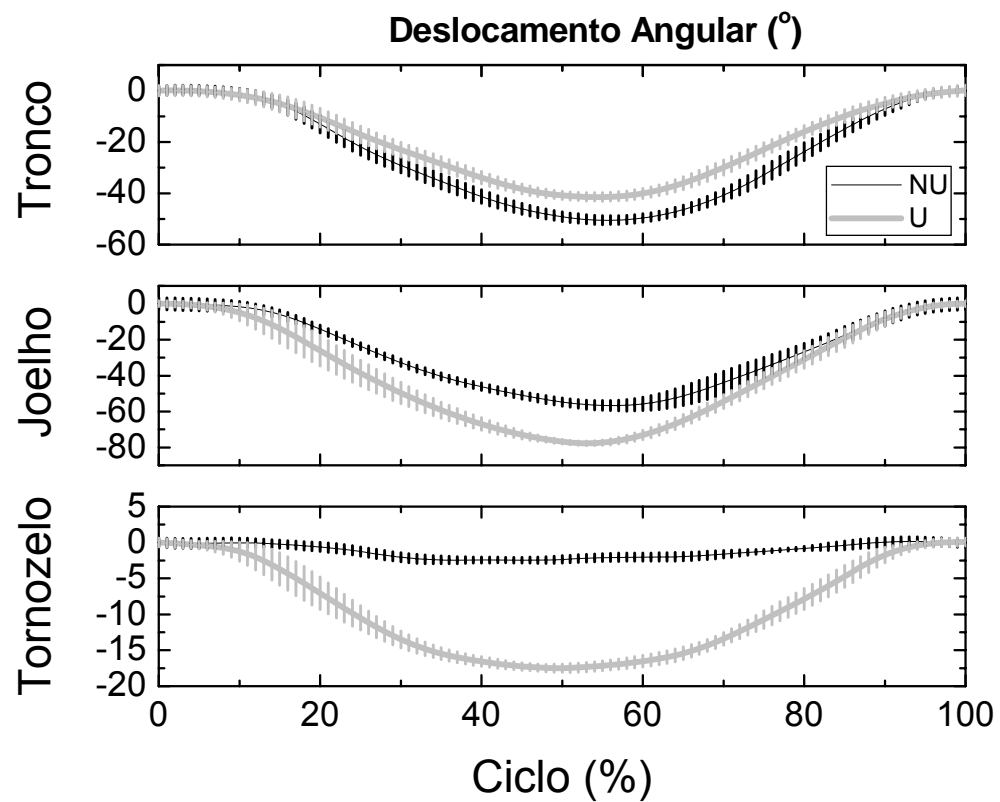


FIGURA 7 - Gráfico de ângulos do tornozelo, joelho e tronco, para um sujeito, nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

O ângulo médio do joelho entre os participantes (FIGURA 8) foi de $92 \pm 15^\circ$ na condição NU e $78 \pm 18^\circ$ na condição U ($p < 0,001$), ângulo médio do tronco foi de $54 \pm 11^\circ$ para NU e $70 \pm 12^\circ$ para U ($p = 0,0011$).

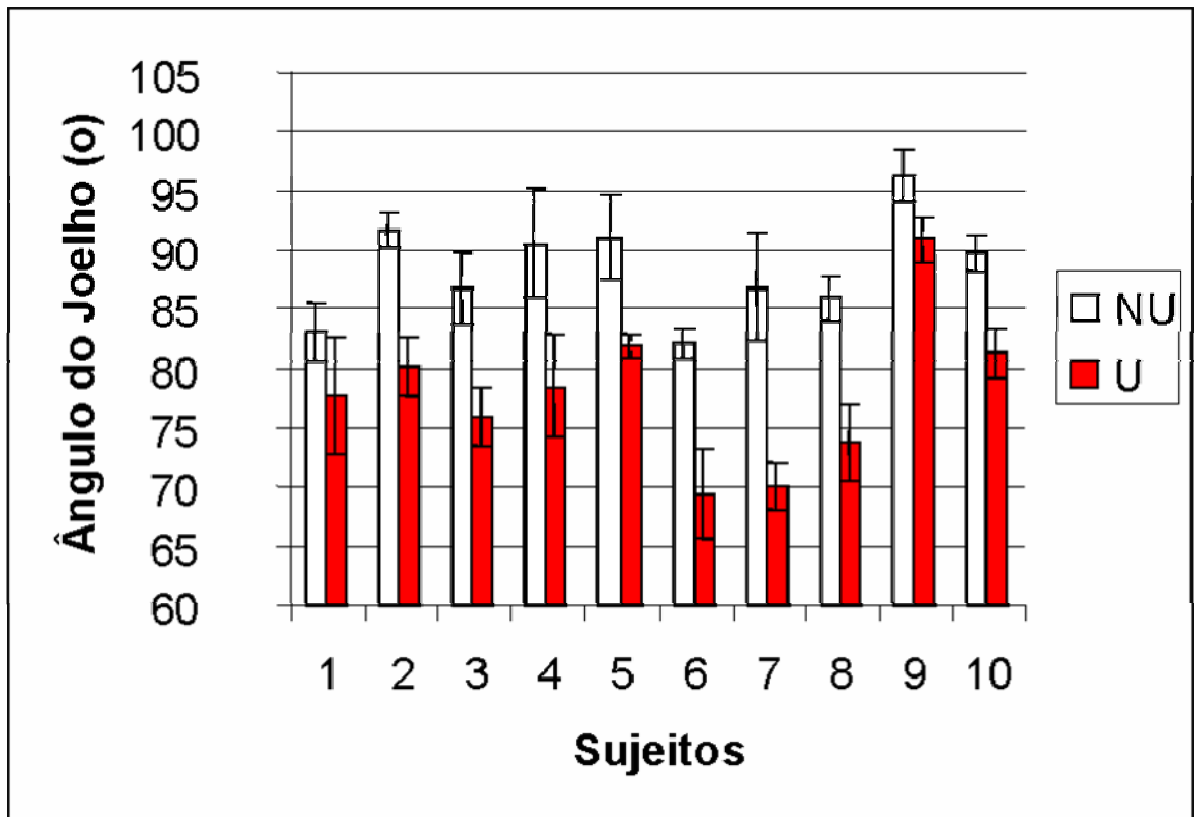


FIGURA 8 - Ângulo do Joelho no instante de máxima força patelofemoral nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

Já o ângulo do tornozelo médio entre os participantes (FIGURA 9) foi de $87 \pm 6^\circ$ na condição NU e $81 \pm 10^\circ$ na condição U, sendo encontrada uma diferença significativa ($p=0,039$) entre as duas condições.

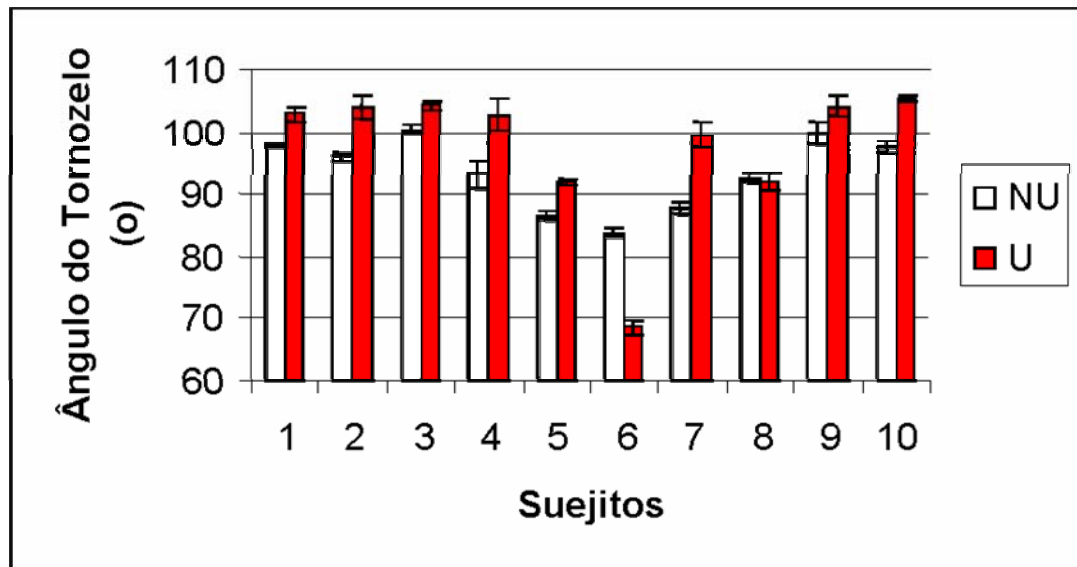


FIGURA 9 - Ângulo do Tornozelo no instante de máxima força patelofemoral nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

Foram estimados os torques articulares nas três direções do movimento, porém, somente o torque na direção da extensão/flexão foi utilizado e mencionados neste item de resultados e chamados apenas de torques articulares.

Os torques nas articulações do tornozelo, joelho e quadril foram diferentes entre as condições (respectivamente, $p=0,0016$; $p=0,0011$ e $p=0,046$). Normalizado pelo peso vezes a altura do sujeito, as médias ± 1 desvio padrão para os torques nas articulações do tornozelo, joelho e quadril foram respectivamente: $0,007\pm 0,027$; $0,16\pm 0,02$; $0,06\pm 0,03$ em NU e $0,04\pm 0,04$; $0,22\pm 0,05$; $0,12\pm 0,06$ na condição U. Na FIGURA 10, é possível observar o comportamento dos torques articulares médios de um sujeito, normalizados pelo peso vezes a estatura do sujeito, durante o movimento executado por um indivíduo. Nota-se que o torque no tornozelo durante a condição NU se manteve próximo à zero, e que em U, esse torque se mostrou mais flexor plantar. O torque no joelho, em ambas as condições, se mostrou extensor em todo o tempo, assim como o torque no quadril.

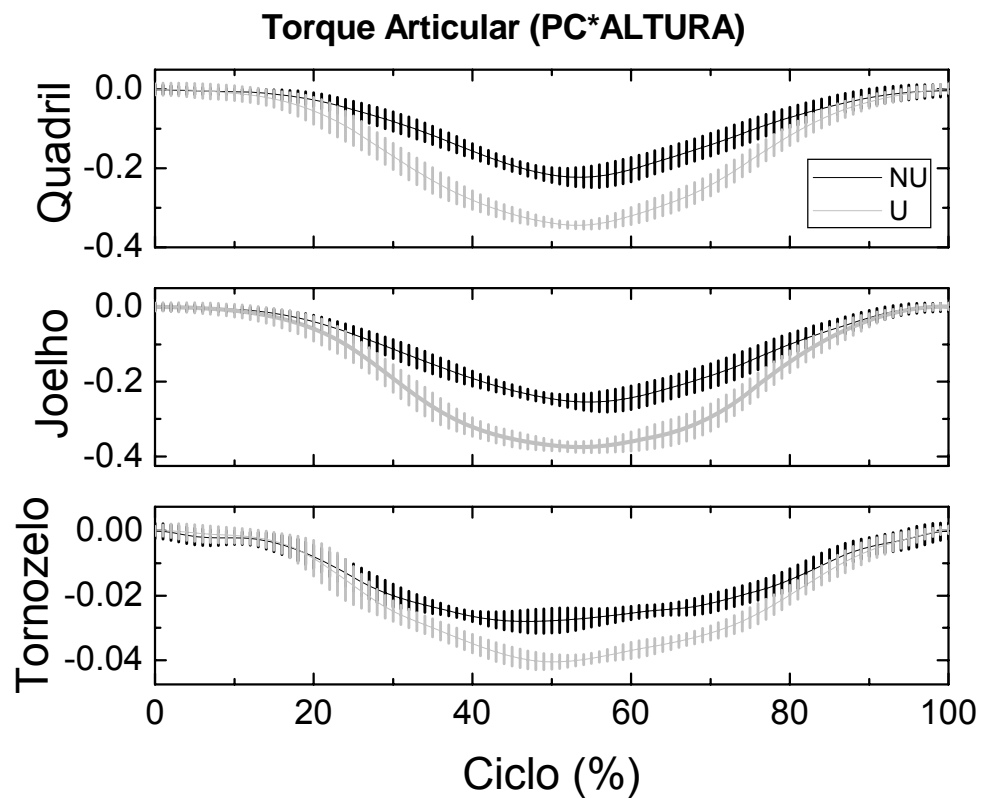


FIGURA 10 - Torques articulares para um sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U). Os Torques foram normalizados pelo peso corporal vezes a altura do sujeito.

Na FIGURA 11, está representada a força do quadríceps normalizada (FQ) para um indivíduo representativo da média em ambas as condições (NU e U). Nota-se que a solicitação do músculo quadríceps é maior na condição U que na NU.

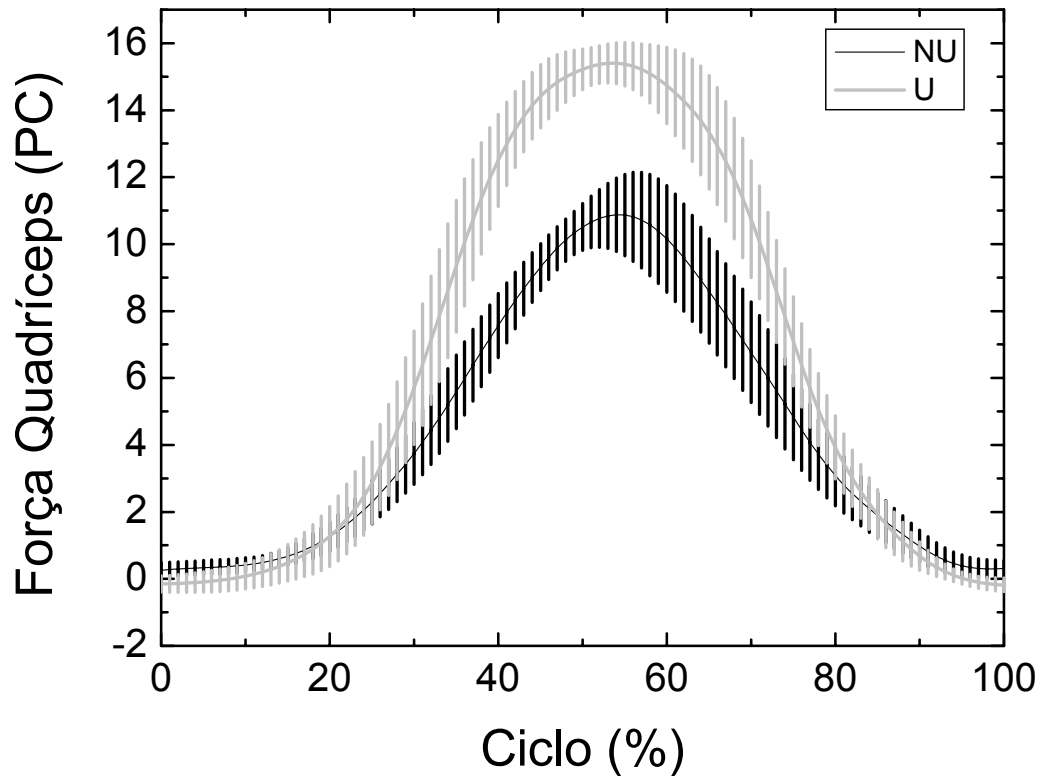


FIGURA 11 - Força do quadríceps (FQ) normalizada pelo peso corporal (PC) para um sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

A força do quadríceps (FQ) normalizada pelo peso corporal (PC) foi maior na condição U que na condição NU ($p=0,0021$) sendo em média 12 ± 2 PC na condição NU e 15 ± 3 PC na condição U. Na FIGURA 12, é possível observar o pico da FQ para os 10 sujeitos em ambas as condições, sendo que em NU as forças tendem a serem menores na maioria dos sujeitos.

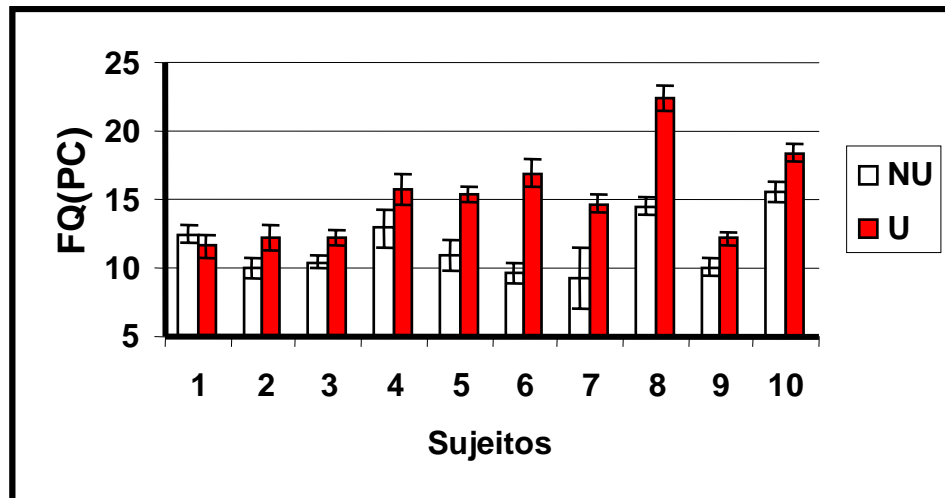


FIGURA 12 - Força do quadríceps (FQ) normalizada pelo peso corporal (PC) para cada indivíduo nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

Na FIGURA 13, está representado o comportamento da FPF1 (quando a patela foi modelada como uma polia simples) de um indivíduo em ambas as condições, mostrando um padrão semelhante ao encontrado para a FQ, ou seja, a FPF1 na condição U se mostrou maior para este indivíduo que na condição NU.

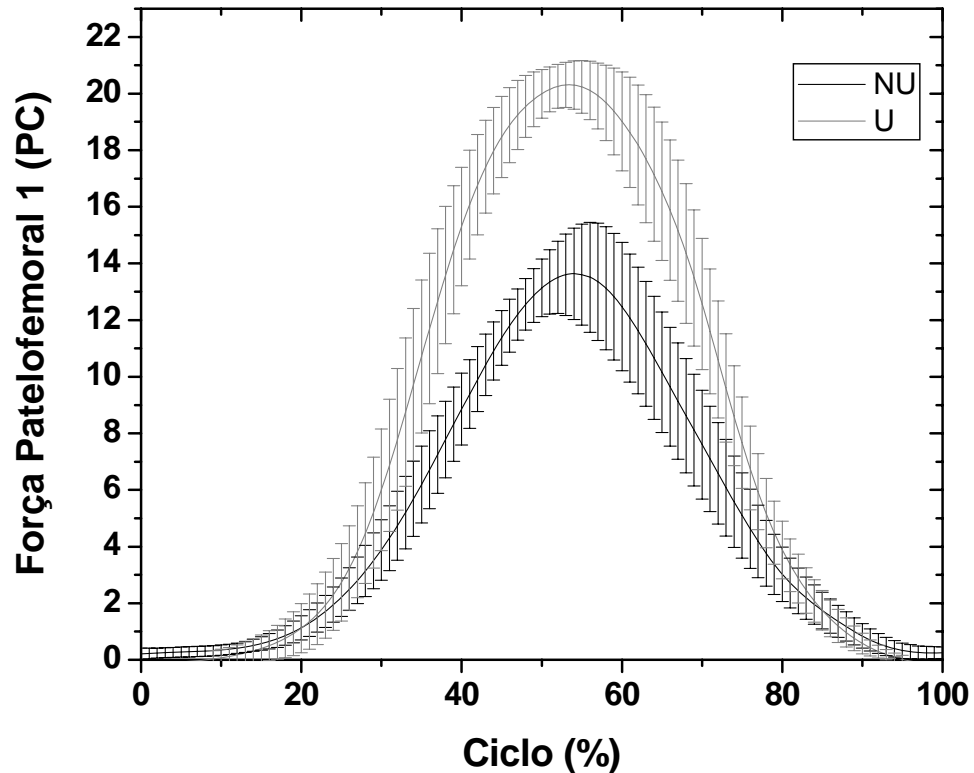


FIGURA 13 - Gráfico da força patelofemoral (FPF1) média normalizada pelo peso corporal (PC) e desvio padrão do sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

A força compressiva foi normalizada pelo peso do indivíduo sendo que a força compressiva foi em média $49 \pm 34\%$ maior na condição U ($p=0,0005$).

Na FIGURA 14, podemos observar como a FPF1 normalizada pelo peso corporal do sujeito (PC) se comportou para todos os sujeitos analisados. Nota-se que apenas para o indivíduo 1, a FPF1 não foi maior.

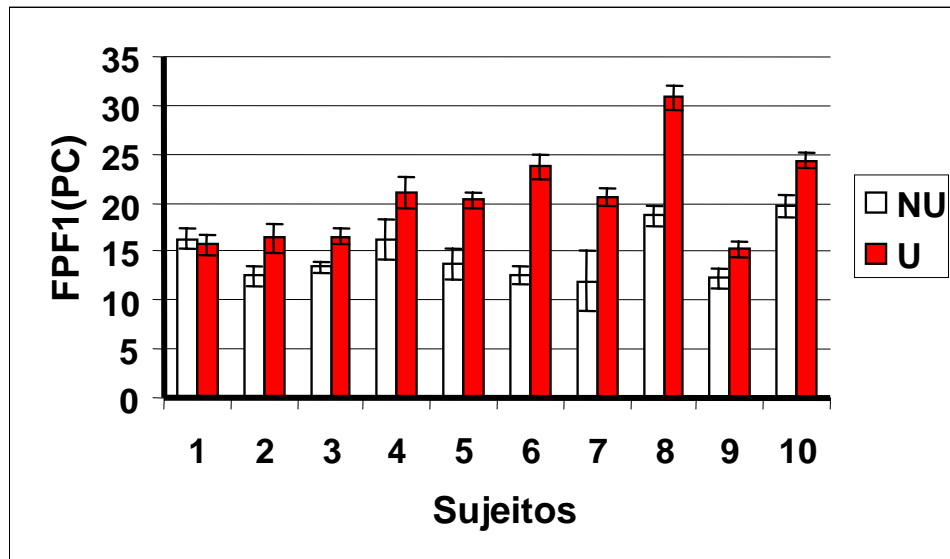


FIGURA 14: Força patelofemoral 1(FPF1) normalizada pelo Peso corporal do sujeito (PC) nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

Na FIGURA 15, está representado o comportamento da FPF2 (quando a patela não foi modelada como uma polia simples) de um indivíduo em ambas as condições, mostrando um padrão semelhante ao encontrado para a FQ, ou seja, a FPF2 na condição U se mostrou maior para este indivíduo que na condição NU.

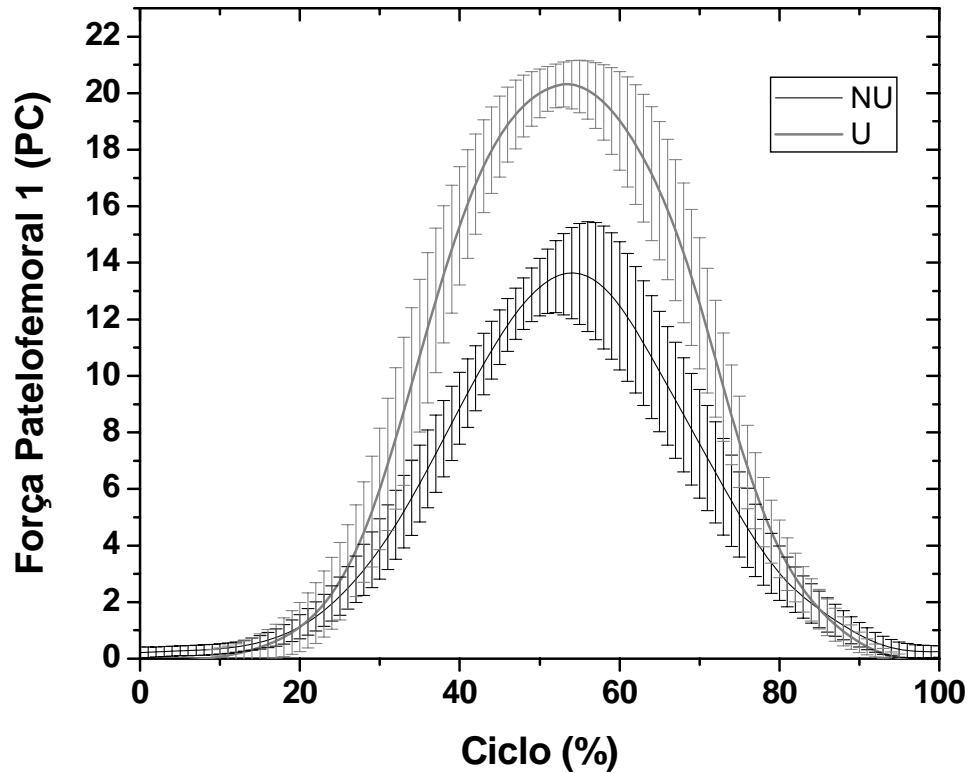


FIGURA 15 - Gráfico da força patelofemoral (FPF2) média normalizada pelo peso corporal (PC) e desvio padrão do sujeito nas condições não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

A força compressiva foi normalizada pelo peso do indivíduo sendo que neste caso, a força compressiva foi em média $31 \pm 24\%$ maior na condição U ($p=0,002$).

Na FIGURA 16, podemos observar como a FPF2 normalizada pelo peso corporal do sujeito (PC) se comportou para todos os sujeitos analisados. Nota-se que apenas para o indivíduo 1, a FPF2 não foi maior.

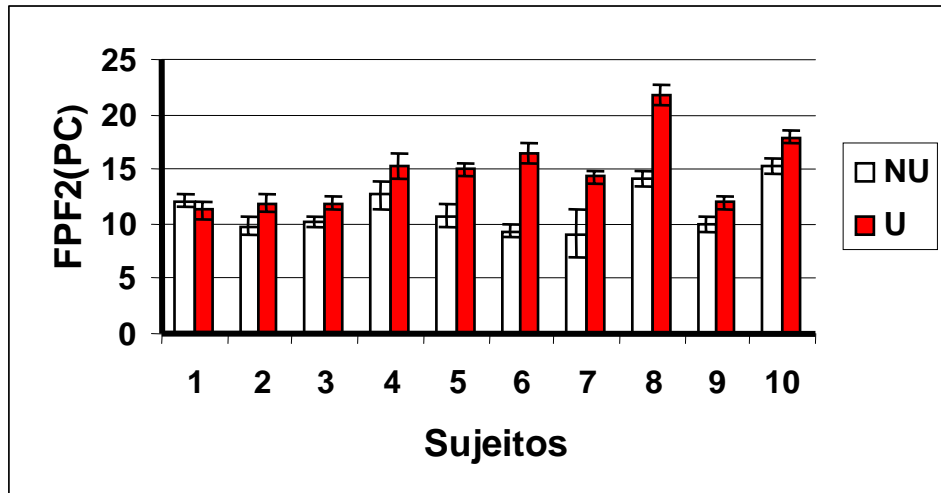


FIGURA 16 - Força patelofemoral 2 (FPF2) normalizada pelo Peso corporal do sujeito (PC) nas condições: não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U).

Na FIGURA 17, pode-se observar a comparação entre o cálculo da força patelofemoral para um sujeito, quando a patela é modelada como uma polia simples (FPF1 na FIGURA 17), e quando a polia é modelada de modo mais complexo, diferente de uma polia simples (FPF2 na FIGURA 17).

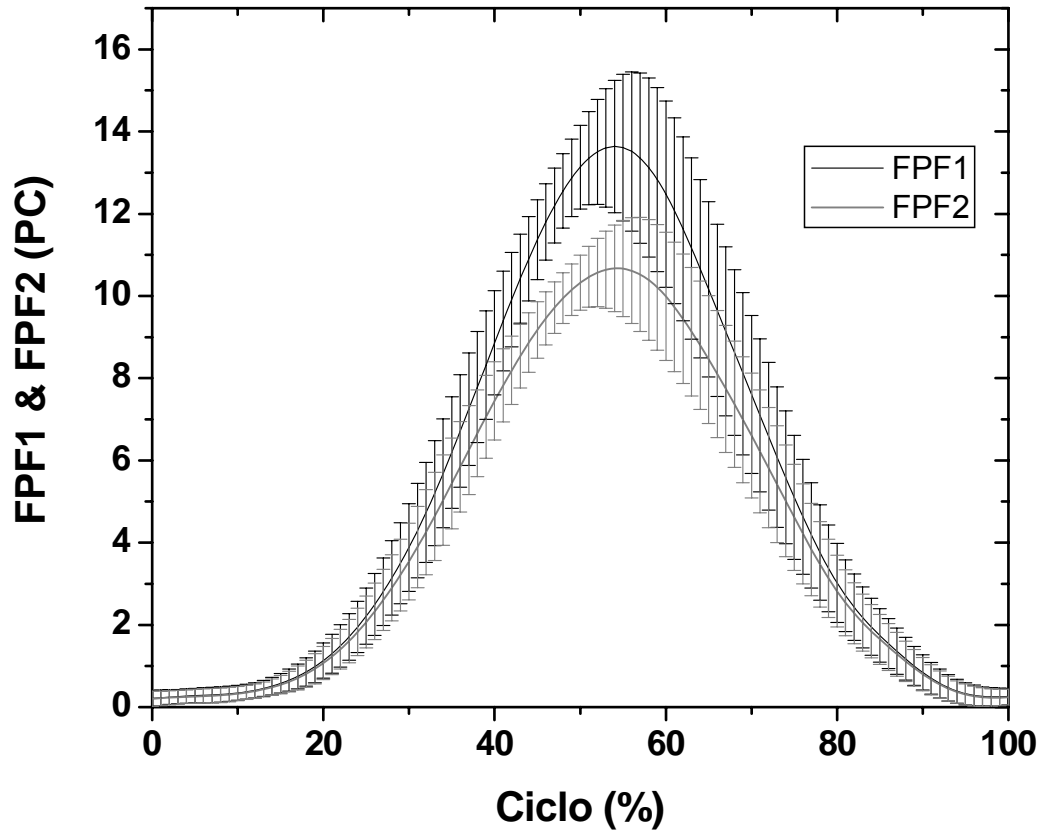


FIGURA 17 - Força patelofemoral 1(FPF1) e Força patelofemoral 2(FPF2), ambas normalizadas pelo Peso corporal do sujeito (PC).

Tanto na condição NU, quanto na condição U, a FPF1 foi sempre maior que a FPF2, sendo essa diferença significativa estatisticamente ($p = 0001$).

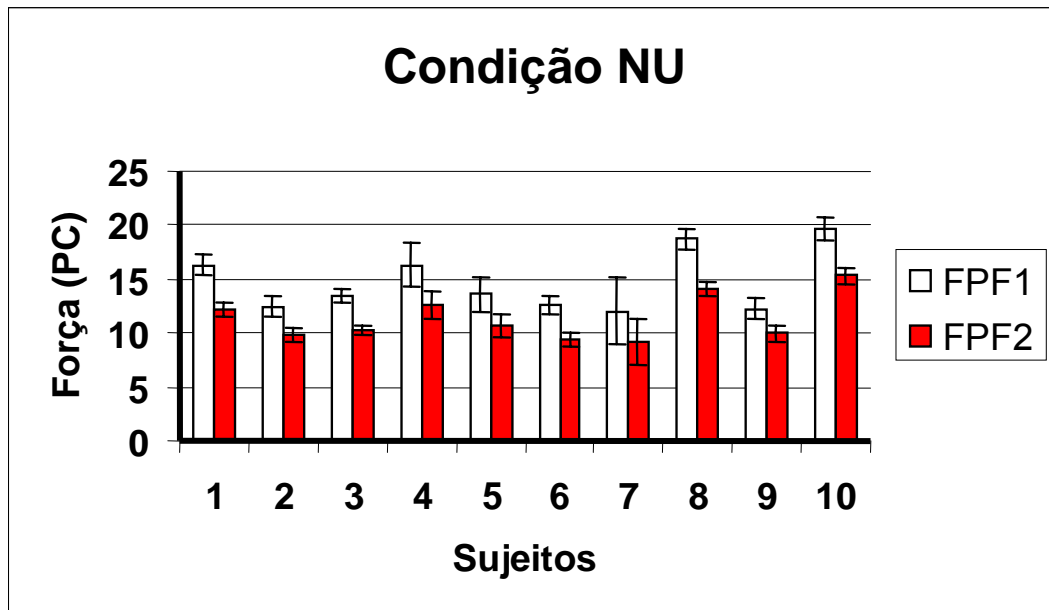


FIGURA 18 - Comparação do efeito da modelagem da patela no pico da magnitude da força patelofemoral na condição não ultrapassando o joelho da linha do pé (NU), sendo FPF1 (patela modelada como polia simples) e FPF2 (patela modelada de modo mais complexo) para todos os sujeitos.

Na condição NU, a FPF1 foi $30\pm 3\%$ maior que a FPF2 (FIGURA 18), já na condição U, a FPF1 foi $38\pm 4\%$ maior que a FPF2 (FIGURA 19).

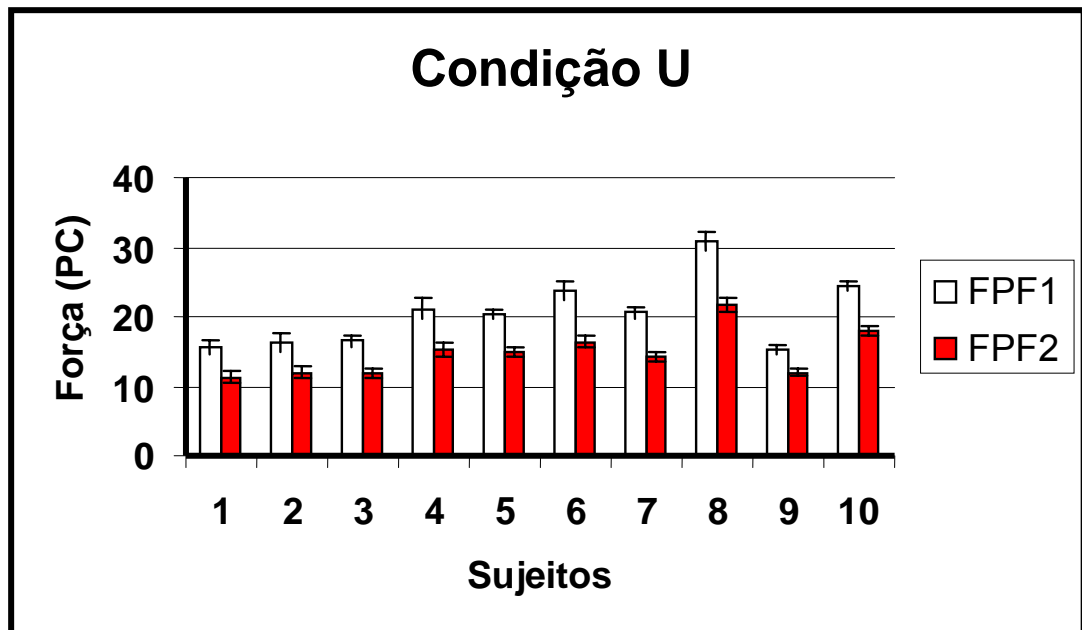


FIGURA 19: Comparação do efeito da modelagem da patela no pico da magnitude da força patelofemoral na condição ultrapassando o joelho da linha do pé (U), sendo FPF1 (patela modelada como polia simples) e FPF2 (patela modelada de modo mais complexo) para todos os sujeitos.

A FIGURA 20 mostra a relação da FPF média e ângulo do joelho médio nas condições U e NU. Dos 10 participantes, seis se comportaram semelhante à FIGURA 20A e quatro semelhante à FIGURA 20B. Na FIGURA 20A, as duas curvas apresentam quase a mesma inclinação sendo que a (U) é mais longa já que na condição U o joelho atinge menores graus. Já na FIGURA 20B, tanto o tamanho quanto a inclinação das curvas são diferentes.

O coeficiente de correlação de Pearson (r) entre as variáveis foi calculado para as duas condições levando em consideração os 10 sujeitos. As variáveis analisadas foram: ângulo do joelho, posição relativa do joelho (PRJ) e força patelofemoral (FPF). Foi observado na condição NU, que o ângulo do joelho está negativamente correlacionado com FPF ($r=-0,74$; $p=0,006$) e a PRJ positivamente ($r=0,71$; $p=0,009$), indicando que quanto menor o ângulo do joelho, maior a FPF e quanto maior a PRJ, maior será a FPF. Para a condição U, também nota-se o mesmo tipo de correlação negativa entre ângulo do joelho e FPF ($r=-0,67$; $p=0,016$) e uma correlação positiva entre PRJ e FPF ($r=0,84$; $p=0,0006$).

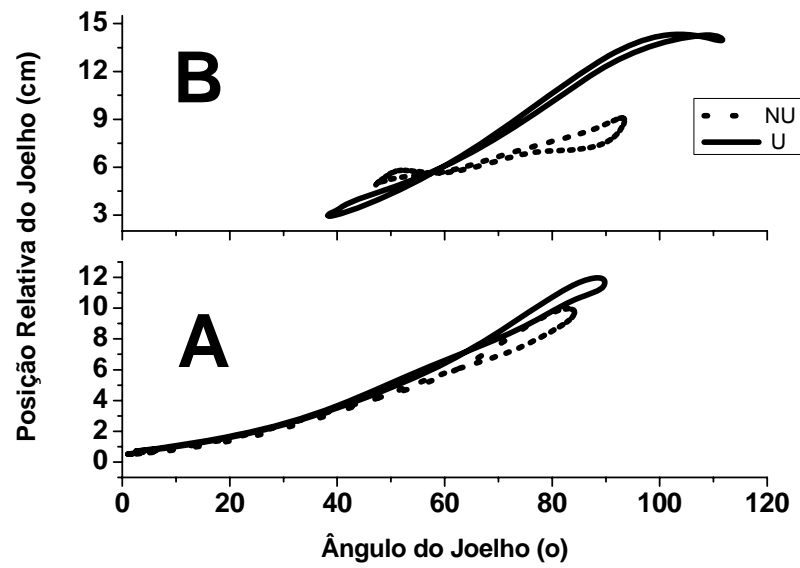


FIGURA 20 - Relação entre o ângulo do joelho e força patelofemoral (FPF) nas condições: não ultrapassando o joelho (NU) e ultrapassando o joelho (U). O grupo apresentou dois padrões diferentes de relação entre essas duas variáveis, que podem ser observados nas duas figuras acima.

4 DISCUSSÃO

Os objetivos principais deste estudo foram determinar de forma mais acurada o torque no joelho e determinar a força compressiva patelofemoral durante o agachamento em função da posição do joelho em relação à posição da ponta do pé na direção antero-posterior. Em dois estudos (ABELBECK, 2002; FRY, SMITH & SCHILLING, 2003) foi constatado que a posição relativa do joelho interfere de forma significativa no torque nesta articulação, sendo que quanto mais o joelho estiver à frente do pé, maior é o torque no joelho. ABELBECK (2002) foi o primeiro a realizar um estudo com o objetivo de analisar o torque no joelho e quadril quando é variada a posição relativa do joelho através de uma simulação computacional bidimensional do agachamento, enquanto que FRY, SMITH e SCHILLING (2003) realizaram o primeiro estudo feito com humanos (estudo experimental) com o mesmo objetivo do estudo citado anteriormente. Ambos os estudos produziram resultados importantes e relevantes para a prática dos profissionais da área biológica como: treinadores, fisioterapeutas e ortopedistas. Porém, deixaram algumas lacunas: a não utilização da plataforma de força, análise estática bidimensional e simplicidades nos procedimentos físico-matemáticos para cálculo dos torques.

Visando complementar os resultados dos estudos anteriores com uma análise mais acurada e determinar a força compressiva patelofemoral durante o agachamento nas condições em que o joelho passa ou não a linha do pé, o presente estudo utilizou uma série de técnicas reconhecidas pelos biomecânicos como bastante acuradas. Estas técnicas foram: uma análise tridimensional (ALKJAER, SIMONSEN & DYHRE-POULSEN, 2001), com a utilização do sistema de *clusters* de marcas para melhorar a reconstrução das marcas anatômicas (CAPPOZZO et al., 1995), o método funcional de localização do centro articular do quadril (PIAZZA, OKITA & CAVANAGH, 2001), e os torques e forças foram calculados nos eixos locais da articulação envolvida (CAPPOZZO et al., 1995). Além disso, no experimento foi controlada a cadência do movimento com um metrônomo e a análise foi feita baseada na média de vários ciclos obtidos pela normalização temporal das tentativas.

Para que os participantes alcançassem o objetivo de realizar o agachamento passando o joelho da linha horizontal do pé, a técnica de execução teve que ser alterada como visto na variação dos ângulos articulares do joelho e tronco. Na condição U (onde o indivíduo ultrapassa o joelho da linha do pé) o ângulo do joelho foi menor, enquanto que o participante inclinou menos o tronco à frente para manter a projeção do centro de massa dentro da base de suporte. Na condição NU, onde o ângulo do joelho foi maior, o quadril do sujeito teve que se manter mais para trás para que o joelho não passasse a linha horizontal da ponta do pé. Para evitar a queda para trás, era necessário que o participante inclinasse seu tronco à frente, mantendo assim a projeção vertical do centro de massa dentro da base de suporte dos pés, o que promovia o equilíbrio do participante durante o movimento.

Na relação entre o ângulo do joelho e a FPF, foi observado que o grupo se comportou de duas formas diferentes. Dos dez participantes, seis apresentaram curvas dessa relação com aproximadamente a mesma inclinação entre as condições NU e U e quatro com inclinação totalmente diferentes (FIGURA 20) Para os seis sujeitos que mantiveram a mesma inclinação, as curvas indicam que o aumento da FPF em U é devido somente à diminuição do ângulo do joelho. Já os outros quatro que apresentaram inclinações diferentes na curva de relação entre ângulo do joelho e FPF, os dados sugerem que o aumento da FPF não é devido somente à diminuição do ângulo do joelho, mas também devido à PRJ.

Força patelofemoral (FPF) excessiva pode contribuir para lesões no joelho como: condromalácia e osteoartrite (ESCAMILLA et al., 2001b). A FPF foi maior (cerca de 31%) na condição U que na condição NU indicando uma maior propensão à lesão na articulação patelofemoral quando o joelho passa da linha vertical do pé.

Não é possível uma comparação direta com os estudos de FRY, SMITH e SCHILLING (2003) e de ABELBECK (2002) visto as diferenças metodológicas e por estes não determinarem a FPF. Porém, é possível comparar os aumentos relativos do pico de torque no joelho entre estes estudos. ABELBECK (2002) reportou um aumento de 66% e FRY, SMITH e SCHILLING (2003) de 30%, no pico de torque no joelho, enquanto que no presente estudo, foi encontrado um aumento médio de $38 \pm 31\%$. Os dados obtidos neste estudo, reportaram aumento de $31 \pm 24\%$ no pico da FPF quando o joelho avança em média 11 cm da linha do pé.

Não foi possível observar um mesmo padrão consistente no torque do quadril entre todos os 10 participantes devido a grande variabilidade na técnica de execução. Porém essa variabilidade interna do sujeito é bem menor, sendo que o torque no quadril destes foi muito reproduzível durante todas as repetições. Ao contrário dos resultados encontrados por FRY, SMITH e SCHILLING (2003), o torque no quadril aumentou na condição U, mostrando o aumento da demanda mecânica nesta articulação quando o agachamento é realizado com o joelho indo à frente da linha do pé. Essa diferença pode ter ocorrido devido à utilização de técnicas mais acuradas para determinação dos torques articulares, ou pelo fato de que o torque no quadril não foi calculado nos eixos articulares do quadril.

O efeito da modelagem da patela é crítico no cálculo da sobrecarga no joelho. Assumir que a patela age somente como uma simples polia faz com que a FPF seja superestimada, assumindo valores maiores de quando a polia é modelada de modo mais complexo, sendo em média, $30\pm 3\%$ maior em NU e $38\pm 4\%$ maior U.

5 CONCLUSÃO

Não passar o joelho da linha do pé diminui a força de compressão patelofemoral, podendo assim levar a uma menor probabilidade de lesão nesta articulação, já que um fator importante associado à lesão no joelho é a magnitude da força patelofemoral (ESCAMILLA, 2001). Os resultados obtidos neste estudo indicam que a maior força compressiva se dá na condição quando o joelho ultrapassa o tornozelo devido a uma combinação entre os fatores: ângulo e posição relativa do joelho. O torque no quadril também aumentou durante a condição quando o joelho ultrapassa o tornozelo, o que, de forma análoga, pode levar a uma maior probabilidade de lesão da coluna lombar nesta condição.

Desta forma, sendo a força patelofemoral maior na condição quando o joelho ultrapassa o tornozelo, e que nesta condição parece ocorrer um maior torque na articulação do quadril, realizar o agachamento livre com barra passando o joelho da linha do pé, não parece ser o modo mais seguro de execução deste movimento. Por outro lado, passar o joelho ao executar o agachamento, poderia ser justificado pelo aumento da solicitação da musculatura do quadríceps durante a execução desse

movimento. Porém, para esse fim, é recomendável então aumentar a carga levantada ao invés de passar o joelho da linha do pé.

REFERÊNCIAS

ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M. Direct linear transformation from comparator co-ordinates into object space co-ordinates. In: SYMPOSIUM ON CLOSE-RANGE PHOTOGRAMMETRY, 1971, Urbana. **Proceedings...** Urbana: AM. Soc. Photogrammetry, 1971. p.1-18.

ABELBECK, K. G. Biomechanical model and evaluation of a linear motion squat type exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, v. 16, p. 516-524, 2002.

ALKJAER, T.; SIMONSEN, E. B.; DYHRE-POULSEN, P. Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 13, p. 73-77, 2001.

ANDRIACCHI, T.; ANDERSSON, G.; FERMIER, R.; STERN, D.; GALANTE, J. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. **The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume**, Boston, v. 62, p. 749-757, 1980.

BELL, A. L.; PEDERSEN, D. R.; BRAND, R. A. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 23, p. 617-621, 1990.

CAPPELLO, A.; CAPPOZZO, A.; LA PALOMBARA, P. F.; LUCCHETTI, L.; LEARDINI, A. Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. **Human Movement Science**, Amsterdam, v. 16, p. 259-274, 1997.

CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, Oxford, v. 10, p. 171-178, 1995.

CAPPOZZO, A.; CAPPELLO, A.; DELLA CROCE, U.; PENSALFINI, F. Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. **IEEE Transactions on Bio-medical Engineering**, New York, v. 44, p. 1165-1174, 1997.

CHAO, E. Y.; RIM, K. Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 6, p. 497-510, 1973.

COHEN, Z. A.; ROGLIC, H.; GRELSAMER, R. P.; HENRY, J. H.; LEVINE, W. N.; MOW, V. C.; ATESHIAN, G. A. Patellofemoral stresses during open and closed kinetic chain exercises. An analysis using computer simulation. **The American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 29, p. 480-487, 2001.

DE LEVA, P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 29, p. 1223-1230, 1996.

ESCAMILLA, R. F. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 33, p. 127-141, 2001.

ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; LOWRY, T. M.; BARRENTINE, S. W.; ANDREWS, J. R. A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 33, p. 984-998, 2001a.

ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; ZHENG, N.; BARRENTINE, S. W.; WILK, K. E.; ANDREWS, J. R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 30, p. 556-569, 1998.

ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; ZHENG, N.; LANDER, J. E.; BARRENTINE, S. W.; ANDREWS, J. R.; BERGEMANN, B. W.; MOORMAN, C. T., 3RD. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 33, p. 1552-1566, 2001b.

FRY, A. C.; SMITH, J. C.; SCHILLING, B. K. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. **Journal of Strength and Conditioning Research**, Champaign, v. 17, p. 629-633, 2003.

GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J.; NOYES, F. R.; BUTLER, D. L. Biomechanics of the knee-extension exercise: effect of cutting the anterior cruciate ligament. **The Journal of Bone and Joint Surgery**. American volume, Boston, v. 66, p. 725-734, 1984.

HEHNE, H. J. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v. 258, p. 73-85, 1990.

HERZOG, W.; READ, L. J. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. **Journal of Anatomy**, London, v. 182 (Pt 2), p. 213-230, 1993.

LANDER, J. E.; SIMONTON, R. L.; GIACOBBE, J. K. The effectiveness of weight-belts during the squat exercise. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 22, p. 117-126, 1990.

MATTHEWS, L. S.; SONSTEGARD, D. A.; HENKE, J. A. Load bearing characteristics of the patello-femoral joint. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, Hampshire, v. 48, p. 511-516, 1977.

PIAZZA, S. J.; OKITA, N.; CAVANAGH, P. R. Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 34, p. 967-973, 2001.

REILLY, D. T.; MARTENS, M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, Hampshire, v. 43, p. 126-137, 1972.

RUSSELL, P. J.; PHILLIPS, S. J. A preliminary comparison of front and back squat exercises. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, Washington, v. 60, p. 201-208, 1989.

SALEM, G. J.; SALINAS, R.; HARDING, F. V. Bilateral kinematic and kinetic analysis of the squat exercise after anterior cruciate ligament reconstruction. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Philadelphia, v. 84, p. 1211-1216, 2003.

STUART, M. J.; MEGLAN, D. A.; LUTZ, G. E.; GROWNEY, E. S.; AN, K. N. Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. **The American journal of sports medicine**, Baltimore, v. 24, p. 792-799, 1996.

VAN EIJDEN, T. M.; KOUWENHOVEN, E.; VERBURG, J.; WEIJS, W. A. A mathematical model of the patellofemoral joint. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 19, p. 219-229, 1986.

VAN EIJDEN, T. M.; WEIJS, W. A.; KOUWENHOVEN, E.; VERBURG, J. Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. **Acta Anatomica**, New York, v. 129, p. 310-314, 1987.

WILK, K. E.; ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; BARRENTINE, S. W.; ANDREWS, J. R.; BOYD, M. L. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. **The American Journal of Sports Medicine**, Baltimore, v. 24, p. 518-527, 1996.

WOOD, G. A. Data smoothing and differentiation procedures in biomechanics. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, Hagerstown, v. 10, p. 308-362, 1982.

WRETENBERG, P.; FENG, Y.; ARBORELIUS, U. P. High- and low-bar squatting techniques during weight-training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, Hagerstown, v. 28, p. 218-224, 1996.

YAMAGUCHI, G. T.; ZAJAC, F. E. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 22, p. 1-10, 1989.

ZATSIORSKY, M. V.; SELUYANOV, V. N.; CHUGUNOVA, L. In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method. In: BERME, N.; CAPPOZZO, A. (Eds.). *Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics*. Worthington: Bertec Corporation, 1990.

ZATSIORSKY, V. M. **Kinetics of human motion**. Champaign: Human Kinetics, 2002.

ZHENG, N.; FLEISIG, G. S.; ESCAMILLA, R. F.; BARRENTINE, S. W. An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 31, p. 963-967, 1998.

ANEXO I - Determinação de Forças Internas.

Essa seção abordará possíveis métodos para mensurar as forças articulares internas e os passos inerentes a cada método apresentado.

Medida direta X Medida Indireta

Existem duas abordagens possíveis para a determinação das forças internas: a medida direta e a medida indireta. Para a medida direta das forças internas, é necessário realizar incisões próximas ao tendão do músculo que será estudado, e inserido um sensor eletrônico que mede diretamente a tração tendínea do músculo relacionado. Esse procedimento é muito doloroso e invasivo, levando a maioria dos seres humanos não se apresentarem como voluntários para o estudo. Sendo assim fica necessário usar técnicas menos invasivas e mais indiretas para avaliar a força muscular. A maioria das informações sobre o módulo e a direção da força muscular deriva de cálculos indiretos. Nesse sentido, numerosas técnicas analíticas e experimentais têm sido desenvolvidas para contornar esse problema, envolvendo basicamente dois passos:

- A determinação de forças e segmentos intersegmentares nas articulações baseada nos dados cinemáticos e cinéticos (problema de dinâmica inversa).
- A divisão das forças e momentos intersegmentares entre os músculos e as forças de vínculo articulares (problema da distribuição).

Diagrama de corpo livre

Na determinação das forças e momentos intersegmentares, as equações para essa determinação devem ser deduzidas a partir da cinemática do movimento analisado (conceito de dinâmica inversa, explicado mais à frente). Assim, utiliza-se o diagrama de corpo livre para o modelo de um segmento qualquer do corpo humano. O diagrama de corpo livre proporciona a visão de um corpo, ou parte dele, como uma entidade isolada no espaço (nesse contexto, um corpo pode ser qualquer coisa que ocupe lugar no espaço e tenha inércia). Uma vez que a força é o conceito usado para simbolizar interações entre um sistema e o que lhe está ao redor, um *diagrama de*

ANEXO I - Determinação de Forças Internas (continuação).

corpo livre é um desenho simplificado sobre o qual as forças externas que influenciam no sistema são indicadas por setas (vetores). Essas setas representam as forças como vetores. Portanto, de acordo com NIGG e HERZOG (1994), iremos adotar o diagrama de corpo livre tridimensional para um segmento genérico como descrito na Figura 21.

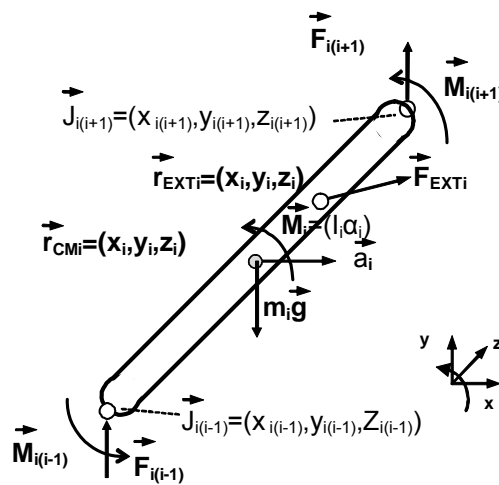


FIGURA 21 - DIAGRAMA DE CORPO LIVRE 3D (ADAPTADO DE NIGG & HERZOG, 1994).

Com a convenção acima apresentada, as equações do movimento para o segmento i tornam-se:

$$m_i \vec{a}_i = \vec{F}_{i(i+1)} + \vec{F}_{i(i-1)} + m_i \vec{g} + \vec{F}_{EXTi} \quad \text{Eq. 7}$$

$$\begin{aligned} I_i \vec{\alpha}_i = & \vec{M}_{i(i+1)} + \vec{M}_{i(i-1)} + \left(\vec{J}_{i(i-1)} - \vec{r}_{cmi} \right) \vec{F}_{i(i-1)} + \left(\vec{J}_{i(i+1)} - \vec{r}_{cmi} \right) \vec{F}_{i(i+1)} \\ & + \left(\vec{r}_{EXTi} - \vec{r}_{cmi} \right) \vec{F}_{EXTi} \end{aligned} \quad \text{Eq. 8}$$

A Eq. 7 é decorrente da equação de Newton para o movimento linear, enquanto que a equação dos momentos de força (Eq. 8) é decorrente da equação de Euler para o movimento angular relativo a um sistema de referência determinado.

ANEXO I - Determinação de Forças Internas (continuação).

São três os tipos de força que atuam no corpo humano e que podem ser representados no diagrama de corpo livre para cada segmento: a força gravitacional, as forças externas e as forças intersegmentares.

A força gravitacional está presente em todos os segmentos do modelo e é representado como um vetor resultante aplicado sobre um único ponto: o centro de gravidade do segmento. A força de reação do solo (força externa) se distribui sobre uma área de contato do pé com o chão, e para representá-la como vetor, consideramos como ponto de aplicação o centro de pressão, e como força de reação do solo, as forças exercidas pelo solo sobre o pé.

O centro de massa é de fácil determinação e é reportado em qualquer tabela antropométrica. Já o centro de pressão é dado pela plataforma de força (instrumento utilizado na determinação da força de reação do solo). Finalmente, as forças intersegmentares devem ser consideradas no diagrama como sendo a resultante líquida da ação dos músculos e dos ligamentos que atravessam a articulação. Dessa forma, nenhum efeito de fricção pode ser analisado separadamente por esta abordagem.

Resumindo, para cada segmento e componente vetorial, temos a seguinte equação para a somatória das forças:

$$\sum F = F_{\text{grav}} + F_{\text{ext}} + F_{\text{int}} \quad \text{Eq. 9}$$

Sendo assim, a força gravitacional F_{grav} e as forças externas F_{ext} são facilmente determinadas, e, portanto, conhecidas. Juntamente com os dados inerciais e cinemáticos, a única incógnita é a componente da força intersegmentar. Essa resultante decorre do efeito cinético líquido que cada segmento produz nos segmentos adjacentes, ou seja, é uma grandeza conceitual que não necessariamente está presente fisicamente em alguma estrutura anatômica.

Portanto, no sistema de equações de movimento na Eq. 7 e Eq. 8, as forças que causam o movimento não são conhecidas, mas sim seus efeitos (as posições dos segmentos em cada instante). Portanto a resolução deste sistema não pode ser

ANEXO I - Determinação de Forças Internas (continuação).

feita pelo método tradicional de integração, mas sim pelo caminho inverso, a derivação numérica dos dados, conhecido como “problema da dinâmica inversa em biomecânica” (CHAO, 1973).

Dinâmica inversa

No movimento humano, a dinâmica trata especificamente da relação causa-efeito entre os torques articulares e o movimento gerado por eles. Essa relação é descrita a partir de equações diferenciais determinadas *equações do movimento*, as quais podem prever as mudanças no movimento causadas pelas forças (problema da dinâmica direta) ou determinar as forças que causam um dado movimento, problema da dinâmica inversa (Eq. 10).

Na análise do movimento humano, o problema da dinâmica inversa pode ser resolvido experimentalmente através dos dados das posições dos segmentos e diferenciá-los numericamente para obter as velocidades e acelerações correspondentes. Substituindo estes dados cinemáticos nas equações de movimento e conhecendo as medidas antropométricas, pode-se obter um sistema de equações algébricas, que por fim, determina as forças causadoras do movimento primeiramente observado.

$$x \rightarrow \frac{d^2}{dt^2} \rightarrow \sum F = m\ddot{x} \rightarrow F \quad \text{Eq. 10}$$

Onde: x é o deslocamento do segmento;

$\frac{d^2}{dt^2}$ é a dupla diferenciação de x para determinar a aceleração do segmento.

ANEXO I - Determinação de Forças Internas (continuação).

$\sum F = m\ddot{x}$, é a equação de movimento.

m é a massa do segmento.

F são as forças.

No entanto, os erros nas medidas antropométricas e a diferenciação numérica, que magnifica os erros experimentais na medida das posições, podem comprometer a confiança nos resultados obtidos. Sendo assim, é necessária a utilização de um modelo antropométrico confiável que tenda a diminuir esse erro a valores mínimos. No nosso caso, utilizaremos o modelo de Zatsiorsky, o qual será detalhado mais à frente.

Determinação do braço de alavanca efetivo do músculo quadríceps

Pode-se determinar a força muscular do quadríceps pela divisão do torque articular do joelho pelo braço de alavanca efetivo deste músculo.

Vários estudos tentaram medir esse braço de alavanca efetivo. Dentre esses estudos, os seguintes podem ser destacados:

- a) GROOD *et al.* (1984), utilizou cinco cadáveres para determinar a força do quadríceps e o braço de alavanca efetivo deste músculo.
- b) VAN EIJDEN *et al.* (1987), utilizou 10 radiografias de cadáveres, essas radiografias mostravam a articulação do joelho em diversos graus de extensão, chegando até a 120 graus. No total, 13 radiografias foram tiradas de cada joelho.
- c) YAMAGUCHI e ZAJAC, (1989), simulou em computador a movimento das articulações patelofemoral e do joelho. O braço de alavanca efetivo do músculo foi determinado de 0 a 90 graus, e comparado aos dados obtidos por (GROOD *et al.*, 1984).
- d) HERZOGREAD (1993), estimou o braço de alavanca efetivo de vários músculos que atravessam a articulação do joelho. (ZHENG, FLEISIG,

ANEXO I - Determinação de Forças Internas (continuação).

ESCAMILLA & BARRENTINE, 1998), ajustaram uma função polinomial de terceiro grau para o ligamento patelar aos dados de Herzog, sendo que a variável independente é o ângulo de flexão do joelho.

O único que estudou o braço de alavanca até ângulos grandes de flexão (120 graus) foi o de VAN EIJDEN e colaboradores (1987). Durante a execução do movimento analisado no presente estudo (agachamento livre com barra), a condição U (ultrapassando o joelho da linha do pé), alcançava ângulos de joelho maiores que 100 graus, de modo que, a utilização da Eq. 11 se mostrou mais acurada, já que esta foi ajustada aos dados reportados por VAN EIJDEN e colaboradores. (1987).

$$B(x) = 7,7 * 10^{-5} * x^3 - 0,013 * x^2 + 0,27 * x + 46 \quad \text{Eq. 11}$$

Onde:

B é o braço efetivo do músculo quadríceps (em milímetros);
x é o ângulo do joelho (em graus).

Força compressiva patelofemoral

A força compressiva patelofemoral produz estresse (força compressiva dividida pela área de contato) na cartilagem articular da patela e superfície patelar do fêmur. Excessivas forças compressivas e estresse, ou repetitivas ocorrências de força de baixa magnitude e estresse, podem contribuir para a degeneração patelofemoral e patologias, como condromalácia patelar e osteoartrites. Existem três forças agindo na patela durante o agachamento: 1) Força tendínea do quadríceps; 2) Força do ligamento patelar, e 3) Força compressiva patelofemoral. Durante o agachamento, todas estas forças são afetadas pelo ângulo de flexão do joelho. Matematicamente, a força compressiva no joelho é mais intensa quanto maior o ângulo de flexão do joelho, pois existem componentes de força maiores no tendão do quadríceps e ligamento patelar na direção compressiva.

Um estudo clássico (MATTHEWS, SONSTEGARD & HENKE, 1977) estimou o

ANEXO I - Determinação de Forças Internas (continuação).

ângulo complementar entre a linha de ação da linha do músculo quadríceps e a linha de ação do ligamento patelar como uma função do ângulo do joelho (FIGURA 22). Nesta estimativa, eles consideraram que tanto a força do músculo quadríceps quanto a força do ligamento patelar possuíam magnitudes iguais e sentidos diferentes (assim, a patela funcionaria como uma roldana simples).

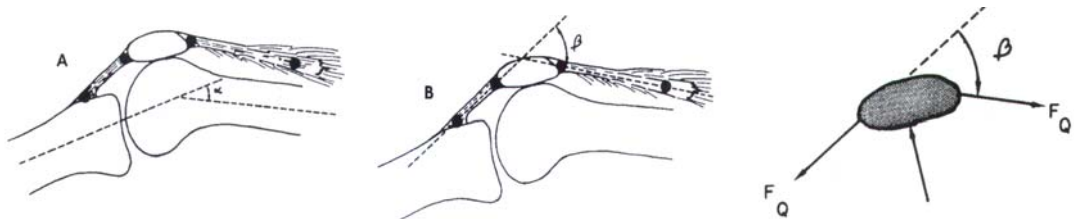


FIGURA 22 - Diagrama para predição da força patelofemoral a partir do ângulo do joelho (α), ângulo entre as forças (β) e da força do músculo quadríceps (F_Q). (Adaptado de MATTHEWS *et al.*, 1977)

Modelos mais acurados consideram que a força do ligamento patelar é diferente da força do quadríceps, contrapondo a idéia de que a patela é uma simples roldana. No modelo articular proposto por HEHNE (1990), não é somente a direção da força que muda em função do ângulo do joelho (como no caso de uma roldana simples), mas também a magnitude entre a força do ligamento patelar e da força do tendão do quadríceps (FIGURA 23). A distância entre o ponto onde as forças F_1 (força do tendão do quadríceps) e F_2 (força do ligamento patelar) agem e o centro da polia diferem para cada força. Para F_1 essa distância é a_1 e para F_2 é $a_1 + b$. Para que exista equilíbrio desta estrutura, é necessário que os torques gerados por F_1 e F_2 sejam iguais em módulo. Isso implica então que F_2 é menor que F_1 .

ANEXO I - Determinação de Forças Internas (continuação).

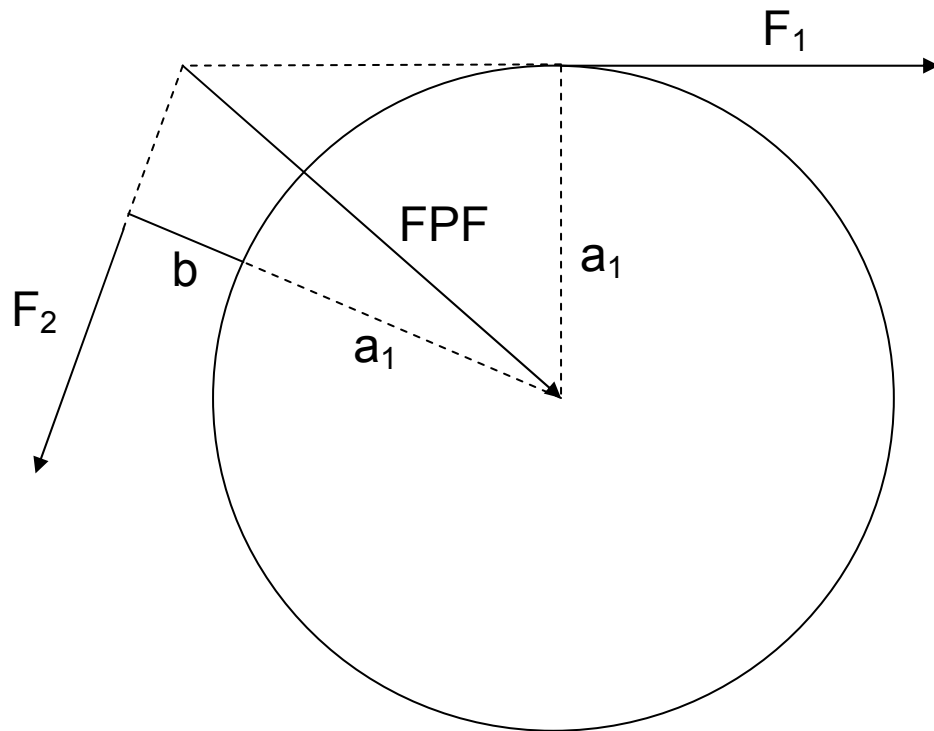


FIGURA 23 - Diagrama de forças no joelho, adaptado de HEHNE (1990).

Alguns estudos estimaram a relação entre F_1 e Força compressiva Patelofemoral (FPF), possibilitando determinar FPF a partir de F_1 . (VAN EIJDEN et al., 1987), estimaram essa razão entre 0 e 120 graus de flexão. Ao ajustarmos uma curva aos dados apresentados pelos autores, a seguinte equação para a relação entre F_1 e FPF foi determinada (Eq. 12):

$$k(x) = 1,33e^{-08}x^4 - 2,96e^{-06}x^3 + 1,37e^{-04}x^2 + 8,07e^{-03}x + 1,55e^{-04}x^2 + 0,458 \quad \text{Eq. 12}$$

Onde k é constante de relação entre F_1 e FPF.

e x é o ângulo do joelho.

De modo que para determinar a FPF, deve-se multiplicar a constante k encontrada acima pela F_1 .

$$FPF(x) = F_1(x) * k(x) \quad \text{Eq. 13}$$

ANEXO II – Marcas Anatômicas.

A definição de eixos e planos articulares é de extrema importância na Biomecânica e em situações clínicas. "Virtual Animation of the Kinematics of the Human for Industrial, Educational and Research Purposes (VAKHUM)" é um projeto europeu que se preocupou em padronizar protocolos de análise cinemática para os membros inferiores dentro dos modelos internacionais propostos, procurando diminuir a variabilidade destes entre os diferentes estudos.

A análise cinemática proposta aqui neste trabalho, utiliza marcas refletivas em proeminências anatômicas. A localização de tais proeminências é um fator problemático, pois a palpação envolvida nesta localização não é fácil e está sujeita a erros. Assim, este estudo utiliza a padronização proposta no projeto VAKHUM para localização das proeminências anatômicas onde as marcas refletivas são colocadas.

Segmento coxa

Pontos utilizados: Centro da cabeça femoral, epicôndilo lateral e epicôndilo medial (FIGURA 24). O centro da cabeça femoral foi determinado a partir da localização do centro articular do quadril pelo método funcional.

ANEXO II – Marcas Anatômicas (continuação).

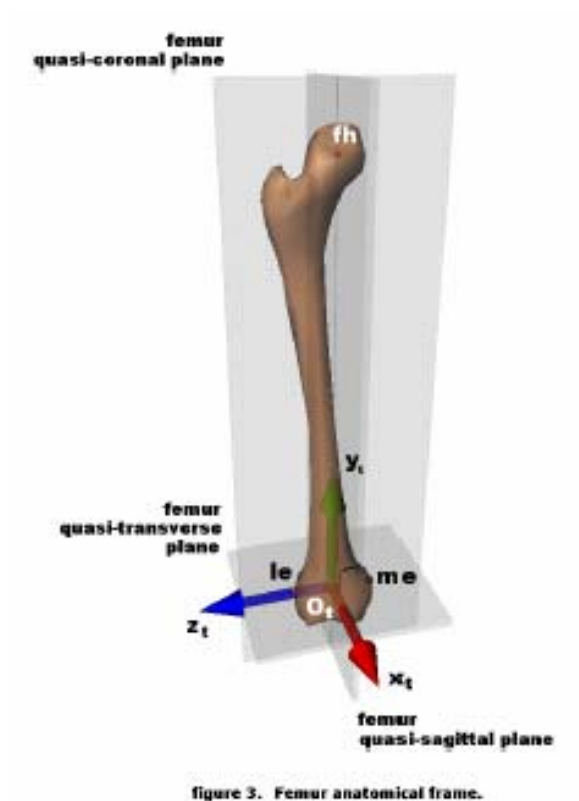


FIGURA 24 - Marcas anatômicas utilizadas no segmento coxa.

Os planos e eixos podem ser visualizados na FIGURA 24.

Plano coronal: este plano é definido pelos pontos do: epicôndilo lateral, epicôndilo medial e centro da cabeça do fêmur.

Plano sagital: este plano é ortogonal ao plano anterior e contém os pontos: ponto médio entre os epicôndilos, e centro da cabeça femoral.

Plano transverso: este plano é mutuamente ortogonal aos dois anteriores.

Origem do sistema da coxa: ponto médio entre o epicôndilo lateral e o epicôndilo medial.

Eixo Y: este eixo é orientado sobre a linha que passa sobre a origem do sistema da coxa e o centro da cabeça femoral, com direção positiva apontando para cima.

ANEXO II – Marcas Anatômicas (continuação).

Eixo Z: este eixo está sobre o plano coronal do fêmur e é perpendicular ao eixo Y, com direção positiva apontando para a direita.

Eixo X: este eixo é mutuamente ortogonal aos dois anteriores e é positivo no sentido anterior.

Segmento perna

Pontos utilizados: Ápice da cabeça da fíbula, tuberosidade da tíbia, ápice distal do maléolo lateral e ápice distal do maléolo medial (FIGURA 25).

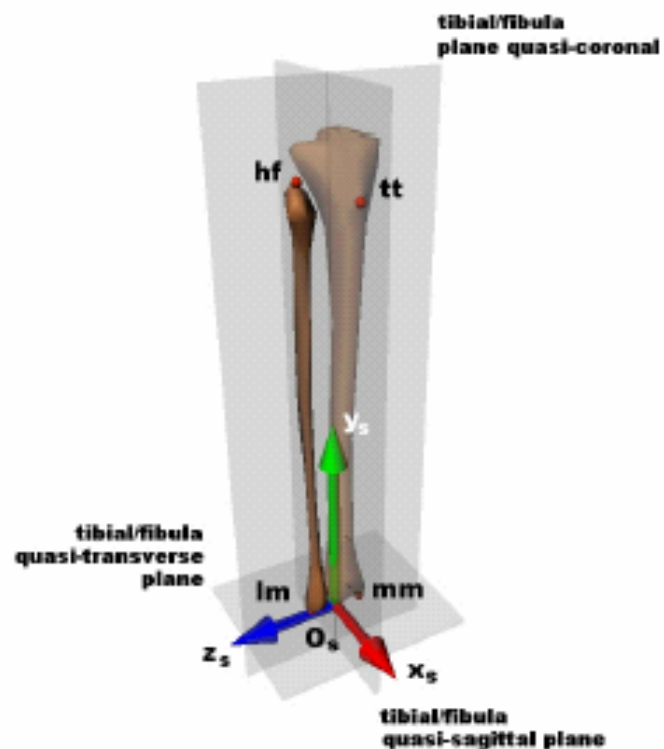


figure 4. Tibial/Fibula anatomical frame.

FIGURA 25 - Marcas anatômicas utilizadas no segmento perna.

Os planos e eixos podem ser visualizados na FIGURA 25.

ANEXO II – Marcas Anatômicas (continuação).

Plano coronal: este plano é definido pelos pontos do: cabeça da fíbula, maléolo lateral e o ponto médio entre os maléolos.

Plano sagital: este plano é ortogonal ao plano anterior e contém os pontos: tuberosidade da tibia e o ponto médio entre os maléolos.

Plano transverso: este plano é mutuamente ortogonal aos dois anteriores.

Origem do sistema da perna: ponto médio entre o maléolo lateral e o maléolo medial.

Eixo Y: é definido pela interseção entre os planos coronal e sagital da tibia, sendo positivo para cima.

Eixo Z: este eixo está sobre o plano coronal da perna e é perpendicular ao eixo Y, com direção positiva apontando para a direita.

Eixo X: este eixo é mutuamente ortogonal aos dois anteriores e é positivo no sentido anterior.

Segmento pé

Pontos utilizados: calcâneo, cabeça do quinto metatarso, cabeça do segundo metatarso e cabeça do primeiro metatarso (FIGURA 26).

ANEXO II – Marcas Anatômicas (continuação).

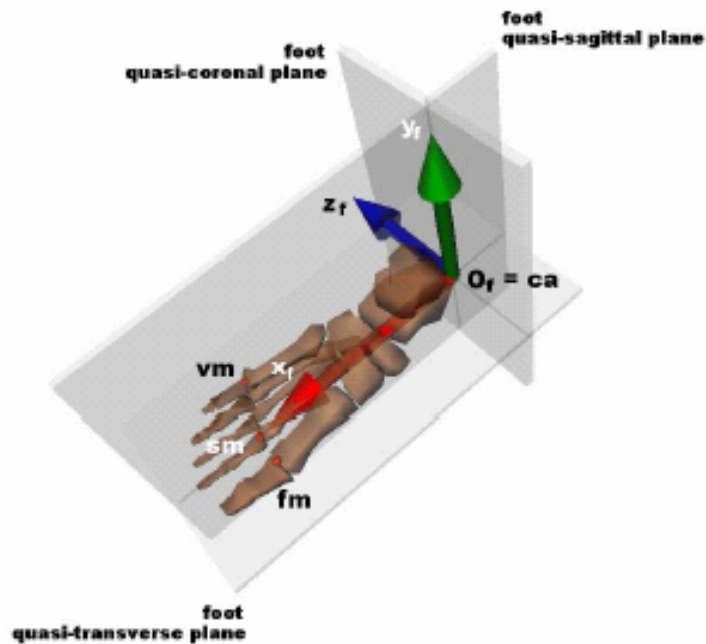


FIGURA 26 - Marcas anatômicas utilizadas no segmento pé.

Os planos e eixos podem ser visualizados na FIGURA 26.

Plano transverso: este plano é definido pelos pontos do: calcâneo, primeiro metatarso e quinto metatarso.

Plano sagital: este plano é ortogonal ao plano anterior e contém os pontos: calcâneo e segundo metatarso.

Plano coronal: este plano é mutuamente ortogonal aos dois anteriores.

Origem do sistema do pé: ponto do calcâneo.

Eixo Y: definido pela interseção entre os planos coronal e sagital do pé, sendo positivo para cima.

Eixo Z: este eixo está sobre o plano transversal do pé e é perpendicular ao eixo Y, com direção positiva apontando para a direita.

Eixo X: este eixo é mutuamente ortogonal aos dois anteriores e é positivo no sentido anterior.

ANEXO III – Centro Articular do Quadril.

Neste item, será abordado o método utilizado no presente estudo para determinar o centro articular do quadril.

Determinação do Centro articular do quadril

Para determinar o centro articular do quadril, primeiramente, é necessário determinar uma base anatômica na pélvis a partir das marcas das espinhas ilíacas Ântero-superiores (direita e esquerda) e pósterio-inferiores (direita e esquerda). Essa base é construída para que todas as outras marcas utilizadas neste método sejam representadas na base da pélvis, ou seja, os vetores posição de todas as marcas, são expressadas a partir do sistema de referência local (SRL) da pélvis.

Assumindo que a coxa é um segmento rígido, colocamos um cluster de marcas nesse segmento para representar a posição da coxa no espaço. Assumimos também que ao rotacionar a coxa, todas as marcas do cluster giram em torno de um único ponto, sendo esse, o centro articular do quadril.

As coordenadas do centro articular do quadril (x_c , y_c e z_c) foram determinadas por otimização numérica, de forma análoga ao estudo de PIAZZA, OKITA e CAVANAGH (2001), e expressas a partir do sistema de coordenada da pélvis.

A função objetiva f minimizada foi:

$$f(x_c, y_c, z_c, R) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left| \sqrt{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2 + (z_i - z_c)^2} - R \right| \quad \text{Eq. 14}$$

onde x_i , y_i e z_i representam as coordenadas, no sistema de coordenadas da pélvis, do centróide do cluster de marcas fixadas na perna no frame i , n representa o número de quadros coletados durante a tentativa e R é o valor que minimiza a função objetiva sendo determinado por:

ANEXO III – Centro Articular do Quadril (continuação).

$$R(x_c, y_c, z_c) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2 + (z_i - z_c)^2} \quad \text{Eq. 15}$$

A minimização da função f foi realizada usando a rotina “*fminunc*” da toolbox de otimização do Matlab que emprega o método Broyden-Fletcher-Goldfarb-Shanno quasi-Newton. Visando evitar a localização de pontos de mínimo locais de f , foram realizadas repetidas minimizações com dez diferentes estimativas iniciais para x_c , y_c e z_c as quais foram randomicamente localizadas dentro de um cubo de 5 cm centrado no centro articular do quadril, sendo que esse centro, foi determinado a partir das marcas da pélvis e do trocânter maior (BELL, PEDERSEN & BRAND, 1990). Foi considerado como o melhor centro articular do quadril, as coordenadas que localizaram o mínimo global da função f (Eq. 14).

Essa estimativa inicial foi determinada de acordo com o estudo BELL, PEDERSEN e BRAND (1990). Neste estudo, os autores compararam três tipos de métodos para localização do centro articular do quadril (BELL, PEDERSEN & BRAND, 1990).

- 1 – (ANDRIACCHI, ANDERSSON, FERMIER, STERN & GALANTE, 1980)
- 2 – Tylkowski adaptado.
- 3 – Cappozzo

Foram analisados sete sujeitos saudáveis, nos quais marcas refletivas foram colocadas em proeminências anatômicas (ASIS, ponto médio da PSIS, grande trocânter e epicôndilo lateral) para estimar o centro articular do quadril nos três diferentes métodos citados acima.

O padrão ouro de localização do centro articular do quadril utilizado neste estudo foi realizado através de radiografias que possibilitaram uma reconstituição 3d dos pontos anatômicos estudados e conseqüentemente a localização 3d do centro articular do quadril.

O erro médio total (levando em conta as três direções) na localização do centro articular do quadril pelo método proposto por Cappozzo foi de $3,8 \pm 1,9$ cm e

ANEXO III – Centro Articular do Quadril (continuação).

três sujeitos foram descartados devido insuficiente abdução durante a coleta de dados.

O erro médio total (levando em conta as três direções) na localização do centro articular do quadril pelo método proposto por Andriacchi foi de $3,6 \pm 1,2$ cm. Porém o erro obtido na direção ântero-posterior foi de 0,73, significativamente menor que nas outras direções.

O erro médio total (levando em conta as três direções) na localização do centro articular do quadril pelo método proposto por Tylkowski foi de $1,9 \pm 1,2$ cm. Porém o erro obtido na direção ântero-posterior foi de significativamente maior que nas outras direções (as quais não foram diferentes).

Assim, BELL, PEDERSEN e BRAND (1990) propõe que para a estimativa do centro articular do quadril, não se deve utilizar o método rotacional já que apresentou erros grandes em todas as direções, e deve-se então combinar os métodos propostos por Tylkowski e Andriacchi, sendo que para estimar a localização na direção antero-posterior deve-se usar o método de Andriacchi e para as outras duas direções o método de Tylkowski.

ANEXO IV – Sistema de Referência.

Para descrever a posição de um corpo no espaço, é necessário definir alguns termos importantes. O primeiro dele é o Sistema de referência global (SRG), onde as leis de Newton são válidas e que pode também ser chamado de sistema inercial, sendo que este esteja parado ou em velocidade constante. Este tipo de sistema é construído a partir de uma origem e três eixos unitários e mutuamente ortogonais passando pela origem, também chamada de *base ortonormal*, (FIGURA 27).

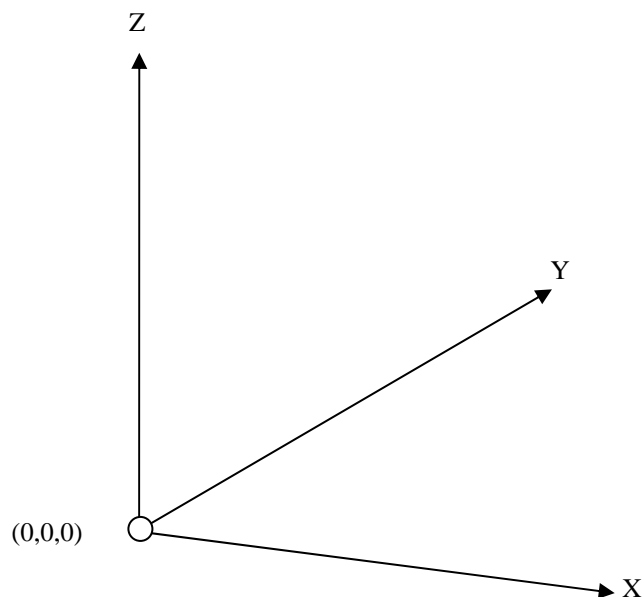


FIGURA 27 - Exemplo de um Sistema de Referência Global (SRG).

Neste estudo, o plano YZ corresponde aproximadamente ao plano sagital do indivíduo durante do movimento, o XZ ao frontal do indivíduo e o XY ao plano transversal do indivíduo.

Outro termo importante a ser definido é o Sistema de Referência Local (SRL). Este sistema está em movimento acelerado em relação ao SRG, e geralmente em biomecânica, esse sistema está acoplado ao segmento, de modo que qualquer ponto deste segmento não se move em relação ao seu respectivo SRL (FIGURA 28). Para

ANEXO IV – Sistema de Referência (continuação).

determinar o SRL, é necessário conhecer no mínimo a posição de 3 pontos não colineares fixos a este segmento, o que permite construir uma base ortonormal fixa ao segmento.

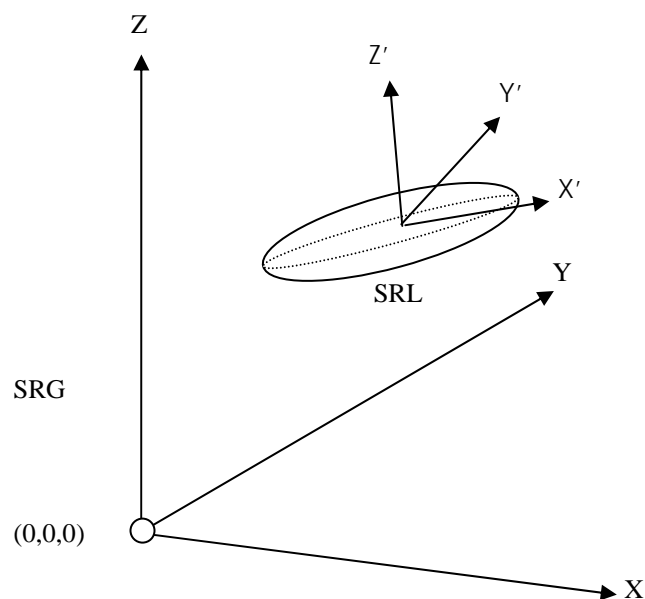


FIGURA 28 - Sistema de referência local (SRL) localizado dentro de um Sistema de referência global (SRG).

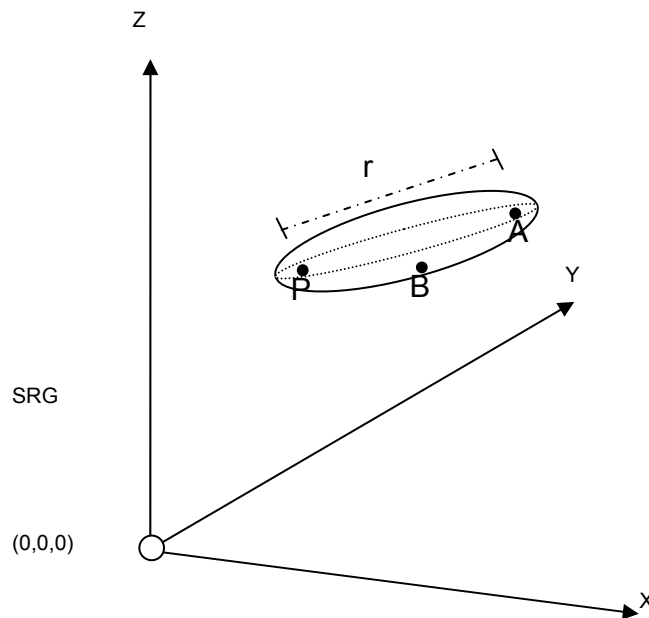
Fixado um SRG, é possível descrever a posição de qualquer ponto de interesse, como a posição de marcadores fixados ao sujeito durante o movimento analisado, em relação a esse SRG. Porém, na biomecânica, estamos interessados na maioria das vezes, em descrever a posição de um segmento no espaço, não de apenas um ponto.

A posição segmentar é impossível de ser determinada a partir de apenas um ponto localizado no corpo. Na análise do movimento, para determinarmos a posição de um

ANEXO IV – Sistema de Referência (continuação).

segmento corporal no espaço, aproximamos os segmentos corporais a corpos rígidos, que corresponde a um conceito limite ideal de um corpo que não sofre deformações em nenhum momento quando forças externas são aplicadas a ele. Assim, segmentos corporais são considerados rígidos quando seu tamanho não muda, o que na verdade não acontece. Porém, assumindo que esses corpos são rígidos, o procedimento matemático para estudar o comportamento deste corpo torna-se muito mais viável, além de ser é uma boa aproximação da realidade e que não compromete o entendimento do fenômeno como o que está sendo estudado (o qual não envolve grandes impactos).

Para especificar completamente a posição de um corpo rígido em relação a um dado referencial, são necessárias no mínimo seis informações. Três destas informações são obtidas a partir da posição (*três coordenadas*) de um ponto P do corpo no espaço. Associando um ponto A nesse mesmo corpo, distante r de P , podemos retirar mais duas informações: *latitude e longitude* do segmento AP . Por ultimo, temos que saber a rotação sobre o eixo AP , para isso, é necessário um outro ponto B não colinear a AP informando assim o *ângulo de rotação em torno do eixo AP* . Essas seis informações (*três coordenadas do ponto P , latitude e longitude do segmento AP e ângulo de rotação do segmento AP*) denotam os graus de liberdade do sistema, sendo esse, o número de parâmetros que é preciso especificar para determinar a posição do corpo (FIGURA 29).

ANEXO IV – Sistema de Referência (continuação).**FIGURA 29 - Graus de liberdade de um corpo.**

Assumindo que os segmentos coxa e perna são corpos rígidos e que os clusters não se mexem em relação às marcas do respectivo segmento, o vetor posição das marcas em relação ao respectivo *cluster*, onde é determinado o SRL do segmento (FIGURA 30), não muda em função do movimento analisado.

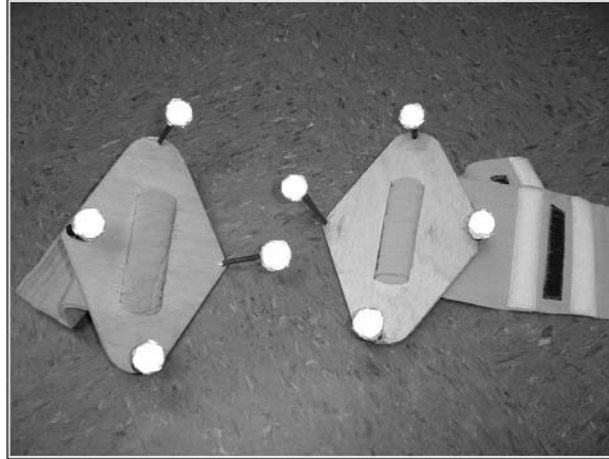
ANEXO IV – Sistema de Referência (continuação).

FIGURA 30 - Cluster de marcas.

CAPPELLO, CAPPOZZO, LA PALOMBARA, LUCCHETTI e LEARDINI (1997) utilizaram a técnica de calibração do sistema anatômico (CAST), (CAPPOZZO et al., 1995), para reconstruir a posição das marcas anatômicas dos segmentos durante o movimento. O sujeito utilizado no estudo havia sofrido uma fratura de fêmur e estava utilizando um fixador ósseo ligado neste osso. A reconstrução a partir do CAST apresentou bons resultados na reconstrução das marcas anatômicas em comparação às marcas do fixador externo. Esse procedimento de utilização do CAST (FIGURA 31) melhorou a acurácia na determinação da posição óssea quando comparada à colocação de marcas diretamente sobre a pele.

ANEXO IV – Sistema de Referência (continuação).

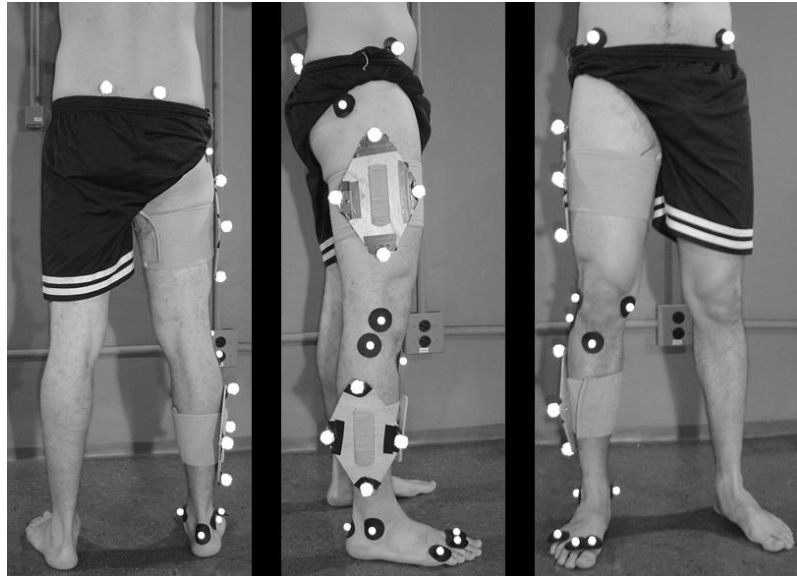


FIGURA 31 - Colocação das marcas anatômicas sobre os segmentos e os respectivos *clusters* para utilização do CAST.

Definições importantes sobre a posição e orientação espacial de ossos durante o movimento são reportadas por Cappozzo, *et al* (1995). Neste artigo, os autores se preocuparam em reconstruir a posição e orientação da pélvis humana e os ossos do membro inferior durante a execução da locomoção e exercícios físicos usando um sistema estereofotogramétrico. Foram definidos os termos “anatomical landmarks” (proeminências anatômicas), “bone-embedded anatomical reference system” (sistema de referência anatômica ligado ao osso) e “anatomical landmark calibration” (calibração das proeminências anatômicas).

A partir do *cluster*, é determinado um SRL no segmento em que esse *cluster* está fixado. A posição \vec{V}' de cada marca no respectivo segmento é expressa, neste primeiro momento, em relação a este SRL. Como essa posição não muda em função do tempo (já que o segmento é assumido como rígido), é necessário determinar essa posição em um único instante t . O vetor \vec{V}' pode ser então definido como:

ANEXO IV – Sistema de Referência (continuação).

$$\vec{V}' = \begin{bmatrix} V_x i' \\ V_y j' \\ V_z k' \end{bmatrix} \quad [1]$$

onde i', j' e k' são os vetores unitários do SRL X'Y'Z'.

Porém, o que nos interessa é saber a posição desses vetores posição no SRG. Deste modo, é necessário achar a matriz de transformação T para transformar um vetor de um sistema de referência para outro. Neste caso, é achar T que transforme um vetor do SRL para o SRG.

$$T_{G/L} = \begin{bmatrix} i.i' & i.j' & i.k' \\ j.i' & j.j' & j.k' \\ k.i' & k.j' & k.k' \end{bmatrix} \quad [2]$$

onde: onde i, j, k e i', j', k' são os vetores unitários do SRG e SRL respectivamente e $T_{G/L}$ é a matriz de transformação para o SRL do SRG.

Para obtermos o \vec{V} , que representa a posição das marcas no SRG, a seguinte operação matricial deve ser feita:

$$\begin{bmatrix} V_x i \\ V_y j \\ V_z k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} i.i' & i.j' & i.k' \\ j.i' & j.j' & j.k' \\ k.i' & k.j' & k.k' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_x i' \\ V_y j' \\ V_z k' \end{bmatrix} \quad [3]$$

Na prática, o CAST funciona da seguinte forma:

- (a) Coleta estática. Nesta fase, todas as marcas anatômicas são utilizadas, inclusive os 'clusters' (FIGURA 31). Nesta coleta, todos os vetores posição das marcas da perna e coxa são determinados e descritos a partir do SRL (cluster). Para cada marca existe apenas um único valor para o

ANEXO IV – Sistema de Referência (continuação).

vetor posição, já que é assumido que as marcas não se movem durante a execução do movimento, pois faz parte de um corpo rígido (FIGURA 32).

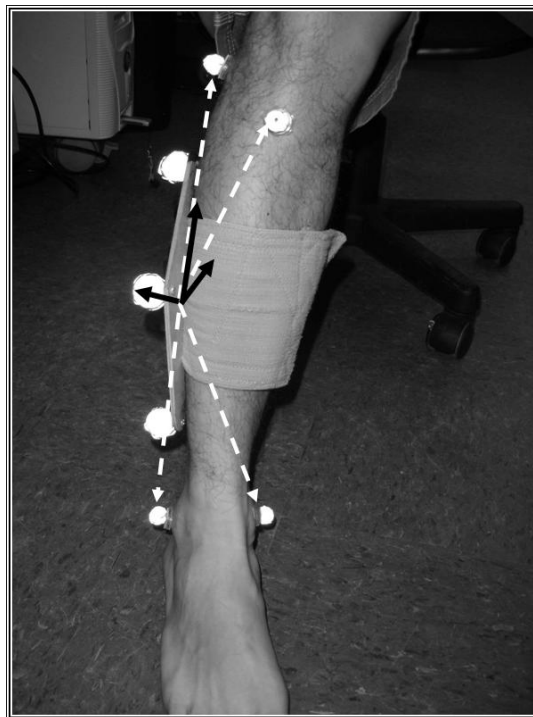


FIGURA 32 - Vetores-posição (em branco) das marcas anatômicas em relação ao SRL da perna (preto).

- (b) Coleta dinâmica. Nesta fase, somente os 'clusters' de marcas são digitalizados, determinando assim a matriz de rotação T entre o cluster (SRL) e o sistema do laboratório (SRG) em cada instante.

ANEXO IV – Sistema de Referência (continuação)

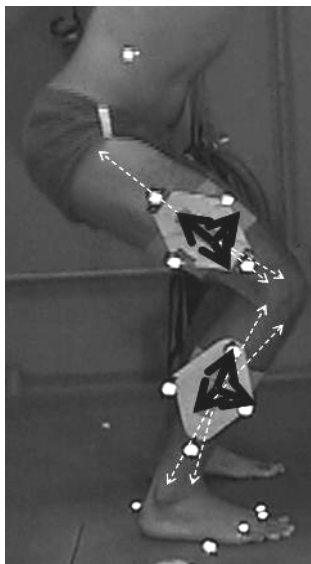


FIGURA 33 - Coleta Dinâmica.

- (c) Reconstrução das Marcas. Nesta fase, em ambiente computacional, são determinadas virtualmente as posições das marcas no SRG.