UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

APLICADAS AO APARELHO LOCOMOTOR

TIAGO SILVA SANTANA

**Sensibilidade da avaliação isocinética do quadril à mudança
dos parâmetros de realização do exame**

Ribeirão Preto

2017

TIAGO SILVA SANTANA

**Sensibilidade da avaliação isocinética do quadril à mudança
dos parâmetros de realização do exame**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Medicina de
Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo,
para a obtenção do título de
mestre em Ciências

Orientador: Prof. Dr.
Marcelo Riberto

Ribeirão Preto

2017

Autorizo a reprodução e divulgação total deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada à fonte.

Santana, Tiago Silva

Sensibilidade da avaliação isocinética do quadril à mudança dos parâmetros de realização do exame

71 p.;il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP.

Orientador: Riberto, Marcelo

1. Torque 2. Quadril 3. Força muscular 4. Dinamometria isocinética

SANTANA, T.S. **Sensibilidade da avaliação isocinética do quadril à mudança dos parâmetros de realização do exame.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em:

Banca examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

*Aos meus pais
Maria e Socorro, apoio incondicional
que recebi e recebo durante minha
ausência, dedicadas ao estudo.
Obrigado por tudo!*

AGRADECIMENTO

Ao **Professor Dr. Marcelo Riberto**, pela oportunidade de realizar esta dissertação. Agradeço por me ajudar na realização de um sonho compartilhado com meus pais que tanto lutaram para o meu crescimento profissional e neste momento, com seu apoio, estarei subindo mais um degrau na minha carreira profissional. Agradeço pela paciência e pelas horas perdidas neste trabalho. Agradeço por ter me aceitado como seu orientando e espero ter retribuído a altura!

Ao **Prof. Alexandre Junior Fenato**, pela enorme contribuição que foi concedido nesta dissertação. Agradeço pela paciência e dedicação detalhada que engrandeceu esta pesquisa. Agradeço por ter abdicado de algumas horas de sono e de férias para acrescentar seu ponto de vista que fez toda diferença!

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. REFERENCIAL TEÓRICO.....	12
2.1. Anatomia do quadril.....	12
2.2. Cinesiologia do quadril.....	12
2.2.1. Flexores do quadril.....	15
2.2.2. Extensores do quadril.....	17
2.2.3. Rotador externo do quadril.....	29
2.2.4. Rotador interno do quadril.....	21
2.2.5. Adutores do quadril.....	22
2.2.6. Abdutores do quadril.....	24
2.3. Sistema de alavancas.....	26
2.3.1. Classificação das alavancas.....	27
2.3.2. Vantagem mecânica.....	30
2.4. Dinamômetro isocinético.....	30
3. OBJETIVOS.....	32
3.1. Objetivo geral.....	32
3.2. Objetivo específico.....	32
4. MÉTODOS.....	33
4.1. Aspectos éticos.....	33
4.2. Delineamento da pesquisa.....	33
4.3. Amostra.....	33
4.4. Procedimentos de avaliação.....	34
4.4.1. Anamnese.....	34
4.4.2. Marcação dos pontos de referência.....	34
4.4.3. Avaliação da flexão e extensão do quadril.....	35
4.4.4. Avaliação da abdução e adução do quadril.....	36
4.5. Análise estatística.....	38
5. RESULTADOS.....	39
5.1 Características demográficas.....	39
5.2. Avaliação isocinética.....	39
6. DISCUSSÃO.....	42
7. CONCLUSÃO.....	52
8. REFERÊNCIAS.....	53
9. ANEXOS	61
10. APENDICE.....	65

RESUMO

Postula-se que a alteração do eixo do dinamômetro isocinético influencie os resultados da avaliação isocinética da articulação do quadril, todavia essa afirmação não foi testada experimentalmente. O objetivo desta pesquisa foi quantificar a influência da mudança dos parâmetros de avaliação isocinética na articulação do quadril em sujeitos saudáveis. Este é um estudo tipo transversal com 32 quadris de indivíduos saudáveis. Inicialmente, foi realizada avaliação isocinética para flexo-extensão e adução-abdução do quadril com o eixo do dinamômetro alinhado com o trocânter maior para ambos os movimentos. A seguir, a avaliação foi repetida com o eixo posicionado 3 centímetros cranial para a avaliação de flexo-extensão e na interseção da linha formada entre a espinha ilíaca pósterio-superior e o centro da linha poplítea e a linha formada entre os trocânteres. Cada avaliação foi realizada em 5 repetições nas velocidades de 60°/s e 180°/s. Houve diferença estatisticamente significativa dos parâmetros de avaliação isocinética com a mudança da posição dos eixos para o trabalho muscular no movimento de flexão do quadril na velocidade de 60°/s. Para o movimento de extensão, apenas a variável pico de torque em 60°/s não apresentou diferença estatística significativa. No movimento de abdução, as variáveis pico de torque e potência apresentaram diferença significativa em ambas as velocidades. Para o movimento de adução, a variável pico de torque e trabalho apresentaram diferença significativa em ambas as velocidades. A magnitude da diferença do trabalho muscular foi maior que 6% em todos os movimentos, exceto para flexão a 180°/s e abdução a 60°/s. Conclui-se que a mudança do eixo de movimentação do quadril de fato impõe modificações sensíveis nos resultados de pico de torque, trabalho e potência do exame isocinético do quadril em diferentes velocidades angulares e posições.

Palavras chave: Torque; Quadril; Força muscular; Dinamometria isocinética

ABSTRACT:

It is postulated that the change in the isokinetic dynamometer axis influences the results of the isokinetic evaluation of the hip joint, but this assertion has not been experimentally tested. The objective of this research was to quantify the influence of the change of the isokinetic evaluation parameters on the hip joint in healthy subjects. This is a cross-sectional study with 32 hips of healthy individuals. Initially, an isokinetic evaluation was performed for flexion-extension and adduction-abduction of the hip with the dynamometer axis aligned with the greater trochanter for both movements. Next, the evaluation was repeated with the cranial axis positioned for flexion-extension evaluation and at the intersection of the line formed between the posterior-superior iliac spine and the center of the popliteal line and the line formed between the trochanters. Each evaluation was performed in 5 repetitions at speeds of 60°/s and 180°/s. There was a statistically significant difference of the isokinetic evaluation parameters with the change of the position of the axis for the muscular work in the movement of hip flexion at the speed of 60°/s. For the extension movement, only the peak torque variable at 60°/s did not present a significant statistical difference. In the abduction movement, the peak torque and power variables showed a significant difference in both velocities. For the adduction movement, the peak torque and work variable presented significant difference at both speeds. The magnitude of the muscle work difference was greater than 6% in all movements, except for 180°/s flexion and 60°/s abduction. It is concluded that the change in the axis of hip movement does impose sensible changes in the results of peak torque, work and power in hip isokinetic examination at different angular velocities and positions.

Keywords: torque; hip; muscle strength; power; work

1. INTRODUÇÃO

A contração isocinética define-se como o movimento de uma articulação em velocidade angular constante, na qual o torque muscular varia de acordo com o ângulo assumido. Este tipo de contração só se tornou possível após o desenvolvimento do dinamômetro isocinético, cujo mecanismo eletromecânico ajusta-se à força muscular dos indivíduos ao longo do arco de movimento, mantendo a velocidade angular constante (IHARA, CEVALES E PINTO, 2000). É considerada uma avaliação confiável detalhada da força muscular, reconhecido como “padrão ouro” nas avaliações em cadeia cinética aberta (DVIR, 2002; FILIPPIN, VIEIRA e COSTA, 2006).

O quadril, que apresenta significativa importância no suporte e distribuição de carga corporal, mesmo com a preocupação dos pesquisadores acerca da importância de uma avaliação eficaz desta articulação, não foram evidenciados métodos confiáveis para sua análise devido à precária padronização dos parâmetros utilizados (FENDER, VAN DER MEULEN E GREGG, 2003).

A ausência de um posicionamento padrão pode gerar mudanças no centro de rotação durante o movimento do membro analisado, podendo levar ao erro de medição e imprecisão no desempenho muscular (ROTHSTEIN, LAMB e MAYHEW, 1987). Dvir (2002) relatou erros de até 5% na força muscular quando o sensor é posicionado com desvio de apenas um centímetro, refletindo diretamente na reprodutibilidade da avaliação. Essa diferença pode ser ainda maior quando a articulação apresenta alguma lesão que possa interferir no recrutamento muscular ideal. Todavia, a literatura não apresenta confirmações experimentais dessa afirmação, especialmente para o quadril.

Com a grande diferença entre os parâmetros de avaliação que Tunstall, Mullineaux e Vernon (2005) relataram a importância da padronização de um protocolo de avaliação, possibilitando, assim, a redução dos erros e conquistar resultados mais fidedignos. O estudo de Zapparoli (2015) respondeu este questionamento, evidenciando trabalhos de alta reprodutibilidade para avaliar a força muscular do quadril no dinamômetro isocinético. No entanto, o mesmo relata a importância de estudos de maior qualidade metodológica que avaliem diferentes posicionamentos do eixo do dinamômetro para certificar seus resultados,

Devido à avaliação isocinética da articulação do quadril ainda ser pouco explorada e apresentar carências na padronização dos parâmetros essenciais, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da mudança do alinhamento entre os eixos do equipamento e o eixo articular sobre os parâmetros de pico de torque, trabalho e potência, nos movimentos de flexão, extensão, adução e abdução da articulação do quadril em indivíduos saudáveis.

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2.1. Anatomia do quadril

O quadril é uma articulação proximal dos membros inferiores, descrito como esferoide, ou seja, do tipo bola e soquete. É formada pela superfície proximal (acetábulo) e superfície distal (cabeça do fêmur) que, juntas, formam uma conexão rígida e estável, possibilitando a movimentação articular em três eixos. O eixo transversal (situado no plano frontal) é responsável pelo movimento de flexo-extensão enquanto no eixo anteroposterior (plano sagital) ocorre o movimento de adução-abdução e o eixo vertical que favorece os movimentos rotacionais interno e externo (KAPANDJI, 2000). Os grupos musculares responsáveis pela movimentação do quadril estão entre os maiores do corpo humano, constituindo quatro compartimentos: anterior, posterior, medial e lateral (CARUSO, BROWN e TUFANO, 2012), que realizam os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução respectivamente e quando trabalham de forma conjugada, favorecem aos movimentos de rotação interna e rotação externa (IHARA, CEVALES e PINTO, 2000 e CAEL, 2013).

Juntos, os grupos musculares do quadril apresentam grande importância na locomoção e estabilização pélvica durante a deambulação, principalmente durante as fases de apoio unipodal e resposta à carga. Portanto a medida precisa da força muscular deve ser realizada com finalidade de avaliação e pode ser repetida periodicamente para acompanhar a evolução de um indivíduo em tratamento ou treinamento (NEUMANN, 2010).

2.2. Cinesiologia do quadril

A articulação do quadril funciona como um ponto de rotação para o corpo de forma geral, permitindo movimento triplanar do fêmur em relação a pelve e vice-versa. Então, movimentos simples dos membros inferiores, como erguer a perna, pisar ao chão, rotação rápida do tronco e pelve exige uma ativação específica desta articulação (NEUMANN, 2010).

Lesões provenientes do complexo lombo-pélvico e articulação do joelho podem estar associadas a disfunção muscular do quadril. Cibulka et al. (2002) destacou a redução da força muscular para rotação interna em pacientes com Impacto Femoroacetabular com déficit de movimento para rotação interna de quadril. Da mesma forma, existem fortes evidências que a fraqueza muscular abduutora do quadril é um fator de risco para a Síndrome da dor Femoropatelar (RGELSKI, FORD E MATTHEW, 2014).

Para cada plano de movimento (sagital, horizontal e frontal) a ação muscular baseia-se na orientação da sua linha de força em relação ao eixo articular. A figura 1 representa a orientação das linhas de força dos músculos do quadril no plano sagital. Os músculos que passam anteriormente ao eixo de rotação são considerados músculos flexores do quadril. Da mesma forma, todos os músculos que se localizam posteriormente ao eixo do quadril são considerados extensores do quadril.

Figura 1 - Linhas de força dos músculos flexores e extensores do quadril no plano sagital. Fonte: (Adaptado de NEUMANN, 2010)

Apesar de existirem diversos músculos que realizam o mesmo movimento articular, Neumann (2010) relatou que características musculares como tamanho do braço de força ou a área de secção transversal, predispõe a estes a qualidade de ação primária ou secundária (Quadro 1).

MÚSCULOS DO QUADRIL		
Músculos	Ação primária	Ação secundária
Flexores	Íliopsoas Sartório Tensor da fáscia lata Reto femoral Adutor longo Pectíneo	Adutor curto Grácil Glúteo mínimo (Fib. Ant.)
Extensores	Glúteo máximo Adutor magno (cab. Post.) Bíceps femoral (Cab. Longa) Semitendinoso Semimembranoso	Glúteo médio (Fib. Méd. e post.) Adutor magno (Cab. Ant.)
Rotadores externos	Glúteo máximo Piriforme Obturador interno Gêmeo superior Gêmeo inferior Quadrado femoral	Glúteo médio (Fib. posterior) Glúteo mínimo (Fib. posteriores) Obturador externo Sartório Bíceps femoral (Cabeça longa)
Rotadores internos		Glúteo mínimo (Fib. anteriores) Glúteo médio (Fib. anteriores) Tensor da fáscia lata Adutor longo Adutor curto Pectíneo Adutor magno (Cab. posterior)
Adutores	Pectíneo Adutor longo Grácil Adutor curto Adutor magno (Cab Post. e ant.)	Bíceps femoral (Cab. longa) Glúteo máximo (Fib. posteriores) Quadrado femoral Obturador externo
Abdutores	Glúteo médio Glúteo mínimo Tensor da fáscia Lata	Piriforme Sartório Reto femoral

Quadro 1 - Ação primária e secundária dos músculos do quadril em relação aos movimentos de flexão, extensão, adução, abdução, rotação interna e rotação externa. Fonte: (Adaptado de NEUMANN, 2010)

2.2.1. Flexores do quadril

O músculo íliopsoas (FIGURA 2) apresenta-se como um dos músculos flexores do quadril mais importantes devido apresentar sua origem na superfície interna do ílio, base do sacro, região lateral da última vértebra torácica (T12) e em todas as vértebras lombares (L1-L5) e inserir-se no trocânter menor do fêmur (FLOYD E THOMPSON, 1997). Realiza movimento tanto na articulação do quadril quanto no osso ilíaco, junção lombosacra e coluna lombar, favorecendo tanto a flexão do quadril como a flexão do tronco (YOSHIO et al., 2002 e HANSEN et al., 2006).

Figura 2 - Origem e inserção do musculo iliopsoas. Fonte: (NETTER, 2000)

O músculo reto femoral (RF) é um flexor primário do quadril, e é a única divisão biarticular do músculo quadríceps, sendo responsável por aproximadamente 25% do torque total de flexão de quadril (LANDIN et al. 2014). Apresenta duas inserções proximais, uma fixada na espinha íliaca antero-inferior e a segunda emergindo da borda acetabular e da cápsula fibrosa articular do quadril (AJEMIAN et al., 2004). Segundo relatos de Bolgla (2008), o RF assume grande importância no ciclo da marcha, evidenciando grande atividade muscular nas fases de balanço e início da fase de apoio (FIGURA 5).

Figura 3 - Origem e inserção do musculo Reto femoral. Fonte: (ifanatomia.files.wordpress.com)

O músculo Sartório funciona primariamente como flexor do quadril e, secundariamente, como rotador externo e abdutor. Por ser um músculo biarticular, também apresenta função de flexão e rotação interna do joelho. Origina-se na espinha íliaca antero-superior e insere-se medialmente à tuberosidade tibial na pata de ganso. Por utilizar cerca de 90% de suas fibras para o movimento de flexão, não se pode menosprezar sua importante participação neste movimento (KAPANDJI, 2007)

2.2.2. Extensores do quadril

Os extensores primários do quadril (FIGURA 1) incluem o glúteo máximo, cabeça posterior do adutor magno, e os isquiotibiais (DELP et al., 1999). Em posição anatômica, a cabeça posterior do adutor magno tem o maior braço de momento para a extensão, seguido pelo semitendinoso e demais isquiotibiais (DOSTAL, SODERBERG e ANDREWS, 1986). O braço do momento para ambos os músculos extensores aumenta à medida que o quadril é flexionado a 60° (POHTILLA, 1969). Segundo Winter (2008), glúteo máximo e o adutor magno têm as maiores áreas transversais de todos os extensores primários. As fibras médias e posteriores do glúteo médio e a cabeça anterior dos adutor magno são considerados extensores secundários (DOSTAL e ANDREWS, 1981). Nos estudos de Neumann (2010), os músculos extensores do quadril, como um grupo, produzem o maior torque pelo quadril quando comparado a qualquer outro grupamento muscular (FIGURA 3).

Figura 3 - Torque dos grupamentos musculares do quadril. Fonte: (Adaptado de NEUMANN, 2010)

O torque extensor é frequentemente usado para acelerar o corpo para cima e para a frente a partir de uma posição de flexão de quadril, como ocorre em corredores, ou ao realizar o exercício de agachamento profundo, bem como subir uma ladeira íngreme (ARNOLD et al., 2000). A posição de flexão

naturalmente aumenta o potencial de torque dos extensores do quadril (NEMETH e OHLSEN, 1989; HOY, ZAJAC e GORDON, 1990). Além disso, com o quadril extremamente flexionado, muitos dos músculos adutores produzem um torque de extensão, ajudando assim os extensores primários do quadril (HOY, ZAJAC e GORDON, 1990). Com o tronco estabilizado, Neumann (2010) relata que a contração dos extensores de quadril e dos músculos abdominais (com exceção do transverso do abdome) funcionam como uma força acoplada para realizar o movimento de posteriorização da pelve (Figura 4).

Figura 4 – Acoplamento pélvico pela contração conjunta dos músculos extensores do quadril e músculos abdominais. Fonte: (NEUMANN, 2010)

O movimento de inclinação posterior da pelve é considerado um movimento de extensão do quadril em cadeia cinética fechada em arco curto. Ambos os acetábulos giram em relação às cabeças do fêmur fixos. Assumindo que o tronco permanece ereto durante esta ação, a coluna lombar gera uma leve flexão, reduzindo a sua postura lordótica natural. (NEUMANN, 2010)

Na posição ortostática, o desempenho de uma inclinação pélvica posterior completa, teoricamente, aumenta a tensão nos ligamentos capsulares e músculos flexores do quadril. Estes tecidos, se tensionado, podem potencialmente limitar o alcance final de uma retroversão pélvica ativa. A

contração dos músculos abdominais (representado na FIGURA 4) podem, teoricamente, ajudar outros músculos extensores do quadril no alongamento capsular e flexores do quadril. (KAPANDJI, 2007)

2.2.3. Rotador externo do quadril

A figura 5 representa uma vista superior da articulação coxofemoral, de onde partem os músculos que realizam a rotação interna e externa do fêmur. Os músculos rotadores externo localizam póstero-lateralmente ao eixo longitudinal do eixo de rotação (KAPANDJI, 2007)

Figura 5 – Vista superior da articulação do quadril, visualizando os músculos rotadores. Fonte (Adaptado de NEUMANN, 2010)

Os principais músculos responsáveis pela rotação externa são o glúteo máximo e 5 rotadores externos curtos. Na posição anatômica, os rotadores secundários são as fibras posteriores do glúteo médio e mínimo, obturador externo e cabeça longa do bíceps femoral. O obturador externo, devido seu

posicionamento próximo do eixo de rotação, não faz parte do grupo principal de rotação. O glúteo máximo é o principal rotador externo do quadril. É reconhecido como maior músculo do quadril, apresentando cerca de 16% do total de área de secção transversal dos músculos desta articulação (DELP et al., 1999 e WINTER, 2005).

Os rotadores externos curtos, em geral, formam uma linha horizontal de força e, associando a uma interseção quase perpendicular com o eixo de rotação, favorece a este grupo muscular uma ação efetiva para a rotação. Além da produção de torque, estes músculos posicionam-se de forma ideal para realizar a compressão das superfícies articulares do quadril, fornecendo função de estabilização articular semelhante aos músculos infraespinhal e redondo menor do complexo do ombro (DIXON et al., 2004)

A atividade dos rotadores externos é mais reconhecida durante atividades onde um dos membros ficam em contato com o solo. Neste posicionamento, rotacionam a pelve e o tronco para o lado oposto ao membro apoiado (DOSTAL, SODERBERG e ANDREWS, 1986). Este autor também cita o glúteo máximo com função importante de realizar uma forte extensão e favorecer propulsão ideal para realização das atividades. Dados computadorizados e estudos biomecânicos demonstram que os músculos piriforme, fibras posteriores do glúteo mínimo e fibras anteriores do glúteo máximo alteram sua função para rotadores internos com a flexão significativa do quadril (DELP et al., 1999).

A figura 6 demonstra a mudança na função muscular do glúteo máximo com a mudança na angulação de flexão. Conforme a articulação coxofemoral amplia o ângulo de flexão, as fibras anteriores do glúteo máximo perdem o momento articular para rotação externa. Após alcançar o ângulo de 40° de flexão, o momento muscular torna-se rotador interno. No entanto, tal mudança não interfere na função do glúteo máximo, uma vez que apenas uma parte do musculo sofre interferência drástica de função com a mudança de angulação.

Figura 6 – Momento do glúteo máximo para rotação interna e externa de acordo com a angulação de flexão do quadril.
Fonte: (DELP et al., 1999)

2.2.4. Rotador interno do quadril

Por não encontrar nenhum músculo próximo ao plano horizontal articular, não existem músculo potencial primário para rodar internamente o quadril a partir da posição anatômica. No entanto, Standring (2008) constataram existir diversos rotadores internos secundários como as fibras anteriores do glúteo mínimo e médio, tensor da fáscia lata, adutor longo e curto, pectíneo e cabeça posterior do músculo adutor magno (Quadro 1). Isso ocorre porque os músculos rotadores internos geram mais torque no plano sagital e frontal do que no plano horizontal. A explicação corre em torno das necessidades funcionais do movimento humano como caminhar e correr, que exige muito mais da musculatura antagonista.

Com o quadril posicionado em flexão, o potencial interno cresce consideravelmente. Nesta angulação as linhas de força dos músculos se reorientam de paralelo para perpendicular ao eixo longitudinal de rotação do quadril (MANSOUR e PEREIRA, 1987). A figura 7 evidencia a mudança da linha de força do músculo glúteo médio com alteração do ângulo de flexão do quadril. As fibras anteriores que já apresentam potencial interno no plano neutro, aumenta o momento conforme aumenta o ângulo de flexão. As fibras posteriores,

que inicialmente apresentam características de rotação externa a zero grau de flexão, alcança o potencial interno em 40° de flexão.

Figura 7 – Momento do glúteo médio para rotação interna e externa de acordo com a alteração do ângulo de flexão. Fonte: (DELP et al., 1999)

2.2.5. Adutores do quadril

Os músculos considerados adutores primários são o pectíneo, adutor longo, músculo grácil, adutor curto e adutor magno (DOSTAL e ANDREWS, 1981). Os adutores secundários são o bíceps femoral (cabeça longa), o glúteo máximo (especialmente as fibras posteriores), quadrado femoral e obturador (FIGURA 8). Os adutores primários apresentam alavancagem favorável em média de 6 centímetros, aumentando a produção de torque adutor tanto em cadeia cinética aberta quanto fechada. (DOSTAL, SODERBERG e ANDREWS, 1986).

Figura 8 – Músculos adutores primários e secundários. Fonte: (Adaptado de NEUMANN, 2010)

Os músculos adutores apresentam importante função nos movimentos de flexão e extensão do quadril (HOY, JAZAC e GORDON, 1990). O musculo adutor magno, independente do posicionamento da articulação, apresenta importante função extensora do quadril. Para os demais músculos, com potencial flexor, sua função dependerá da angulação em que a articulação se encontra (HOY, JAZAC e GORDON, 1990). É considerado uma angulação entre 40° e 70° de flexão para que os adutores mudem sua linha de força para o lado extensor, porém a angulação específica de mudança ainda não é definida (INMAN, 1947)

Quando o corpo se encontra em atividades dinâmicas, os músculos adutores, além de realizarem suas funções primárias, trabalham potencializando suas características flexores e extensoras de acordo com o posicionamento articular em uma determinada tarefa. Essa carga elevada delegada aos adutores pode ser uma explicação para a alta prevalência de estiramento de atletas (NEUMANN, 2010).

2.2.6. Abdutores do quadril

Os principais músculos abdutores do quadril (Quadro 1) incluem o músculo glúteo médio, glúteo mínimo e o tensor da fáscia lata. O músculo piriforme, sartório e o reto femoral são considerados secundários. Esses músculos atravessam lateralmente o eixo anteroposterior de rotação do quadril (CLARK e HAYNOR, 1987).

O músculo glúteo médio apresenta grande área de secção transversal, sendo responsável por 60% de todo complexo lateral, tornando-o principal abductor do quadril. Uma vez que este músculo apresenta inserção nas regiões laterais, anterior e posterior do trocânter maior e sua origem na porção superior e mais alargada do ílio, apresenta o maior braço de momento de todos os músculos abdutores (DOSTAL, SODERBERG e ANDREWS, 1986). Todas as fibras do glúteo médio, em conjunto, favorecem o movimento de abdução. No entanto, em posição anatômica, as fibras anteriores ajudam no movimento de rotação interna e as fibras posteriores no movimento de rotação externa (CLARK e HAYNOR, 1987). Dependendo do grau de flexão, a função das fibras também podem ser alterados (ARNOLD e DELP, 2001).

O glúteo mínimo encontra-se mais profundo e anteriorizado em relação ao glúteo médio, fixando-se na região anterolateral ao trocânter maior (PFIRRMANN et al., 2001). Adicionalmente, este músculo fixa-se na região antero-superior a capsular articular, sugerindo uma retirada capsular em grandes movimentos, prevenindo lesões de impacto da capsula (WALTERS, SOLOMONS e DAVIES, 2001). Apresentam características semelhantes ao glúteo médio, com uma área de secção transversal representando 20% do complexo abductor (KUMAGAI et al., 1997).

O tensor da fáscia lata é o menor entre os abdutores primários, correspondendo a uma secção transversal de 11% (CLARK e HAYNOR, 1987). Origina-se do lábio externo da crista ilíaca, lateralmente a espinha ilíaca antero-superior. Continuamente ao tensor da fáscia lata, surge a banda iliotibial. Em um estudo realizado por Bergmann et al. (1993) e Kendall (1993), quando foi analisado o torque isométrico dos abdutores do quadril em diversas angulações (FIGURA 9), foi constatado que houve uma alteração linear da força, sendo o

menor torque encontrado na angulação de 40° de abdução, no angulo onde os músculos abdutores encontraram-se mais encurtados.

Figura 9 – Torque dos músculos abdutores de quadril de acordo com a angulação alcançada. Fonte: (NEUMANN, 2010)

Na figura 9 também evidencia que o maior torque encontrado foi nas menores angulações de abdução, que assemelha-se a posição do quadril no apoio unipodal durante a marcha, posição em que os músculos abdutores necessitam gerar estabilidade no plano frontal (NEUMANN, SODERBERG e, COOK, 1988).

A força produzida pelos músculos abdutores durante um apoio unipodal suporta maior parte da compressão gerada entre o acetábulo e a cabeça do fêmur (FIGURA 10). Esta relação é explicada pelo fato do braço de alavanca (D1) utilizado pelo peso corporal (W) ser quase o dobro do tamanho do braço (D) utilizado pelos abdutores (M). Essa diferença no braço de alavanca (Balança de Pauwels) obriga ao músculos abdutores gerarem força duas vezes maior que o peso corporal para que a estabilidade seja alcançada (NEUMANN, SORDERBERG e COOK, 1988).

Figura 10 – Balança de Pauwels. Fonte: (NEUMANN, 2010)

2.3. Sistema de alavancas

O sistema de alavancas teve seu primeiro relato a partir do renascimento pelos cientistas Galilei e Borelli ao estudar o sistema mecânica em animais e humanos. Neste momento o corpo passou a ser visto como um sistema de alavancas e roldanas, formada por ossos e articulações (LOSS,2001).

A alavanca é uma haste rígida fixada a um ponto de apoio, também conhecido como fulcro ou pivô. A distância deste ponto ao local de aplicação de tração é chamado de braço de potência. Da mesma forma, é chamado braço de resistência a região localizada entre o fulcro o ponto de aplicação da força resistente (CARR, 1998). Dessa forma, os movimentos do corpo humano se fazem, em parte, pelo sistema de alavancas (DONSKOI e ZATSIORSKI, 1988).

Segundo Hay (1993) as duas funções básicas das alavancas são: potencializar uma força aplicada sobre um corpo e aumentar a velocidade do deslocamento de um determinado corpo.

2.3.1. Classificação das alavancas

As alavancas se classificam de acordo com o posicionamento do eixo de movimento e com os pontos de aplicação da força e resistência

Na alavanca de primeira classe (Interfixa), Hay (1993) relatou que o eixo fica posicionado entre o braço de força e o braço de resistência (FIGURA 12). Um exemplo desta alavanca no corpo humano são os músculos extensores da cabeça (FIGURA 13), onde o produto da força dos extensores com o braço de alavanca interno (BMI) se equivale com o produto do peso da cabeça com o braço de momento externo (BME). Em geral, nas alavancas de primeira classe, as forças internas e externas atuam na mesma direção, porém em sentidos opostos (HAY,1993)

Figura 12 – Alavanca de primeira classe ou interfixa. Fonte: (ciencias.seed.pr.gov.br/)

Figura 13 – Alavanca de primeira classe na região no pescoço, onde as vértebras cervicais funcionam como eixo da alavanca, os músculos extensores representam o braço de potência e o braço de resistência representado pela ação da gravidade na região anterior da cabeça. Fonte: (NEUMANN, 2010)

A alavanca de segunda classe (Inter-resistente), o braço de resistência localiza-se entre o eixo e o braço de potência (FIGURA 14). Devido o braço de força ser maior, o musculo (força interna) apresenta maior alavanca quando comparado a força externa (resistência). Esse tipo de sistema é pouco encontrado no sistema músculo esquelético, tendo como principal exemplo a produção de torque para ficar na ponta dos pés (FIGURA 15), utilizando o músculo da panturrilha, uma vez que nesse movimento o peso corporal atua como resistência que apresenta alavancagem menor que os músculos da panturrilha a partir do eixo localizado nas articulações metatarso-falangeanas (HAY, 1993).

Figura 14 – Alavanca de segunda classe ou inter-resistente.
Fonte: (ciencias.seed.pr.gov.br/)

Figura 15 – Alavanca de segunda classe ou inter-resistente, onde o eixo articula metatarsofalangeanas são o eixo da alavanca e o musculo da panturrilha funciona como braço de potência e o peso corporal atua no centro do pé como braço de resistência. Fonte: <http://biologosueg2014.blogspot.com.br/>

A alavanca de terceira classe (Interpotente), o braço de potência localiza-se entre o eixo e o braço de resistência (FIGURA 16). A articulação do cotovelo, assim como a maioria das articulações do corpo humano (FIGURA 17), apresentam características de alavanca de terceira classe, realizando torque de flexão, vencendo a resistência imposta nas mãos. (HAY,1993)

Figura 16 – Alavanca de terceira classe ou inter-potente. Fonte: (ciencias.seed.pr.gov.br/)

Figura 17 – Alavanca de terceira classe, onde a articulação do cotovelo é o eixo da alavanca e o músculo bíceps atua como braço de potência e o peso na extremidade distal do braço funciona como braço de resistência. Fonte: (ciencias.seed.pr.gov.br/)

2.3.2. Vantagem mecânica

Segundo Hall (2000), vantagem mecânica (VM) de uma alavanca é definida como a relação entre o braço de potência e o braço de resistência. Em uma alavanca de primeira classe, onde o eixo encontra-se entre o momento interno e externo, a VM pode ser maior, menor ou igual a um. Para a alavanca de segunda classe onde o braço de potência é maior que o braço de resistência, a VM é maior que um. A alavanca de terceira classe a VM sempre será menor que um, uma vez que o braço de potência é menor que o braço de resistência.

A maioria dos músculos funcionam com VM consideravelmente menor que um, tendo que produzir torque muito maior em relação a carga externa (GRAICHEN et al., 2001 e PIGEON et al., 1996)

2.4. Dinamômetro isocinético

A contração isocinética define-se como o movimento de uma articulação em velocidade angular constante, na qual o torque muscular varia de acordo com o ângulo assumido (PEDRINELLI et al., 2002). Este só se tornou possível após o desenvolvimento do dinamômetro isocinético, uma ferramenta eletromecânica que promove movimentos em velocidade constante e que se ajusta de acordo com a força muscular dos indivíduos, mantendo a mesma velocidade angular (NETO et al., 2010).

O dinamômetro isocinético é considerado uma avaliação segura e detalhada dos músculos, reconhecido como “padrão ouro” nas avaliações em cadeia cinética aberta (FILIPPIN, VIEIRA e COSTA, 2006), a qual tornou-se possível com o desenvolvimento de instrumentos que analisassem o torque muscular de acordo com a angulação atingida (AQUINO et al., 2007).

Entre os parâmetros avaliados pelo dinamômetro isocinético, Terreri, Greve e AmatuZZi (2001) citaram o pico de torque como o parâmetro mais explorado na grande maioria das pesquisas envolvendo o isocinético, representando o torque máximo alcançado na amplitude de movimento. Conceitualmente, o torque é a grandeza inversa à velocidade angular, inferindo

a necessidade da escolha de velocidades angulares mais baixas para coletar maiores valores do pico de torque (TERRERI, GREVE e AMATUZZI, 2001). Outro parâmetro utilizado na avaliação isocinética é o trabalho muscular, caracterizada pelo esforço muscular ao longo de toda amplitude de movimento. Assim como o torque, o trabalho muscular é melhor avaliado em velocidades angulares reduzidas (PINHO et al., 2005).

A avaliação isocinética mostra sua importância, também, ao analisar o equilíbrio muscular agonista e antagonista das articulações. Aquino et al. (2007) relataram em sua pesquisa que 50% dos indivíduos com assimetria entre esses grupos musculares apresentam riscos de lesão músculo-ligamentar, o dobro da probabilidade ao comparar com sujeitos sem desequilíbrio muscular. Logo, uma análise detalhada do equilíbrio muscular pode fornecer subsídios para um programa preventivo para correção de possíveis déficits (LIPORACI, 2016)

Para Dvir (2002), o dinamômetro isocinético proporciona, além da análise do equilíbrio muscular ao redor de uma articulação, uma comparação entre os membros do paciente, uma vez que o lado contralateral sadio pode representar uma base de comparação. Contudo, há necessidade de uma observação com relação a questão de dominância e as atividades realizadas pelos indivíduos, como no esporte de alto rendimento, onde um membro é mais utilizado que o outro. Neste caso, a relação não terá a mesma relevância. O mesmo autor relata que em situações onde o paciente não realiza atividades relevantes, a discrepância entre os membros deve permanecer na faixa de 10 a 20%.

A análise dos dados isocinético pode ser realizada entre os membros dos participantes, desde que sejam respeitados os dados normativos pré-estipulados para cada população específica. No entanto, Aquino et al. (2007) enfatizaram que esses dados normativos só serão adequados se os equipamentos utilizados, as condições de teste e características dos indivíduos forem equivalentes à pesquisa que forneceu os dados de referência.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo geral

O objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da mudança do alinhamento entre os eixos do equipamento e o eixo articular sobre os parâmetros de pico de torque, trabalho e potência, nos movimentos de flexão, extensão, adução e abdução da articulação do quadril em indivíduos saudáveis.

3.2. Objetivo específico

Quantificar a diferença dos resultados de pico de torque, trabalho e potência da avaliação isocinética do quadril com a mudança do eixo de rotação do dinamômetro na avaliação concêntrica da flexão-extensão e da abdução-adução.

4. MÉTODOS

4.1. Aspectos Éticos

A pesquisa foi realizada no Laboratório de Isocinética do Centro de Reabilitação do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP-USP), em conformidade com a Resolução 466/2013, de 12 de dezembro de 2012, do Conselho Nacional de Saúde, sendo o projeto encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (HC-FMRP/USP).

Uma vez selecionados, os voluntários foram orientados, devidamente esclarecidos a respeito do projeto de pesquisa, seus objetivos e características e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A).

4.2. Delineamento da pesquisa

O estudo foi do tipo transversal e os dados coletados compreenderam o período de janeiro de 2015 a abril de 2016

4.3. Amostra

O cálculo do tamanho amostral para o estudo baseou-se nas premissas de significância de 5% e erro do tipo II de 20%. Assumindo que a variação de 1 cm impõe uma modificação de 5% ao valor aferido do torque, foram necessários 32 quadris de indivíduos saudáveis para a identificação de modificações de 3 cm na posição do eixo do dinamômetro isocinético. Os participantes foram recrutados por meio de divulgação oral e cartazes nas escolas universitárias da USP, divulgação entre amigos, busca entre familiares saudáveis e contatos entre conhecidos.

Participaram da pesquisa voluntários saudáveis, acima de 18 anos, do sexo masculino, que não apresentaram dor, limitação e/ou algum tipo de lesão na articulação do quadril.

Foram excluídos da pesquisa os sujeitos que apresentaram trauma na articulação do quadril ou na região pélvica, história de fratura ou cirurgia prévia no quadril, infecção articular, doença congênita ou em desenvolvimento. Foram excluídos, também, os indivíduos que apresentaram diagnóstico e sintomas como tumor, artrite reumatóide, doenças endócrinas, epilepsia, doença de Parkinson, doença vascular cerebral, polineuropatia, doença neuromuscular, doença cardiovascular debilitante, aterosclerose de extremidades inferiores, OA do joelho doloroso, cirurgia anterior, dor, uso de medicação corticosteroide e indivíduos com possível polineuropatia e dor ciática aguda grave.

4.4. Procedimentos de avaliação

4.4.1. Anamnese

Foi realizada uma avaliação prévia do quadril com vistas à identificação de critérios de exclusão dos voluntários do projeto, conforme descrito previamente.

4.4.2. Marcação dos pontos de referência

Para avaliação isocinética, os voluntários foram posicionados em decúbito dorsal para marcação dos pontos de referência cinco centímetros acima do centro da patela. Em seguida, os participantes foram posicionados em decúbito lateral para marcação do trocânter maior e três centímetros em sentido cranial em ambos os lados. (FIGURA 17) Na sequência, os voluntários foram posicionados em decúbito ventral para marcação do ponto de interseção entre a linha que liga os trocânteres maiores e a linha que liga a espinha ilíaca pósterior superior (EIPS) e o centro da fossa poplíteia (FIGURA 18).

Figura 17- Proeminência do trocânter maior e 3 cm cranial. (FONTE: Adaptado de FOSS et al., 2012)

Figura 18- Interseção entre a linha que liga os troncânteres e a linha que liga a EIPS e o centro da linha politea. (FONTE: Adaptado de FOSS et al., 2012)

4.4.3. Avaliação da flexão e extensão do quadril

Após o aquecimento de 5 minutos em bicicleta ergométrica, os sujeitos da pesquisa foram posicionados no dinamômetro isocinético em decúbito dorsal, com faixa de fixação na região do tórax. O eixo do dinamômetro foi posicionado no trocânter maior (FIGURA 19), a fixação do braço de treino foi posicionado em uma distância de 5 centímetros acima do centro da patela. Foram realizados 5 repetições de treino e familiarização nas velocidades angulares 60°/s e 180°/s. Após um período de repouso, foram realizados os testes com 5 repetições nas velocidades angulares citadas anteriormente. O teste foi repetido para o lado contralateral. Em seguida, foram realizados os testes para abdução e adução do quadril.

Figura 19 – Posicionamento do eixo do dinamômetro no trocânter maior e o braço de alavanca 5 centímetros acima do centro da patela. FONTE: (ZAPPAROLI, 2015)

4.4.4. Avaliação da abdução e adução do quadril

Os sujeitos foram posicionados no isocinético em decúbito lateral (DL) com faixas de fixação na região do tórax. O eixo do dinamômetro foi posicionado no trocânter maior (FIGURA 20) e a fixação do braço foi posicionado em uma distância de 5 centímetros do centro da patela. Foram realizadas 5 repetições de treino e familiarização nas velocidades angulares de 60°/s e 180°/s. Após período de repouso, foram realizados os testes com 5 repetições nas mesmas velocidades angulares citadas. O teste foi repetido para o lado contralateral.

Figura 20 – Posicionamento do eixo do dinamômetro no trocânter maior e o braço de alavanca 5 centímetros acima do centro da patela. FONTE: (ZAPPAROLI, 2015)

Em seguida os sujeitos saudáveis foram liberados para descanso e após 30 minutos foram novamente submetidos a mesma rotina de posicionamento para o teste de flexo-extensão, familiarização com o esforço e teste, porém o eixo do dinamômetro foi modificado em 3 centímetros na direção cranial (FIGURA 21). Em seguida foi realizado, novamente, o teste para adução-abdução modificando o eixo do dinamômetro, sendo posicionado na interseção da linha formada entre a espinha ilíaca póstero-superior e o centro da linha poplítea e a linha formada entre os trocânteres (FIGURA 22 e 23).

Figura 21 – Posicionamento do eixo do dinamômetro 3 centímetros acima do trocânter maior e o braço de alavanca 5 centímetros acima do centro da patela. FONTE: (ZAPPAROLI, 2015)

Figura 22 – Vista posterior do posicionamento do eixo do dinamômetro na interseção entre a linha horizontal que corta os trocânteres e a linha que sai da EIPS e o centro da linha poplítea. FONTE: (ZAPPAROLI, 2015)

Figura 23 – Vista lateral do posicionamento do eixo do dinamômetro na interseção entre a linha horizontal que corta os trocânteres e a linha que sai da EIPS e o centro da linha poplíteia. FONTE: (ZAPPAROLI, 2015)

4.5. Análise estatística

As variáveis contínuas foram avaliadas com relação à normalidade da sua distribuição e foram resumidas com medidas de tendência central de dispersão adequadas. Os valores médios dos parâmetros da avaliação isocinética com cada posição do eixo do dinamômetro foram comparados por meio de testes pareados com a hipótese nula de que fossem diferentes em pelo menos 10%. O nível de significância foi de 5%.

5. RESULTADOS

5.1. Características demográficas

Foram recrutados 16 voluntários saudáveis do sexo masculino, totalizando 32 quadris. As características demográficas dos mesmo foram apresentadas na tabela 1

Tabela 1: Características demográficas (Média)

	Média	DP
Idade	23,7	± 3,4
Altura	1,75	± 0,07
Peso	82,1	± 13,4

5.2 Avaliação isocinética

Os dados coletados do movimento de flexão e extensão do quadril foram incluídos na tabela 2, que relaciona as variáveis pico de torque, trabalho e potência com os dois eixos e velocidades avaliados. Para o movimento de flexão, com exceção da potência na velocidade de 180°/s, todas as variáveis apresentaram elevação dos valores do eixo dois em relação ao eixo um. No entanto, nenhuma variável apresentou diferença estatisticamente significativa.

Para o movimento de extensão, todas as variáveis apresentaram aumento dos valores avaliados no eixo dois em relação ao eixo um, tendo apenas o pico de torque na velocidade de 180°/s não evidenciando diferença estatística significativa.

Tabela 2: Comparação das variáveis pico de torque, trabalho e potência no movimento de flexo/extensão do quadril

60°				180°			
FLEXÃO	EIXO 1	EIXO 2	P		EIXO 1	EIXO 2	P
P. de torque	144	147,1	0,35	P. de torque	137,4	139,8	0,36
Trabalho	618,6	653,7	0,2	Trabalho	533,1	539,3	0,7
Potência	104,9	119	0,35	Potência	200,5	207,4	0,4
60°				180°			
EXTENSÃO	EIXO 1	EIXO 2	P		EIXO 1	EIXO 2	P
P. de torque	179,9	188,3	0,13	P. de torque	140,2	153,4	0,008
Trabalho	637,4	742,6	0,007	Trabalho	440,8	527,9	0,028
Potência	114,7	122,9	0,031	Potência	180	209,4	0,007

A tabela 3 apresenta a relação entre as variáveis estudadas e os eixos avaliados no movimento de abdução e adução de quadril. Nesta, a variável trabalho apresentou média do eixo dois menor que o eixo um em ambas as velocidades e em ambos os movimentos. Para as variáveis pico de torque e potência, os valores médios do eixo dois foram mais elevados que o eixo um em ambas as velocidades e movimentos, com exceção para potência em ambas as velocidades no movimento de adução.

No movimento de abdução, com exceção do trabalho, as demais variáveis apresentaram diferença estatística significativa em ambas as velocidades. Para o movimento de adução, apenas a variável potência em ambas as velocidades não apresentou diferença estatística significativa.

Tabela 3: Comparação das variáveis pico de torque, trabalho e potência no movimento de abdução e adução do quadril

	60°				180°		
ABDUÇÃO	EIXO 1	EIXO 2	P		EIXO 1	EIXO 2	P
P. de torque	87,4	112,5	4,30E-06	P. de torque	90,8	129	7,10E-08
Trabalho	224,1	220,8	0,84	Trabalho	195,9	172,8	0,178
Potência	49,5	61,2	6,00E-05	Potência	89,9	94,5	0,375
	60°				180°		
ADUÇÃO	EIXO 1	EIXO 2	P		EIXO 1	EIXO 2	P
P. de torque	111,5	134	0,029	P. de torque	113	131,1	2,70E-02
Trabalho	260,5	204,5	0,024	Trabalho	168,7	117,4	0,0076
Potência	53,4	49,4	0,52	Potência	77,5	58,8	0,113

A tabela 4 apresenta a diferença em porcentagem entre ambos os eixos das variáveis pico de torque, trabalho e potência. Verificou-se que para o movimento de flexão e extensão, a variável pico de torque evidenciou aumento do eixo dois em relação ao eixo um de 1,9% e 7% respectivamente. Para a variável trabalho houve um aumento do eixo dois de 3,4% e 18% em relação ao eixo um para ambos os movimentos respectivamente. Com relação ao movimento de abdução e adução, houve aumento da variável pico de torque do eixo dois em relação ao eixo um em 35% e 18% respectivamente. A variável trabalho, para os mesmos movimentos, apresentou redução do eixo dois em relação ao eixo um em 7,4% e 35,5% respectivamente.

Tabela 4: Diferença da variável trabalho entre os eixos (%)

%	60°/S	180°/S		60°/S	180°/S
FLEXÃO			ABDUÇÃO		
P. de torque	2,1	1,7	P. de torque	28,7	42
Trabalho	5,6	1,1	Trabalho	-1,5	-13,3
Potência	13,4	3,4	Potência	23,6	5,1
EXTENSÃO			ADUÇÃO		
P. de torque	4,6	9,4	P. de torque	20,1	16
Trabalho	16,5	19,7	Trabalho	-27,4	-43,6
Potência	7,1	16,3	Potência	8,1	-31,8

(-) Indica valores do eixo 1 maior que o eixo 2

6. DISCUSSÃO

Esta pesquisa tem como objetivo avaliar a influência da mudança dos parâmetros de avaliação isocinética nos movimentos de flexão, extensão, adução e abdução da articulação do quadril em indivíduos saudáveis. A atual revisão da literatura evidenciou não haver relatos de estudos abordando o mesmo tema, tornando inédita a presente pesquisa.

Os resultados das avaliações isocinéticas apresentaram diferença estatisticamente significativa entres os eixos para os movimentos de extensão, abdução e adução de quadril em ambas as velocidades. A mudança do eixo de rotação do dinamômetro no movimento de flexão em ambas as velocidades não apresentaram diferenças significantes.

Como já é sabido, o torque (T) se dá pelo produto entre a força aplicada (F), o cosseno do ângulo formado entre a direção da alavanca e a direção longitudinal do fêmur ($\cos \alpha$) e o comprimento da alavanca (d), nesse caso o comprimento da alavanca ($T = F \cdot \cos \alpha \cdot d$). Logo, quanto mais longe do eixo for aplicada a força, maior será o valor do torque (ACKLAND e ELLIOTT, 2011).

O presente estudo avaliou a força muscular do quadril em dois eixos de rotação variados, onde houve um aumento de 3 centímetros do braço de alavanca do eixo dois em relação ao eixo um para os movimentos de flexo-extensão. Para estes movimentos, em ambos os eixos, os músculos envolvidos em cada instante e a resistência imposta aos movimentos são os mesmos. Deste modo, as variáveis que influenciam o sistema são: comprimento da alavanca e $\cos \alpha$. Este ângulo, diferente de zero, faz com que apenas parte da força aplicada (componente perpendicular à alavanca) pelos pacientes seja efetivamente convertida em torque pelo isocinético. A alteração do comprimento da alavanca também atua de forma proporcional ao torque resultante (CAMPOS, 2000). Logo, estes podem explicar a diferença nos valores das variáveis pico de torque e trabalho mais elevados no eixo dois em ambos os movimentos e velocidades.

A figura 24 mostra as vistas superior e lateral dos posicionamentos dos pacientes durante os testes no isocinético, na posição inicial, considerando o

fêmur paralelo à superfície, uma vez que esta aproximação não interferirá na eficiência da análise, pois está aplicada para os dois casos.

Figura 24: Projeções das vistas superior e lateral das alavancas e ângulos formados nos dois posicionamentos para os movimentos de flexão e extensão: o primeiro (eixo 1), em azul, e o segundo (eixo 2), em verde. (FONTE:DO AUTOR)

Dentre as projeções apresentadas na vista superior da figura 24, considerou-se o fêmur (f) como uma linha reta desde a articulação do quadril até o côndilo medial, sem comprometimento da análise, já que esta característica é a mesma nos dois eixos. A linha em azul representa o braço de alavanca do isocinético no eixo um e a linha verde representa o mesmo braço de alavanca com um acréscimo de três centímetros cranial.

A vista lateral apresenta todas as medidas necessárias para a análise, em que “f” corresponde à distância estimada entre o centro do ponto de apoio do braço do isocinético e o eixo do quadril para um adulto de 1,80 m. Para esta estimativa, considerou-se o comprimento do fêmur igual a 50 cm e 10 cm para a distância entre a extremidade do côndilo medial e o centro do ponto de apoio do braço do isocinético na perna do paciente. Assim, a primeira medida menos a segunda, que equivale a “f” na figura, resulta em 40 cm.

A distância “d” da figura foi estimada em 6 cm, que equivale a diferença de altura entre o eixo do isocinético e o posicionamento do seu “braço” em um

nível acima da perna do paciente. A força F_p corresponde à força que a perna aplica na alavanca do isocinético e F_1 equivale à componente efetiva desta força, para o primeiro posicionamento (eixo 1) e F_2 para o segundo posicionamento (eixo 2). A alavanca “ A_1 ” corresponde ao comprimento da alavanca do isocinético para o posicionamento inicial do eixo e “ A_2 ” para o segundo posicionamento.

Durante os movimentos de flexão e extensão a alavanca permanece com seu comprimento fixo. Assim, para o posicionamento do “eixo 1”, onde não há concetricidade entre os eixos do quadril e da máquina, uma condição para que o movimento ocorra, segundo a teoria dos mecanismos (Norton,2010) é que haja algum tipo de deslocamento nas fixações, provocando movimentação do paciente em relação à máquina.

O sistema representado pela figura 24 assemelha-se a um mecanismo de três elos, com possibilidade de variação de comprimento apenas do elo representado pelo segmento de reta que liga o fêmur à alavanca, distância “ d ”, já que o comprimento da alavanca e do fêmur não varia durante os movimentos. De acordo com os ensaios percebeu-se que uns dos principais movimentos ocorridos é a “torção” do ponto de fixação da máquina no paciente, que comprova a possibilidade teórica de movimento. Esta torção provocará, em uma determinada amplitude de movimento, coincidência de sentido entre a força aplicada pelo paciente e o sentido de movimento de rotação do isocinético, situação simulada e comprovado via software “*Solid Works*”. Neste instante, não haverá perda de componente de força por desvio angular e consequentemente, considerando F constante durante todo o movimento, coincide com momento de torque máximo, calculado pela equação 1.

$$T_1 = F.A_1 \quad (1)$$

Já para o posicionamento do “eixo 2”, há concetricidade entre o eixo do quadril e o da máquina. Desta forma, o ângulo “ θ_2 ”, durante todo o arco de movimento, permanecerá constante, resultando num pico de torque com perda de componente de força, dependente deste ângulo, conforme equação 2:

$$T_2 = F \cdot \cos\phi_2 \cdot A_2 \quad (2)$$

Logo, teoricamente, o pico de torque medido pela máquina no segundo eixo deveria ser em torno de 16,7 % maior do que o medido no primeiro posicionamento, conforme as considerações descritas para o cálculo (ANEXO 1). A mudança nos valores dos parâmetros estudados com a mudança do posicionamento do eixo, apesar de nunca ter sido analisado em outras pesquisas, foi relatado por Dvir (2002) um erro de até 5% no valor do torque muscular quando o mesmo é deslocado em um centímetro do posicionamento padrão.

Este estudo evidenciou uma média de aumento do pico de torque do eixo dois de 1,9% e 7% para os movimentos de flexão e extensão respectivamente, Embora os valores encontrados neste estudo estejam de acordo com Dvir (2002), a variação para o movimento de flexão foi considerada pequena. Esta diferença pode ser explicada pelo fato da variável pico de torque não demonstrar a força total dos voluntários, por analisar apenas o valor máximo de torque em cada repetição.

A variável trabalho (ζ) em ambos os eixos pode ser calculado pelo produto da força pelo deslocamento do ponto de aplicação da mesma (Campos,2000), segundo a equação 3. Este deslocamento corresponde ao arco referente à respectiva variação angular, conforme equação 4.

$$\zeta = F \cdot arc \quad (3)$$

$$arc_1 = \frac{\alpha_1 \cdot \pi \cdot A_1}{180^\circ} \quad (4)$$

De acordo com os cálculos das equações (ANEXO 1), teoricamente, o trabalho medido pela máquina no segundo eixo deve ficar em torno de 6,8 % maior do que o medido no primeiro posicionamento.

Na presente pesquisa a variável trabalho apresentou aumento dos valores do eixo dois em média 3,4% e 18,1% em relação ao eixo um para os movimentos de flexão e extensão respectivamente, enfatizando a descrição de Dvir (2002). Os valores para o movimento de extensão apresentou-se acima dos 15% como esperado pelo autor citado. Isso pode ser explicado pela dificuldade de compreensão dos voluntários na execução do movimento. Durante a execução do teste no eixo 1, mesmo com a instrução dada pelo avaliador para realizar força máxima durante o movimento de extensão, os participantes acabavam por receber ajuda da força da gravidade, diminuindo o poder de contração.

Ao analisar as variáveis estudadas para os movimentos de abdução e adução, verificou-se um aumento na variável pico de torque do eixo dois em relação ao eixo um em média 35% e 18% respectivamente. A figura 25 mostra as vistas superior e lateral dos posicionamentos dos pacientes durante os testes de ambos os movimentos no isocinético, na posição inicial (fêmur paralelo ao piso).

Figura 25: Projeções das vistas superior e lateral das alavancas do isocinético e respectivos ângulos formados com o fêmur, para o primeiro eixo (eixo 1), em azul, e para o segundo eixo (eixo 2), em verde. (FONTE: DO AUTOR).

De acordo com Ackland e Elliott (2011), o torque para os movimentos de abdução e adução definem-se similarmente ao relatado para os movimentos de

flexo-extensão ($T = Fp \cdot \cos \alpha \cdot d$). Considerando as forças aplicadas no dinamômetro, em ambos os eixos, equivalentes, ao analisar a figura 25, pelo teorema de Pitágoras (ANEXO2), podemos inferir um braço de alavanca maior para o eixo dois.

O sistema representado pela figura 25 assemelha-se, como no caso dos movimentos de flexão e extensão, a um mecanismo de três elos (ACKLAND E ELLIOTT, 2011), com possibilidade de variação de comprimento apenas do elo representado pelo segmento de reta que liga o fêmur à alavanca, distância “d”, já que os comprimentos da alavanca e do fêmur não variam durante os movimentos. Assim, durante a execução do movimento, em uma determinada amplitude, haverá uma coincidência de sentido entre a força aplicada pelo paciente e o sentido de movimento de rotação do isocinético, situação simulada e comprovada via *software* “Solid Works”. Neste instante, então, não haverá perda do componente da força, o que implica, no momento de torque máximo, que pode ser calculado pela equação 1. Logo, de acordo com a equação 2 (ANEXO), mantendo a força constante para ambos os movimentos e o braço de alavanca do eixo dois maior eu o eixo um, o valor do pico de torque para o segundo eixo, teoricamente, fica em média 12% maior que o primeiro eixo.

Os cálculos realizados, apesar das diferenças apresentadas nos valores do pico de torque em relação aos eixos, ficaram abaixo dos valores práticos encontrados para os movimentos de abdução (35%) e adução (18%). Todavia, nossos dados entram em consonância com Dvir (2002), quando aponta uma diferença de torque entre os eixos de até 23%, quando há uma alteração do posicionamento do eixo do dinamômetro de quatro centímetros.

A diferença entre os resultados calculados e medidos, para o eixo dois, no movimento de abdução, pode ser justificado pela possível fadiga gerada no decorrer dos testes. O fato das avaliações terem sido realizadas no mesmo dia, sendo o movimento do eixo dois de abdução o último da sequência, possibilitou possível cansaço e perda de desempenho muscular, reduzindo ainda mais os valores de torque para o segundo eixo.

A análise da variável trabalho para os movimentos de abdução e adução assemelha-se à análise dos movimentos de flexo/extensão (Campos,2000).

Neste caso, a máquina foi calibrada para deslocar-se 45°, em ambos os movimentos, abdução e adução, em ambos os eixos. Para o eixo 1, em que o eixo da máquina está próximo ao eixo do quadril, a variação da força (F) no sentido do movimento é reduzida, já que a variação angular da componente da força no sentido do movimento é pequena. Neste caso, considerou-se F constante durante todo o arco de movimento, e o trabalho pode ser estimado pela equação 5.

$$\tau_1 = F \cdot arc_1 \quad (5)$$

O comprimento do arco de movimento realizado pelo ponto de aplicação da força pode ser calculado pela equação 6:

$$arc_1 = \frac{\alpha_1 \cdot \pi \cdot A_1}{180^\circ} \quad (6)$$

Como foi descrito anteriormente, há apenas um instante em que a força aplicada pela perna do paciente ocorre no sentido do movimento, pois o ângulo formado entre esta força e o movimento varia conforme a amplitude do movimento. A partir desta hipótese conclui-se que a força efetiva (no sentido do movimento) é variável. Desta forma, para calcular o trabalho desenvolvido pela força durante a execução do movimento no eixo 2, deve-se encontrar uma função que represente esta força variável e integrá-la matematicamente dentro dos limites do movimento.

A fim de facilitar esta manipulação matemática, optou-se por aproximar os resultados por meio do cálculo da força em alguns pontos, calcular o trabalho em porções distintas do movimento e por fim somar os resultados obtidos para obtenção de uma estimativa total do trabalho. Os pontos escolhidos para o cálculo das forças foram escolhidos de acordo com a posição angular do fêmur em: 0°, 15°, 30° e 45°. Com o auxílio do *software* “Solid Works”, obteve-se os valores dos ângulos das componentes das forças perpendiculares ao movimento

para cada uma das posições angulares escolhidas, cujos resultados estão descritos no quadro 1.

Quadro 1: Ângulos para cálculo da componente efetiva da força.

Descrição	Ângulo [°]
Ângulo θ_1 para a posição do fêmur em 0°	29
Ângulo θ_1 para a posição do fêmur em 15°	8,8
Ângulo θ_1 para a posição do fêmur em 30°	38
Ângulo θ_1 para a posição do fêmur em 45°	51,8

De acordo com os ângulos da quadro 1, foram calculadas as componentes efetivas da força no sentido do movimento, para cada posição do fêmur escolhida. Estes resultados estão expostos na quadro 2.

Quadro 2: Componentes efetivas da força de acordo com o ângulo escolhido

Descrição da Força	Força efetiva em função de "F"
Força efetiva para a posição do fêmur em 0°	$0,87.F$
Força efetiva para a posição do fêmur em 15°	$0,99.F$
Força efetiva para a posição do fêmur em 30°	$0,79.F$
Força efetiva para a posição do fêmur em 45°	$0,62.F$

O quadro 3 evidencia o valor médio da componente da força (F_m), o qual foi utilizado para calcular o trabalho do respectivo intervalo e o comprimento do arco do movimento.

Quadro 3: o valor médio da componente da força (F_m)

Descrição do intervalo	F_m	Comprimento do arco [m]
$0^\circ - 15^\circ$	$0,93 F$	0,11
$15^\circ - 30^\circ$	$0,89 F$	0,11
$30^\circ - 45^\circ$	$0,71 F$	0,11

A figura 26 mostra o comportamento aproximado da força de acordo com as aproximações apresentadas para o eixo 2.

Figura 26 - comportamento aproximado da força de acordo com as aproximações apresentadas para o eixo 2.

De acordo com Beer E Johnston (1994), para o cálculo do trabalho de uma força variável com representação gráfica do comportamento da força pelo

deslocamento conhecido, deve-se calcular a área abaixo do gráfico. Conforme ilustrado na figura 26, para o cálculo do trabalho deve-se calcular a área em cinza, que pode ser realizado por meio da soma das regiões da componente constante da força efetiva, conforme equação 7.

$$\tau = 0,93.F.0,11 + 0,89.F.0,11 + 0,71.F.0,11 = 0,278 F \quad (7)$$

A fim de verificar a variação de trabalho do eixo 1 para o eixo 2, aplicou-se a equação 8.

$$\frac{\tau_2}{\tau_1} = \frac{0,278.F}{0,290.F} = 0,95 \quad (8)$$

Levando em conta as considerações descritas para o cálculo, o trabalho medido pelo isocinético no segundo eixo deve ficar em torno de 5% menor ao medido pelo eixo um.

O presente estudo evidenciou para variável trabalho medida, uma redução dos valores do eixo dois em média 7,4% e 35,5% em relação ao eixo um para os movimentos de abdução e adução respectivamente. Os resultados do segundo eixo inferiores ao eixo um mostrou uma estreita relação com os cálculos matemáticos anteriormente citados, mesmo tendo ambos os valores acima de 5% como esperado. Não obstante, o movimento de abdução manteve-se dentro da normalidade prevista por Dvir (2002).

A diferença considerável do eixo um em relação ao eixo dois para o movimento de adução pode ser parcialmente explicada pelo cansaço gerado durante os testes, assim como foi apontado na variável pico de torque. Este argumento, além de reduzir o desempenho muscular no segundo eixo, diminui a estabilidade na execução do movimento. A dificuldade de compreensão dos voluntários com relação a execução do movimento de adução, similar o movimento de extensão, também pode ajudar a explicar a diferença dos valores.

Esta pesquisa apresentou limitações. Devido alguns voluntários apresentarem elevada estatura, o braço de alavanca não conseguiu manter a

distância de cinco centímetros acima da patela nos movimentos de flexo-extensão por limitação do próprio instrumento, sendo necessário um ajuste de acordo com a possibilidade oferecida pelo equipamento em cada voluntário, de forma a se aproximar ao máximo do estipulado. Essa pode ser uma explicação para que ambos os movimentos em ambas as velocidades não terem apresentado diferença significativa entre os eixos em quase todas as variáveis.

Outra limitação do estudo foi a realização da avaliação de ambos os eixos no mesmo dia, dando apenas um intervalo de 30 minutos. Esta metodologia pode ter levado os participantes a fadiga muscular, reduzindo o desempenho do teste para o eixo dois. Todavia, os valores encontrados apresentaram íntima relação com os cálculos matemáticos realizados e com as referências biomecânicas teóricas, levando a inferir que uma nova avaliação em dias distintos levaria a resultados mais próximos dos valores teóricos citados.

Esta pesquisa avaliou apenas voluntários saudáveis, logo, não se pode afirmar que o resultado obtido extrapola para indivíduos que apresentam lesão na articulação do quadril.

7. CONCLUSÃO

Esta pesquisa concluiu que a mudança do eixo de movimentação do quadril incorre numa modificação sensível nos resultados de pico de torque e trabalho do exame isocinético do quadril em diferentes velocidades angulares e posições. Mais estudos podem ser realizados em voluntários com acometimento na articulação do quadril e realizando a avaliação dos eixos em dias separados e em diferentes articulações.

8. REFERÊNCIAS

ACKLAND TR, ELLIOTT BC, BLOOMFIELD. **Anatomia e Biomecânica Aplicadas no Esporte**. 2ed. São Paulo: Manole, 2011

AJEMIAN, S; THON, D; CLARE, P; KAUL, L; ZERNICKE, R. F; LOITZ-RAMAGE, B. Cane-assisted gait biomechanics and electromyography after total hip arthroplasty. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 85, p. 1966-71, Calgary, 2004

AQUINO, C.F. VAZ, D. V. BRÍCIO, R. S. SILVA, P.L.P. OCARINO, J.M. FONSECA, S.T. A. Utilização da Dinamometria Isocinética nas Ciências do Esporte e Reabilitação. R. bras. Ci e Mov. v. 15, P. 93-100, Minas Gerais, 2007

ARNOLD AS, SALINAS S, ASAKAWA DJ, DELP SL. Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity. **Comput Aided Surg**. v. 5, p. 108-119, Stanford, 2000

AROKOSKI M. H; AROKOSKI, J. P; HAARA M; KANKAANPAA, M; VESTERINEN, M; NIEMITUKIA, L. H; HELMINEN, H.J. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis, **J Rheumatol**. v. 29 p. 2185-2195, Kuopio, 2002.

BEER FP, JOHNSTON ERJ Jr. **Mecânica vetorial para engenheiros – Dinâmica**. 5 ed. São Paulo: Makron, 1994

BERGMANN G, GRAICHEN F, ROHLMANN A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. **J Biomech**. v. 26, p. 969-990, New York, 1993

BOLGLA LA, MALONE TR, UMBERGER BR, UHL TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. **J Orthop Sports Phys Ther**. v. 38, p. 12-18, Geórgia, 2008

BOLING M, PÁDUA D. Relationship between hip strength and trunk, hip, and knee kinematics during a jump-landing task in individuals with patellofemoral pain. **Int J Sports Phys Ther**. V. 8, P. 661-9, Jacksonville, 2013

BURNETT, C.N.; BETTS, E.F.; KING, W.M. Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in young boys. **Physical Therapy**, Albany, v.70, p.244-9, 1990.

CAEL, C. **Anatomia Palpatória e funcional**. Barueri: Manole, 2013. cap.8, p. 307-367.

CAMPOS, MA. **Biomecânica da Musculação**. 1ed. Rio de janeiro: Sprint, 2000

CARR, G. **Biomecânica do esporte**: um guia prático. São Paulo: Manole, 1998.

CARUSO, J. F.; BROWN L. E.; TUFANO, J.J. The reproducibility of isokinetic dynamometry data. **Isokinetics and Exercise Science**. V. 20, P. 239-253, Califórnia, 2012

CLARK JM, HAYNOR DR. Anatomy of the abductor muscles of the hip as studied by computed tomography. **J Bone Joint Surg Am**. v. 69, p. 1021-1031, Boston, 1987.

DELP SL, HESS WE, HUNGERFORD DS, JONES LC. Variation of rotation moment arms with hip flexion. **J Biomech**. v. 32, p. 493-501, Stanford, 1999

DIXON MC, SCOTT RD, SCHAI PA, STAMOS V. A simple capsulorrhaphy in a posterior approach for total hip arthroplasty. **J Arthroplasty**. v. 19, p. 373-376, Boston, 2004

DONATELLI, R.; CATLIN, P.A.; BACKER, G. S.; DRANE, D. L.; SLATER, S.M. Isokinetic hip abductor to adductor torque ratio in normals. **Isokinetics and Exercise Science**, v.1, p.103-11, Stoneham, 1991

DONSKOI, D; ZATSIORSKY, V. **Biomecânica de los ejercicios físicos**. Moscou: Madrugada. 1988

DOSTAL WF, ANDREWS JG. A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. **J Biomech**. v. 14, p. 803-812, Iowa City, 1981.

DOSTAL WF, SODERBERG GL, ANDREWS JG. Actions of hip muscles. **Phys Ther**. v. 66, p. 351-361, Iowa City, 1986.

DVIR Z. **Isocinética: Avaliações musculares, interpretações e aplicações clínicas**. 1ed. São Paulo: Manole, 2002.

FENDER D, VAN DER MEULEN J.H , GREGG P.J. Relationship between outcome and annual surgical experience for the charnley total hip replacement. Results from a regional hip register. **J Bone Joint Surg Br**. v. 85, p. 187-90, London, 2003

FERREIRA-VALENTE MA, PAIS-RIBEIRO JL, JENSEN MP. Validity of four pain intensity rating scales. **Pain**. v.152, p. 2399-404, 2011

FILIPPIN, N.T.; VIEIRA, W. H. B.; COSTA, P.H. L. Repetibilidade de medidas isocinéticas dos músculos adutores e abdutores do quadril. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, São Carlos, vol. 20, n. 2, abr./jun, p.131-39, 2006.

FLOYD, R. T.; THOMPSON, C. W. Manual de Cinesiologia Estrutural. São Paulo: Manole, 2003.

GILBEY, H.J; ACKLAND, T.R; WANG, A. W; MORTON, A.R; TROUCHET, T; TAPPER, J., Exercise improves early functional recovery after total hip arthroplasty, **Clin Orthop Relat Res** v. p. 193-200, 2003

GRAICHEN H, ENGLMEIER KH, REISER M, ECKSTEIN F. An in vivo technique for determining 3d muscular moment arms in different joint positions and during muscular activation - application to the supraspinatus. *Clinical biomechanics*. p. 16, v. 389-94. Bristol, Reino Unido, 2001

HALL, S. Biomecânica básica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAY, J.G. The biomechanics of sports techniques. 4 ed. New Jersey: Prentice Hall, 1993.

HANSEN, L; ZEE, M; RASMUSSEN, J; ANDERSEN, T. B; WONG, C; SIMONSEN, E. B. Anatomy and Biomechanics of the Back Muscles in the Lumbar Spine With Reference to Biomechanical Modeling. **Spine**. v. 31, p. 1888-1899, Copenhage, 2006

HINMAN, R.S; HEYWOOD, S.E; DAY, A.R. Aquatic physical therapy for hip and knee osteoarthritis: results of a singleblind andomized controlled trial, **Phys Ther**. v. 87, p. 32-43, Melbourne, 2007

HOY MG, ZAJAC FE, GORDON ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. **J Biomech**. v. 23, p. 157-169, Stanford, 1990

IHARA, F. R.; CEVALES, M.; PINTO, S. S. Avaliação muscular isocinética da musculatura abdutora e adutora de coxa em atletas de natação do estilo peito. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, vol. 6, n.3, p. 93-98, 2000.

INMAN VT. Functional aspects of the abductor muscles of the hip. **J Bone Joint Surg**. v. 29, p. 607-619, Boston, 1947.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular, volume 1: membros superiores**. São Paulo, Ed. Panamericana, 5ª ed, 2000.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular, volume 2: membros inferiores**. São Paulo, Ed. Panamericana, 5ª ed, 2000.

KUMAGAI M, SHIBA N, HIGUCHI F, NISHIMURA H, INOUE A. Functional evaluation of hip abductor muscles with use of magnetic resonance imaging. **J Orthop Res**. v. 15, p. 888-893, New York, 1997

LIPORACI R.F. **Identificação de fatores de risco para lesão musculoesquelética de joelho e coxa de atletas profissionais de futebol pela dinamometria isocinética e avaliação funcional no período pré-temporada. 2016**. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, 2016

LOSS, J. F. Efeito de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes. 2001. 219 f. (Doutorado em Engenharia Mecânica) Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001.

LOURENCIN, F. T. C.; MACEDO, O. G.; SCARPELLINI, E. S.; GREVE, J. M. D. Avaliação dos grupos musculares adutores e abdutores do quadril por meio da dinamometria isocinética. **Revista Acta Fisiátrica**, São Paulo, vol. 19, n.1, p. 16-20, 2012.

MALONE, T; MCPOIL, T; NITZ, A. **Fisioterapia em ortopedia e medicina no esporte**. 3 ed. São Paulo, 2000

MANSOUR JM, PEREIRA JM. Quantitative functional anatomy of the lower limb with application to human gait. **J Biomech**. v. 20, p. 51-58, Cleveland, 1987

MATCHABA P; GITTON X, KRAMMER G, EHRSAM E, SLOAN VS, OLSON M, MELLEIN B, HOEXTER G, J ORLOFF, GARAUD JJ Cardiovascular safety of lumiracoxib: A meta-analysis of all randomized controlled trials 1 week and up to 1

year in duration of patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis. **Clin Ther.** v. 27, p. 1196–1214, Hanover, 2005

MEYER, C.; CORTEN, K.; WESSELING M.; PEERS K.; SIMON, J. P. Test-Retest Reliability of Innovated Strength Tests for Hip Muscles. **Plos One.** V. 8, Utah, 2013

NEMETH G, OHLSEN H. Moment arms of hip abductor and adductor muscles measured in vivo by computed tomography. **Clin Biomech.** v. 4, p. 133-136, Stockholm, 1989.

NETO, M. S; SIMOES, R; NETO, J. A. G; CARDONE, C. P. Avaliação isocinética da força muscular em atletas profissionais de futebol feminino. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 16, p. 33-35, Brasília, 2010.

NEUMANN, D.A.N. Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. **Journal of orthopaedic and sports physical therapy.** v. 40, p. 2, Alexandria, 2010

NEUMANN DA, SODERBERG GL, COOK TM. Comparison of maximal isometric hip abductor muscle torques between hip sides. **Phys Ther.** v. 68, p. 496-502, Alexandria, 1988

NIH conference, NIH conference addresses conflict of interest concerns, J Investig Med v. 48, p. 389, 2000.

NORTON, R. L. **Cinemática e dinâmica dos mecanismos.** 1. ed. Porto Alegre: McGraw-Hill, 2010.

PEDRINELLI, A.; SAITO, M.; COELHO, R. F.; FONTES, R. B. V.; GUARNIERO, R. Comparative study of the strength of the flexor and extensor muscles of the knee through isokinetic evaluation in normal subjects and patients subjected to trans-tibial amputation. **Prosthetics and Orthotics International**, São Paulo, vol. 26, p. 195-205, 2002.

PFIRRMANN CW, CHUNG CB, THEUMANN NH, TRUDELL DJ, RESNICK D. Greater trochanter of the hip: attachment of the abductor mechanism and a complex of three bursae--MR imaging and MR bursography in cadavers and MR imaging in asymptomatic volunteers. **Radiology**. v. 221, p. 469-477, Easton, 2001

PIGEIN P, AHIA L, FELDMAN AG. Moment arms and lengths of human upper limb muscles as functions of joint angles. *J Biomech*. p. 29, v. 1365-1370, Nova York, Estados Unidos, 1996

PINHO, L.; DIAS, R. C.; SOUZA, T. R.; FREIRE, M. T. F.; TAVARES, C. F.; DIAS, J. M. D. Avaliação isocinética da função muscular do quadril e do tornozelo em idosos que sofrem quedas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. V. 9, P. 93-99. Minas Gerais, 2005

POHTILLA JF. Kinesiology of hip extension at selected angles of pelvifemoral extension. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 50, p. 241-250, 1969.

RASCH, A; DALEN, N; BERG, H.E. Test methods to detect hip and knee muscle weakness and gait disturbance in patients with hip osteoarthritis, **Arch Phys Med Rehabil**. V.86, p. 2371-2376, 2005

REGELSKI, C.L; FORD, B.L; HOCH, M.C. Hip Strengthening Compared with Quadriceps Strengthening in Conservative Treatment of Patients with Patellofemoral Pain: A Critically Appraised Topic. **International Journal of Athletic Therapy and Training**. v. 20, p. 1, Norfolk, 2015

ROTHSTEIN JM, CORDEIRO RL, MAYHEW TP. Clinical uses of isokinetic measurements. Critical issues. **Phys Ther**. v. 67, p. 1840-4, Virginia, 1987

SANTAGUIDA, P.L; MCGILL, S. M. The psoas major muscle: a three-dimensional geometric study. **J. Biomechanics**. V. 28, p. 3, Toronto, 1994

STANDRING S, GRAY H. **Gray's Anatomy: the Anatomical Basis of Clinical Practice**. 40th ed. St Louis, MO: Churchill Livingstone; 2008.

STEINHILBER, B.; HAUPT, G. BOEER, J.; GRAU, S.; KRAUS, I. Reproducibility of concentric isokinetic and isometric strength measurements at the hip in patients with hip osteoarthritis: A preliminary study. **Isokinetics and Exercise Science**. V. 19, P. 39-46, Tübingen, 2011

TERRERI, A. S. A.P. GREVE, J. M. D.; AMATUZZI, M. M. Avaliação isocinética no joelho do atleta. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, vol. 7, n.2, p. 62-66, 2001.

TUNSTALL, H.; MULLINEAUX, D.R.; VERNON, T. Criterion validity of an isokinetic dynamometer to assess shoulder function in tennis players. **Sports Biomechanics**, v.4, n.1, p.101-111, 2005.

WINTER DA. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. Hoboken, NJ: Wiley; 2005.

YOSHIO, M; MURAKAMI, G; SATO, T; SATO, S; NORIYASU. The function of the psoas major muscle: passive kinetics and morphological studies using donated cadavers. **Journal of orthopaedic Science**. V. 7, p. 199-207, Sapporo, 2002

ZAPPAROLI F.Y. **Avaliação isocinética da musculatura do quadril: Revisão sistemática da literatura**. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, 2015

9. ANEXOS

ANEXO A - Cálculos matemáticos para o pico de torque

$$T = Fp \cdot \cos \alpha \cdot d \quad (1)$$

Em que:

- T : torque
- Fp : força da pena contra o ponto de apoio do isocinético
- $\cos \alpha$: cosseno do ângulo formado entre a direção da alavanca e a direção longitudinal do fêmur
- d : comprimento da alavanca

$$T_1 = F \cdot A_1 \quad (2)$$

$$T_1 = F \cdot (0,06^2 + 0,37^2)^{1/2}$$

$$T_1 = 0,375 \cdot F \quad (3)$$

$$T_2 = F \cdot \cos \theta_2 \cdot A_2 \quad (4)$$

$$T_2 = F \cdot \cos\left(\arctg \frac{0,06}{0,40}\right) \cdot (0,06^2 + 0,40^2)^{1/2} = F \cdot 0,4378 \quad (5)$$

Pela análise matemática demonstrada nas equações de 1 a 5, nota-se que o valor da força permaneceu constante, pois ela foi considerada a mesma para os dois eixos.

A fim de verificar a variação de torque do eixo 1 para o eixo 2 basta dividir um pelo outro, conforme equação 6.

$$\frac{T_2}{T_1} = \frac{0,4378 \cdot F}{0,375 \cdot F} = 1,167 \quad (6)$$

De acordo com a equação (14), teoricamente, o pico de torque medido pela máquina no segundo eixo deveria ficar em torno de 16,7 % maior do que o medido no primeiro posicionamento, levando em conta as considerações descritas para o cálculo.

ANEXO B - Cálculos matemáticos para o trabalho

$$\tau_1 = F \cdot arc_1 \quad (7)$$

O comprimento do arco pode ser calculado pela equação (8) (referência):

$$arc_1 = \frac{\alpha_1 \cdot \pi \cdot A_1}{180^\circ} \quad (8)$$

Em que:

α_1 = amplitude de movimento

$$\pi = 3,14$$

A_1 = comprimento da alavanca para o eixo 1

Substituindo os valores conhecidos na equação 8, tem-se que:

$$arc_1 = \frac{90 \cdot 3,14 \cdot 0,37}{180} = 0,588m \quad (9)$$

Substituindo (9) em (7):

$$\tau_1 = F \cdot 0,588 \quad (10)$$

O trabalho realizado pela força aplicada pelo o paciente durante o movimento (ζ_2) pode ser calculado pela equação (4), transpondo os valores referentes ao posicionamento do eixo 2, resultando na equação (11).

$$\tau_2 = F \cdot arc_2 \quad (11)$$

O comprimento do arco pode ser calculado pela equação (5), com os valores referentes ao eixo 2, resultando na equação 12.

$$arc_2 = \frac{\alpha_2 \cdot \pi \cdot A_2}{180} \quad (12)$$

Em que:

α_2 = amplitude de movimento para o eixo 2

$$\pi = 3,14$$

A_2 = comprimento da alavanca para o eixo 2

Substituindo os valores conhecidos na equação 11, tem-se que:

$$arc_1 = \frac{90 \cdot 3,14 \cdot (0,06^2 + 0,40^2)^{1/2}}{180} = 0,635m \quad (12)$$

Substituindo (12) em (10), tem-se:

$$\tau_2 = F \cdot 0,635 \quad (13)$$

Pela análise matemática demonstrada nas equações de 6 a 13, nota-se que o valor da força permaneceu constante, pois ela foi considerada a mesma para os dois eixos.

Para o trabalho, a fim de verificar a variação ocorrida do eixo 1 para o eixo 2, aplica-se a equação (15).

$$\frac{\tau_2}{\tau_1} = \frac{0,628.F}{0,588.F} = 1,068 \quad (15)$$

ANEXO C – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa

HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA
DE RIBEIRÃO PRETO DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

Ribeirão Preto, 25 de fevereiro de 2015

Ofício nº 746/2015
CEP/MGV

Prezados Senhores,

O trabalho intitulado “**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DOS PARÂMETROS DA AVALIAÇÃO ISOCINÉTICA DO QUADRIL**” – Versão 2, de dezembro/2014, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 402ª Reunião Ordinária realizada em 23/02/2015 e enquadrado na categoria: **APROVADO**, bem como o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Isocinético do quadril – Versão 2, de dezembro/2014**, de acordo com o Processo HCRP nº 16096/2014.

De acordo com Carta Circular nº 003/2011/CONEP/CNS, datada de 21/03/2011, o sujeito de pesquisa ou seu representante, quando for o caso, deverá rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última do referido Termo; o pesquisador responsável deverá da mesma forma, rubricar todas as folhas do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE – apondo sua assinatura na última página do referido Termo.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (IGH-GCP), bem como a Resolução nº 466/12 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa.
Atenciosamente.

DR^a. MARCIA GUIMARÃES VILLANOVA
Coordenadora do Comitê de Ética em
Pesquisa do HCRP e da FMRP-USP

Ilustríssimos Senhores

PROF.DR.MARCELO RIBERTO(Orientador)

TIAGO SILVA SANTANA

Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor

10. APÊNDICE (será impresso em frente e verso em apenas uma folha)

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) a participar, como voluntário(a), em uma pesquisa conduzida por Tiago Silva Santana, aluno de pós-graduação do Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, sob orientação do professor Marcelo Riberto. Após conversarmos e você ler este documento, para ser esclarecido (a) sobre as informações do estudo, no caso de aceitar, assine ao final deste documento, que está em duas vias assinadas pelo pesquisador responsável: uma delas é sua e a outra é do pesquisador. Se você não quiser participar isso não vai atrapalhar ou interferir no seu tratamento neste hospital. Se precisar de outras informações pode ligar, no telefone (16) 981468990 (Tiago Silva Santana)

Informações sobre a Pesquisa

Título: **Avaliação da influência dos parâmetros de avaliação isocinética do quadril**

Pesquisadora Responsável: Tiago Silva Santana

Telefones para Contato: (16) 3602-2216 (Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP),

(16) 98146-8990 (Tiago Silva Santana).

Endereço para contato: Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP - Avenida Bandeirantes, 3900, Bairro Monte Alegre, Ribeirão Preto - SP.

O exame de dinamometria isocinética do quadril serve para medir a força que uma pessoa pode fazer para dobrar e esticar o quadril. Ele é realizado num laboratório do Hospital das Clínicas com um aparelho computadorizado onde o paciente fica deitado e precisa fazer muita força para movimentar as partes do aparelho. Este estudo quer entender se a mudança de postura do paciente ou do aparelho muda o resultado final do exame. Você não terá que se deslocar para outro local e não terá gastos adicionais. Você não receberá pagamento por sua participação.

Caso concorde em participar da pesquisa, a coleta dos seus dados acontecerá em um local privativo. Após a realização de uma entrevista inicial para coleta de algumas informações, iremos agendar um dia e horário para realizarmos a avaliação do seu quadril. Para avalia-lo, você terá que ir até a uma sala reservada especialmente para esse exame no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. O tempo da avaliação prevista é de uma hora. Em primeiro lugar, vamos aplicar uma escala de dor na qual você deve dizer se sente dor no quadril e qual a intensidade da dor, depois vamos aferir a pressão arterial, realizar o aquecimento e familiarizá-lo com o aparelho. A avaliação isocinética será realizada em duas posições e em duas velocidades diferentes, sendo uma mais lenta e outra mais rápida. Primeiramente deitado com a barriga para cima e em seguida deitado de lado. Em ambas as posições, você será fixado no aparelho com faixas do próprio dinamômetro. Durante as avaliações, você realizará os movimentos para levantar/baixar a perna (deitado com a barriga para cima) e os movimentos para abrir/fechar a perna (deitado de lado). Durante ambos os movimentos, você precisará realizar o máximo de força possível para todas as direções durante cinco repetições. Em seguida você terá um descanso de 30 minutos que serão utilizados para realizar alguns testes simples de caminhada. Durante o descanso será aplicado um questionário simples sobre a função do seu quadril. Caso ocorra algum desconforto ou lesão por conta desta avaliação, será comunicado imediatamente à equipe médica para que sejam tomadas as devidas providências e você poderá tratar-se no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto. O exame pode ser realizado com a sua roupa normal, mas será melhor que você traga uma roupa de ginástica, um calção e camiseta, preferencialmente.

Por meio desse documento, solicito ainda sua autorização para consultar, caso possua, seu prontuário com o objetivo de obter informações complementares.

Ao participar deste estudo, você pode não ter qualquer ganho imediato, especialmente se não tiver dor nos quadris, porém será possível avaliar se os músculos que movimentam os quadris estão funcionando adequadamente e, caso tenhamos um desequilíbrio

dessa musculatura que possa causar problemas no futuro, teremos como orientar as formas de prevenção mais adequadas para o seu caso. Este estudo também permitirá entender se a posição do paciente ou do aparelho mudam os resultados do exame.

As suas informações servirão apenas para esta pesquisa e, quando forem divulgadas na forma de artigo científico, não será possível identificá-lo. Todas as providências para que você não sofra riscos estão previstas para garantir a sua segurança. Contudo, você poderá interromper sua participação e sair do estudo, sem nenhum prejuízo para você, no momento em que sentir necessidade. Reitero que você terá garantia de segredo e direito de retirar o seu consentimento a qualquer tempo, sem penalidade alguma. Ainda, você receberá uma via deste documento assinado pelo pesquisador responsável pela pesquisa. Estou à disposição para esclarecimentos em qualquer momento do estudo. Informo que essa pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP-HCFMRP) que tem a finalidade de proteger eticamente os participantes de pesquisas

Consentimento da participação da pessoa como sujeito da pesquisa

Eu, _____, abaixo assinado, concordo em participar do estudo: **Avaliação da influência dos parâmetros de avaliação isocinética do quadril**, sob a responsabilidade de Tiago Silva Santana (Pesquisador), como sujeito voluntário (a). Fui devidamente informado e esclarecido sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem qualquer penalidade ou prejuízo para a continuidade do meu tratamento no hospital. Recebi uma via assinada deste documento.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de 20____.

Assinatura

Tiago Silva Santana - Pesquisador

Em caso de necessidade você poderá entrar em contato com:

Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP

Endereço: Av. Bandeirantes, 3900 Bairro: Vila Monte Alegre Ribeirão Preto/SP

CEP: 14.040-902

Telefone: (16) 3602-2513

E-mail: fatima@fmrp.usp.br

Horário de funcionamento: segunda à sexta, das 8h às 17h.

APÊNDICE B – Ficha de avaliação

Identificação:

FICHA DE AVALIAÇÃO

DATA: / /

PROFISSÃO: IDADE: ESCOLARIDADE: SEXO: ()M ()F

PESO: ALTURA: IMC: MEMBRO DOMIN: ()D ()E

HISTÓRIA DE LESÃO NO QUADRIL: ()S ()N

APRESENTA LESÃO CONENITA OU EM DESENVOLVIMENTO NO QUADRIL: ()S ()N

QUAL: _____

APRESENTA ALGUM DESSES DIAGNÓSTICOS, SINTOMAS OU MEDICAÇÃO: ()NÃO

()CANCRO ()ARTRITE REUMATÓIDE ()DOENÇAS ENDÓCRINAS

()EPILEPSIA ()DOENÇA DE PARKINSON ()DOENÇA VASCULAR CEREBRAL

()POLINEUROPATIA ()DOENÇA NEUROMUSCULAR ()ATEROSCLEROSE EM MMII

()CIRURGIA PRÉVIA ()VOLTA DOLOROSA ()USO DE MEDICAÇÃO CORTICOSTERÓIDE

()OA DOLOROSO DE JOELHO ()DOENÇA CARDIOVASCULAR DEBILITANTE, MESMO COM MEDICAÇÃO

()DOENÇA CARDIOVASCULAR DEBILITANTE, MESMO COM MEDICAÇÃO

APÊNDICE C – Projeto piloto

Universidade de São Paulo

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor

Avaliação da influência dos parâmetros de avaliação isocinética do quadril: Projeto piloto

Pós-graduando: Tiago Silva Santana

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Riberto

Ribeirão Preto

2014

1-INTRODUÇÃO

A avaliação muscular pelo dinamômetro isocinético é considerada segura, reconhecida como o padrão ouro da avaliação de força muscular em exercícios de cadeia cinética aberta. No entanto, devido ao escasso número de publicações desta ferramenta na articulação do quadril, não há um posicionamento padrão para realização da avaliação desta articulação, podendo levar ao erro de medição do desempenho muscular, principalmente pela alteração do eixo do dinamômetro. Portanto, o objetivo desta pesquisa será analisar a influencia dos parâmetros de avaliação isocinética na articulação do quadril em indivíduos saudáveis.

2-METODOLOGIA

O estudo será do tipo transversal, tendo como amostra 3 indivíduos saudáveis, totalizando 6 quadris saudáveis, todos do sexo masculino. Será realizada avaliação por meio do dinamômetro isocinético para os movimentos de flexo-extensão e adução-abdução do quadril em duas etapas, onde a primeira será posicionado o eixo do dinamômetro no trocânter maior para ambos os movimentos e na segunda etapa, o eixo será posicionado 3 centímetros cranial para a avaliação de flexo-extensão e na interseção da linha formada entre a espinha ilíaca pósterio-superior e o centro da linha poplítea e a linha formada entre os trocânteres. Esta pesquisa se justifica devido à escassa publicação científica sobre articulação do quadril com a avaliação no dinamômetro isocinético e pelo suposto erro no desempenho muscular com possíveis mudanças no posicionamento do eixo deste aparelho.

3. RESULTADOS

Tabela 1: Dados gerais dos voluntários.

	Idade	Altura	Peso	Sexo	M.Dom.	M.Acom.
1	21	1,94	92	M	D	N
2	22	1,8	88	M	E	N
3	23	1,75	73	M	D	N

Tabela 2: Isocinético 60°

	Eixo 1			Eixo 2		
	PT	TRAB	POT	PT	TRAB	POT
Flexão	166,2±20,8	668,8±105,3	120,8±15,7	165,9±16,3	725,6±65,1	120,2±15
Extensão	189,9±20,8	620,3±96,2	118,5±20,4	233,5±39,1	947,5±267,5	152,3±32,4
Abdução	86,7±18,9	183,6±48,4	46,2±11,1	115,2±19,5	185,2±42,9	56,9±10,6
Adução	113,9±17,9	166,6±38,6	40,7±10,9	128,9±12,2	144,2±85,9	39,7±23,5

Tabela 3: Isocinético 120°

	Eixo 1			Eixo 2		
	PT	TRAB	POT	PT	TRAB	POT
Flexão	164,1±9,09	625,5±117,3	231,7±19,6	159,9±17,8	682±94	237±20,8
Extensão	162±34,3	512,8±176	192,2±34,4	208,6	816,2±176,2	294,5±95,8
Abdução	104,7±27,1	165,7±36,3	76,4±22,7	135,8±27,5	181,2±49,3	97,4±24,7
Adução	100,2±32,6	95,1±41,5	43,3±21,1	140±29,5	113,5±78,8	54,9±33,5

REFERÊNCIAS

CARR, G. Biomecânica dos esportes. Um guia prático. São Paulo: Manole, 1998. DONSKOI;
 HAY, J.G. The biomechanics of sports techniques. 4 ed. New Jersey: Prentice Hall, 1993.
 ZATSIORSKI, V.M. Biomecánica de los ejercicios físicos. Cuba: Libro, 1988