

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO
MOVIMENTO HUMANO

Efeitos de um programa de tratamento para a musculatura do quadril sobre as respostas funcionais na reabilitação de atletas submetidos à cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior

Sergio Henrique Borin

2017

TESE DE DOUTORADO

SERGIO HENRIQUE BORIN

**EFEITOS DE UM PROGRAMA DE
TRATAMENTO PARA A MUSCULATURA DO
QUADRIL SOBRE AS RESPOSTAS
FUNCIONAIS NA REABILITAÇÃO DE ATLETAS
SUBMETIDOS À CIRURGIA DE
RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO
ANTERIOR**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, da Universidade Metodista de Piracicaba, para obtenção do Título de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

Orientadora: Profa. Dra. Marlene Aparecida Moreno

PIRACICABA
2017

Ficha Catalográfica elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UNIMEP
Bibliotecária: Marjory Harumi Barbosa Hito. CRB-8/9128.

<p>B734e Borin, Sergio Henrique Efeitos de um programa de tratamento para a musculatura do quadril sobre as respostas funcionais na reabilitação de atletas submetidos à cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior / Sergio Henrique Borin. – 2017. 48 f. : il. ; 30 cm</p> <p>Orientadora: Profa. Dra. Marlene Aparecida Moreno Tese (doutorado) – Universidade Metodista de Piracicaba, Ciências do Movimento Humano, Piracicaba, 2017.</p> <p>1. Atletismo. 2. Ligamento Cruzado Anterior. I. Moreno, Marlene Aparecida. II. Título.</p> <p>CDU – 796.42</p>

**EFEITOS DE UM PROGRAMA DE TRATAMENTO PARA A
MUSCULATURA DO QUADRIL SOBRE AS RESPOSTAS
FUNCIONAIS NA REABILITAÇÃO DE ATLETAS SUBMETIDOS À
CIRURGIA DE RECONSTRUÇÃO DO LIGAMENTO CRUZADO
ANTERIOR**

SERGIO HENRIQUE BORIM

Tese de Doutorado defendida e aprovada em 28 de junho de 2017, pela Banca Examinadora constituída
pelos Professores:


Prof. Dra. Marlene Aparecida Moreno - UNIMEP
Presidente e Orientadora


Prof. Dr. Jair Rodrigues Garcia Júnior - UNOESTE


Prof. Dra. Karine Jacon Sarro - UNICAMP


Prof. Dr. Carlos Alberto Silva - UNIMEP


Prof. Dr. Marcial Zanelli de Souza - UNIMEP

DEDICATÓRIA

- A Deus que sempre me deu saúde e a alegria de viver
 - Aos meus avôs João e Irma (*in memorian*)
- Aos meus pais Hormindo Borin e Ignez Destro Borin, que nunca mediram esforços para me dar a melhor educação.
- A minha filha Julia Marques Borin, razão do meu viver.
- Em especial a Marcella Damas Rodrigues (*in memorian*).

AGRADECIMENTOS

Aos meus irmãos Izabel, Regina e João, pelo incentivo e força que me deram, e ainda continuam mimando o irmão caçula. Amo vocês.

Aos meus sobrinhos Thiago, Viviane, Jorge, Pedro, Natália e Nicole, obrigado.

Agradecimento mais que especial a minha querida orientadora Profa. Dra. Marlene A. Moreno, que foi amiga, colega e uma “mãe” nesse trabalho. Marlene, eu nem sei como te agradecer por tudo que fez por mim e faz a todos os seus orientandos. Você é uma pessoa iluminada. Que Deus te dê sempre muita saúde, paz e Harmonia.

Aos meus colegas de doutorado Bruno, Gustavo, Márcio e Pamella, que me ajudaram nas coletas e sempre estiveram juntos, independente da hora e do dia. Sem vocês seria impossível a conclusão desse trabalho. Por isso, obrigado de coração.

A Profa. Rosemeire Wagner, que me auxiliou na correção das normas e técnicas do trabalho.

Aos atletas das equipes de futebol do XV de novembro de Piracicaba, masculino e feminino e as equipes de handebol e basquetebol, masculino e feminino, meu muito obrigado por aceitarem participar como voluntários dessa pesquisa.

Ao Esporte Clube XV de Novembro de Piracicaba, em especial aos dois Presidentes Rodrigo Boaventura e Celso Cristofolletti, que sempre me incentivaram e permitiram que o trabalho fosse executado dentro das dependências do clube.

A Secretaria de Esportes, Lazer e Atividades Motoras (SELAM) da Prefeitura Municipal de Piracicaba, na pessoa do Sr. Jhonny Godoy, meu muito obrigado pelo incentivo.

A Banca Examinadora: Profs. Drs. Jair, Marcial, Carlos e Karine, meu muito obrigado, primeiro por aceitar o convite de participar da banca, e segundo pelas grandes contribuições e ensinamentos que enriqueceram ainda mais essa tese.

Aos professores do curso de graduação em Fisioterapia da UNIMEP, em especial ao meu amigo Carlos A. Fornasari, aos professores do PPG em Ciências do Movimento Humano da UNIMEP e aos colegas coordenadores da FACIS, muito obrigado pelo incentivo.

A Universidade Metodista de Piracicaba, que sempre apoiou a capacitação docente e que permitiu, através de bolsa de estudos, a realização desse doutorado.

***“Aqueles que têm um grande autocontrole,
ou que estão totalmente absortos no trabalho, falam pouco.
Palavra e ação juntas não andam bem.
Repare na natureza: trabalha continuamente, mas em silêncio”.***

Mahatma Gandhi

RESUMO

Introdução: o aumento do valgo dinâmico do joelho pode estar relacionado com o aparecimento de lesões dos membros inferiores em atletas, como ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA), dentre outras. Isso, muitas vezes, se deve a redução da força dos músculos da articulação do quadril, que altera padrões funcionais da articulação do joelho no plano frontal. Contudo, pouco se sabe se um trabalho específico enfatizando o trabalho dos músculos abdutores de quadril aplicados em atletas pós reconstrução do LCA pode minimizar as alterações de padrões funcionais encontrados na mecânica do gesto esportivo. **Objetivo:** avaliar os efeitos de um programa de tratamento fisioterapêutico específico para a musculatura do quadril sobre as alterações biomecânicas e funcionais de atletas de ambos os gêneros que foram submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA. **Metodologia:** Foram avaliados 26 atletas, das modalidades futebol, basquetebol e handebol, os quais foram divididos em dois grupos: grupo controle (GC, n=10), que participou somente das avaliações e não recebeu nenhuma intervenção terapêutica e grupo tratado (GT, n=16), que participou das avaliações e recebeu a intervenção terapêutica. As avaliações de altura e potência de salto, cinemática e eletromiografia foram realizadas pré e após o período de um programa de tratamento, composto por quatro exercícios com ênfase nos abdutores de quadril, por 12 semanas, com sessões de 45 minutos, três vezes na semana. **Resultados:** após o programa de tratamento, o GT obteve aumento significativo da altura, potência relativa e potência total de salto, diminuição do ângulo do valgo dinâmico tanto no movimento de agachamento como no de salto, e aumento da função muscular do glúteo médio fibras anteriores, médias e posteriores. Já o GC não apresentou diferença significativa para nenhuma das variáveis. **Conclusão:** um programa de tratamento fisioterapêutico específico para a musculatura do quadril em atletas, pós reconstrução de LCA, que apresentavam valgo dinâmico, promoveu adaptações benéficas sobre a altura e potência de salto, sobre o ângulo do valgo dinâmico e atividade mioelétrica do glúteo médio, sugerindo que o tratamento proposto nesse estudo, pode ser uma estratégia terapêutica importante a ser incorporada aos programas de reabilitação desta população.

Palavras chave: Atletas, Ligamento Cruzado Anterior, Intervenções Terapêuticas.

ABSTRACT

Introduction: the increase of dynamic knee valgus may be related to the appearance of lower limb injuries in athletes, such as rupture of the anterior cruciate ligament (ACL), among others. This is often due to reduced strength of the hip joint muscles, which changes functional patterns of the knee joint in the frontal plane. However, little is known whether a specific work emphasizing the work of hip abductor muscles applied to post-reconstruction ACL athletes can minimize the changes in functional patterns found in the mechanics of sports management.

Objective: to evaluate the effects of a program of specific physiotherapeutic treatment for the hip abductor muscles in athletes who presented dynamic valgus, of both genders who underwent ACL reconstruction surgery. **Methods:** twenty-six athletes were evaluated: soccer, basketball and handball, divided into two groups: control group (GC, n = 10), who participated only in the evaluations and received no therapeutic intervention and treated group (GT, n = 16), who participated in the evaluations and received the therapeutic intervention. The evaluations of EMG, cinemetry and power of jump were performed pre-therapy and the second after the period of a treatment program, composed of four exercises with emphasis on the hip abductors, of which only the athletes of the GT performed the exercises, for 12 weeks, with sessions of 45 minutes, three times a week. **Results:** after the treatment program, the GT obtained a significant increase in height and jumping power, decrease in dynamic valgus and increase in the gluteus medius muscle function, anterior, middle and posterior fibers. The CG did not present a significant difference for any of the variables. **Conclusion:** that a program of specific physiotherapeutic treatment for the hip musculature in athletes, after ACL reconstruction, that presented dynamic valgus, promoted beneficial adaptations on the height and jump power, on the angle of the dynamic valgus and activity gluteus medial myoelectric, suggesting that the treatment proposed in this study may be an important therapeutic strategy to be incorporated into the rehabilitation programs of this population.

Key words: Athletes, Anterior Cruciate Ligament, Therapeutic Interventions.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2. OBJETIVOS	18
2.1. Objetivo geral	18
2.2. Objetivos específicos.....	18
3. MATERIAL E MÉTODOS	19
3.1. Desenho do estudo e aspectos éticos	19
3.2. Cálculo amostral e cegamento	19
3.3. Amostra.....	19
3.4. Local da pesquisa	23
3.5. Procedimentos experimentais	23
3.6. Avaliações	23
3.6.1. Avaliação dos sinais vitais	23
3.6.2. Avaliação da altura e potência do salto vertical.....	24
3.6.3. Avaliação do ângulo do valgo dinâmico de projeção frontal do joelho (APFJ).....	24
3.6.4. Análise eletromiográfica dos músculos abdutores de quadril	26
3.7. Protocolo de tratamento fisioterapeutico.....	27
3.8. Análise Estatística	29
4. RESULTADOS	29
5. DISCUSSÃO	34
6. CONCLUSÕES	41
7. REFERÊNCIAS	42

Lista de Abreviaturas

LCA	Ligamento cruzado anterior
SFP	Síndrome fêmuropatelar
LCM	Ligamento colateral medial
GM	Glúteo médio
SDFP	Disfunção fêmuropatelar
GC	Grupo controle
GT	Grupo tratado
PA	Pressão arterial
FC	Frequência cardíaca
CJM	<i>Counter movement jump</i>
APFJ	Avaliação do valgo dinâmico da projeção frontal de joelho
VJ1	Análise agachamento
VJ2	Análise saltos
EMG	Eletromiografia
PT	Potência
TT	Total
GA	Glúteo médio fibras anteriores
GM	Glúteo médio fibras médias
GP	Glúteo médio fibras posteriores
rel	Relativa
TE	Tamanho do efeito

1. INTRODUÇÃO

A incidência de lesões nos membros inferiores (MMII) durante a prática de esportes como voleibol, basquetebol e futebol é alta, e as regiões frequentemente mais acometidas são o joelho e tornozelo (MANGUINE et al., 2008; FARSHAD et al., 2011). Lesões como síndrome fêmuropatelar (SFP), tendinopatia patelar e ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) são as que apresentam maior tempo de afastamento da prática esportiva e requerem maior tempo para recuperação em relação às lesões de tornozelo, da coluna vertebral, quadril e músculos posteriores de coxa (OCHIAI et al., 2011).

As lesões do LCA estão entre as mais graves na prática desportiva, principalmente em esportes que exijam frequentemente movimentos rotativos, de aceleração-desaceleração e paragens rápidas sobre a articulação do joelho. A ruptura do LCA altera a cinemática do joelho e, muitas vezes, resulta em instabilidade com incapacidade funcional e dor. A abordagem terapêutica pode ser conservadora ou cirúrgica, dependendo de vários aspectos e é um desafio para os profissionais da área da saúde, devendo incluir a avaliação de fatores individuais, como o tempo de lesão, o nível de atividade física do atleta, instabilidade articular, além de fatores técnicos, econômicos e do sistema de saúde, sem esquecer, a futura qualidade de vida (FARSHAD et al., 2011).

Um maior gasto financeiro está envolvido no tratamento das lesões do joelho, sendo que a do LCA gera um custo estimado de aproximadamente U\$17.000,00 por atleta (ARNEJA e LEITH, 2009). A alta ocorrência de lesões nessa articulação parece estar relacionada com as demandas sobre o sistema musculoesquelético, produzidas pelo esporte. Aproximadamente 63% das lesões no joelho ocorrem durante o movimento de impulsão e aterrissagem do salto vertical no voleibol e 43% no basquetebol (COLLETTE et al., 2012).

Independentemente da abordagem usada, não existe consenso acerca do melhor tratamento, com estudos a documentarem melhores resultados clínicos obtidos com tratamento cirúrgico e outros com tratamento conservador, o que pode estar relacionado com a ausência de um método ou conjunto de métodos padronizados para realizar a avaliação dos resultados do tratamento realizado (FARSHAD et al., 2011).

Existem *scores* que permitem avaliar a função, os sintomas e a qualidade de vida dos pacientes que foram submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA e finalizaram o tratamento de reabilitação; contudo para avaliar os resultados positivos ou negativos destes, não se deve considerar só a qualidade de vida e a sintomatologia, mas também a laxidez articular, que assume grande importância na avaliação pós tratamento (AHLDÉN et al., 2012).

Um dos fatores que pode contribuir para as lesões na articulação do joelho é a incapacidade do atleta em manter um bom alinhamento dinâmico entre os segmentos corporais dos MMII, nos planos frontal e transversal durante a prática esportiva (COLOMBET et al., 2012; MUSAHL et al., 2012). Essas alterações funcionais são descritas e conhecidas há muito tempo. Hewett et al., desde 2002 já demonstravam em seu estudo que a presença de valgismo dinâmico de joelho é um importante preditor para ruptura do LCA em atletas.

O valgo dinâmico do joelho é descrito como uma alteração do controle neuromuscular do membro inferior, criando um vetor de força lateral da patela, aumentando também as cargas compressivas da face lateral da patela, bem como no côndilo femoral lateral (POWERS, 2010). Essa alteração de alinhamento dinâmico também impõe forças rotacionais e de cisalhamento na articulação do joelho, e gera um aumento da sobrecarga no LCA (KURODA et al., 2012). A presença do valgismo pode alterar dinamicamente o alinhamento do joelho, causando alterações biomecânicas e funcionais importantes, ocasionando um estresse no LCA (AHLDÉN et al., 2012).

Hewett et al. (2005) descreveram que o valgo dinâmico, no plano frontal, exige um equilíbrio das forças que atuam sobre a tíbia e a força de contato articular. Porém, essa alteração funcional desencadeia uma força mediana resultante entre o quadríceps e os isquiotibiais, aumentando assim a sobrecarga no LCA. Quando há um aumento do valgo dinâmico, a tíbia desloca-se para o compartimento lateral. O equilíbrio do movimento do fêmur em relação ao contato da tíbia mostra que tanto a força média do quadríceps quanto dos isquiotibiais auxilia o LCA e o ligamento colateral medial (LCM) e estabiliza a articulação contra carga de valgo dinâmico. Assim, com o aumento do valgo dinâmico pode ocorrer redução das forças musculares, um afastamento angular entre côndilo femoral medial e platô tibial, causando, estresse nos ligamentos.

A presença do valgismo durante os movimentos dos MMII pode também, alterar dinamicamente o alinhamento da patela, o que pode aumentar a sobrecarga em estruturas como os retináculos patelares, cartilagem articular e coxim adiposo, predispondo o desenvolvimento de dor anterior no joelho (LOPOMO et al., 2012). Além disso, o padrão de movimento incorreto e, conseqüentemente, a alteração do alinhamento da patela pode promover aumento das forças de cisalhamento no tendão patelar, favorecendo o surgimento de tendinopatias patelares (BELDAME et al., 2012). Portanto, alterações dinâmicas da articulação do joelho associadas à demanda complexa envolvida em esportes como vôlei, basquete e futebol parecem aumentar a carga imposta sobre o sistema musculoesquelético do atleta, contribuindo para o desenvolvimento de vários tipos de lesões e disfunções na articulação do joelho (LOPOMO et al., 2012).

O valgismo dinâmico, bem como o aparecimento de lesões fêmuropatelares e fêmurotibiais estão relacionados com a fraqueza dos músculos abdutores e rotadores laterais de quadril. A adução femoral excessiva durante atividades dinâmicas pode ocorrer devido à falta de ativação das fibras dos músculos abdutores do quadril, em particular o glúteo médio (GM) (CONNELLY et al., 2006).

Quesnel et al. (1995), explicam em seu artigo a balança de Pauwels e coloca a importância do GM para a estabilização do quadril; assim como Russell et al. (2006) que também demonstram a importância do GM para a estabilização da pelve e conseqüente manutenção da cinemática do joelho.

A adução e a rotação medial do fêmur durante as atividades funcionais produzem um aumento no ângulo Q, levando a um aumento do valgo dinâmico do joelho (POWERS, 2010), sendo que o principal papel do GM é estabilizar a pelve e controlar o movimento do fêmur durante o movimento dinâmico dos MMII (SCHMITZ et al., 2009). Um atraso no tempo de início de ativação ou a diminuição na duração da atividade eletromiográfica (EMG) do GM pode provocar um excesso de adução e rotação medial do fêmur, aumentando o estresse na articulação do joelho (CLAIBORNE et al., 2006).

A fraqueza deste músculo acarreta a queda da pelve contralateral, aumento da rotação interna e adução do fêmur ipsilateral, acarretando o valgo dinâmico (SCHMITZ et al., 2008). Durante movimentos funcionais como descer degraus, ou mesmo a realização de saltos verticais, o aparecimento do valgo dinâmico provavelmente esteja relacionado a um desequilíbrio de força muscular, falta de

coordenação e habilidades motoras, o que acarreta em um mau alinhamento anatômico e alteração na função artrocinemática dos MMII (SCHMITZ et al., 2009).

A fraqueza dos músculos abdutores do quadril também tem sido objeto de estudo como fator predisponente de patologias de joelho. Prins e Wurff (2009) encontraram em mulheres com disfunção fêmuropatelar (SDFP), déficits de força dos abdutores de quadril que variavam entre 21-29% menores quando comparadas a mulheres sem SDPF. Os autores inferem que a capacidade dos músculos do quadril de controlar o excessivo valgo dinâmico de joelho depende da sua capacidade de recrutamento e ativação muscular. Também outros fatores que modifiquem o braço de alavanca do membro inferior podem alterar a capacidade dos músculos do quadril de gerar torque, produzindo assim, o aumento do valgo dinâmico (NYLAND et al., 2004).

O GM é um músculo do quadril constituído por três partes distintas: anterior, média e posterior e está ligado a toda a extensão da crista ilíaca, externamente ao ílio formando um amplo tendão que se insere no trocânter do fêmur (CONNELLY et al., 2006). Herrington e Munro (2010) demonstram em seus estudos que as fibras posteriores do GM são rotadores laterais do quadril e as fibras anteriores são rotadores mediais secundários do quadril. Contudo, há muita controvérsia na literatura que discutem se o GM fibras posteriores é ativado principalmente durante a rotação medial ou na rotação lateral (EKSTROM et al., 2007).

Ireland et al. (2003), observaram fraqueza significativa na abdução do quadril e rotação lateral de mulheres com dor femuropatelar em comparação com um grupo controle similar, sendo esta fraqueza atribuída à disfunção no GM. Almeida et. al. (2016) não encontraram alterações funcionais e biomecânicas do joelho, como aumento do valgo dinâmico ou aumento do ângulo Q, em mulheres com disfunção femuropatelar. Contudo, Earl (2005) realizou um trabalho com eletromiografia na contração isométrica de abdução de quadril nas três porções do GM e observou maior ativação das fibras posteriores, combinando a abdução com rotação medial. Piva et al. (2009) também reportam em seu estudo que o GM realiza rotação medial do fêmur, auxiliando na diminuição do valgo dinâmico do joelho.

Com relação ao padrão eletromiográfico e os posicionamentos em rotação medial ou lateral, Ayotte et al. (2007) analisaram a atividade muscular do GM pela eletromiografia e demonstraram haver homogeneidade das três porções desse músculo durante uma variedade de exercícios de reabilitação. Contudo, esses

estudos utilizaram apenas um canal para captação da atividade eletromiográfica. Já o estudo de O'Sullivan et al. (2010) demonstrou que no movimento de abdução com rotação lateral houve maior recrutamento das fibras posteriores do GM, diminuindo a anteriorização do fêmur, conseqüentemente minimizando o valgo dinâmico de joelho.

Com isso, uma abordagem clínica para minimizar as disfunções dos músculos do quadril, como a do GM, pode melhorar significativamente o valgo dinâmico, ajudar a prevenir lesões, melhorar o desempenho atlético e conseqüentemente, reduzir a dor (SNYDER et al., 2009). Entretanto, como observado, há controvérsia na literatura quanto ao fato de que se os exercícios de rotação lateral com abdução de quadril minimizam a rotação medial do fêmur, e, conseqüentemente, o valgo dinâmico.

Em relação ao valgo dinâmico após cirurgia de reconstrução do LCA, existem poucos estudos, e entre esses, os resultados são conflitantes (MEREDICK et al., 2008; TSAROUHAS et al., 2010; HEMMERICH et al., 2011). Um fator que pode contribuir para os padrões funcionais alterados do joelho após a reconstrução do LCA é que a maioria das cirurgias se concentra principalmente no reestabelecimento da translação anteroposterior, enquanto que o LCA nativo não apenas controla a translação anteroposterior, mas também a rotação medial e lateral do joelho (WEBSTER e FELLER, 2011). Outros estudos também demonstraram alterações no valgo dinâmico de joelhos submetidos a reconstrução de LCA, como os de Georgoulis et al. (2003) e Gao e Zheng (2010) que avaliaram a marcha e relataram aumento significativo na rotação tibial interna.

Neste sentido, a hipótese do presente estudo foi de que atletas que foram submetidos à cirurgia de reconstrução de LCA, realizaram tratamento fisioterapêutico e obtiveram alta para exercer suas atividades esportivas há mais de seis meses e mesmo assim ainda apresentavam valgo dinâmico no joelho, se submetidos a um tratamento com ênfase na musculatura abduutora e rotadora lateral do quadril, poderiam minimizar o valgo dinâmico, melhorando assim a capacidade funcional do membro inferior.

2. OBJETIVOS

2.1. Objetivo geral

Avaliar os efeitos de um programa de tratamento fisioterapêutico específico para a musculatura do quadril sobre as alterações biomecânicas e funcionais de atletas de ambos os gêneros que foram submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA.

2.2. Objetivos específicos

Avaliar os efeitos de um programa de tratamento fisioterapêutico específico para a musculatura do quadril, de atletas de ambos os gêneros que foram submetidos à cirurgia de reconstrução do LCA, sobre:

- Altura de salto
- Potência relativa e total de salto
- Ângulo do valgo dinâmico
- Atividade mioelétrica do glúteo médio

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Desenho do estudo e aspectos éticos

Trata-se de um estudo primário, intervencional, longitudinal, controlado, não aleatorizado e cego.

Seguiu as recomendações para pesquisa experimental com seres humanos (Resolução 466/12 do CNS), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP, sob parecer 47/2014 (Anexo 1). Foram estudados voluntários que aceitaram participar do referido estudo e que assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

3.2. Cálculo amostral e cegamento

O cálculo amostral foi realizado a partir dos resultados de um estudo piloto, por meio do software Graph Pad Stat Mate, versão 1.01, com significância de 5% e um poder de teste de 80%. Este foi baseado nos desvios-padrão do ângulo do joelho medido no agachamento e no salto, e como resultado, obteve-se a sugestão de 16 sujeitos em cada grupo estudado.

Todos os sujeitos participaram do estudo de forma cega, assim não tinham conhecimento das condutas a que o outro grupo foi submetido. Todos os dados foram analisados por um avaliador cegado, sem conhecimento a qual grupo os sujeitos pertenciam e que não participou de nenhuma etapa do protocolo experimental.

3.3. Amostra

Inicialmente foram selecionados 43 atletas da modalidade futebol, basquetebol e handebol, de ambos os gêneros, fisicamente ativos, submetidos à intervenção cirúrgica de reconstrução do LCA, que realizaram o tratamento

fisioterapêutico convencional e estavam realizando suas atividades esportivas normalmente, sem restrição física.

Adotou-se como critérios de elegibilidade, atletas submetidos a reconstrução por ligamentoplastia do LCA pela técnica do semitendíneo/grácil, com valgo dinâmico de no mínimo 15 graus. Todos os atletas foram avaliados por podoscopia e avaliação postural, excluindo-se os voluntários que apresentavam alterações como pé pronado, supinado, plano ou cavo, calcâneo valgo ou varo, e tibia vara ou valga. Também realizou-se o Teste de Craig para identificar a presença de anteversão do colo femoral.

Com essas avaliações, foram excluídos 15 atletas, ficando 28 aptos para o estudo (Figura 1). Esses 28 atletas (idade entre 18 e 30 anos) foram divididos em dois grupos, sendo o primeiro grupo constituído por 11 atletas que participaram somente das avaliações e não receberam nenhum tipo de tratamento durante o protocolo experimental, denominado grupo controle (GC, n=11), e outro grupo denominado tratado (GT, n=17), que participou das avaliações, bem como do programa de tratamento específico para a musculatura do quadril. Após o início do protocolo experimental, foram descontinuados dois atletas, sendo o estudo finalizado com um número de 10 para o GC e 16 para o GT.

Para ambos os grupos, foram adotados os seguintes critérios de inclusão:

- Terem sido submetidos à técnica de reconstrução do LCA pelos enxertos dos tendões do semitendíneo/grácil.
- Terem realizado 100% do tratamento fisioterapêutico convencional da reconstrução do LCA e já estarem praticando suas atividades esportivas por no mínimo seis meses após finalização do tratamento.
- Não apresentarem ou terem sido acometidos por lesões osteomioarticulares pós retorno as atividades, nos seis meses que precedia o protocolo experimental.
- Não apresentarem doenças metabólicas, cardíacas e doenças degenerativas.

- Não serem tabagistas.
- Não fazerem uso de medicamentos que interferissem nas variáveis estudadas, como antiinflamatórios e/ou analgésico, descongestionante nasal, medicamentos para cefaléia, etc.
- Não apresentassem alterações no pé e pelve.

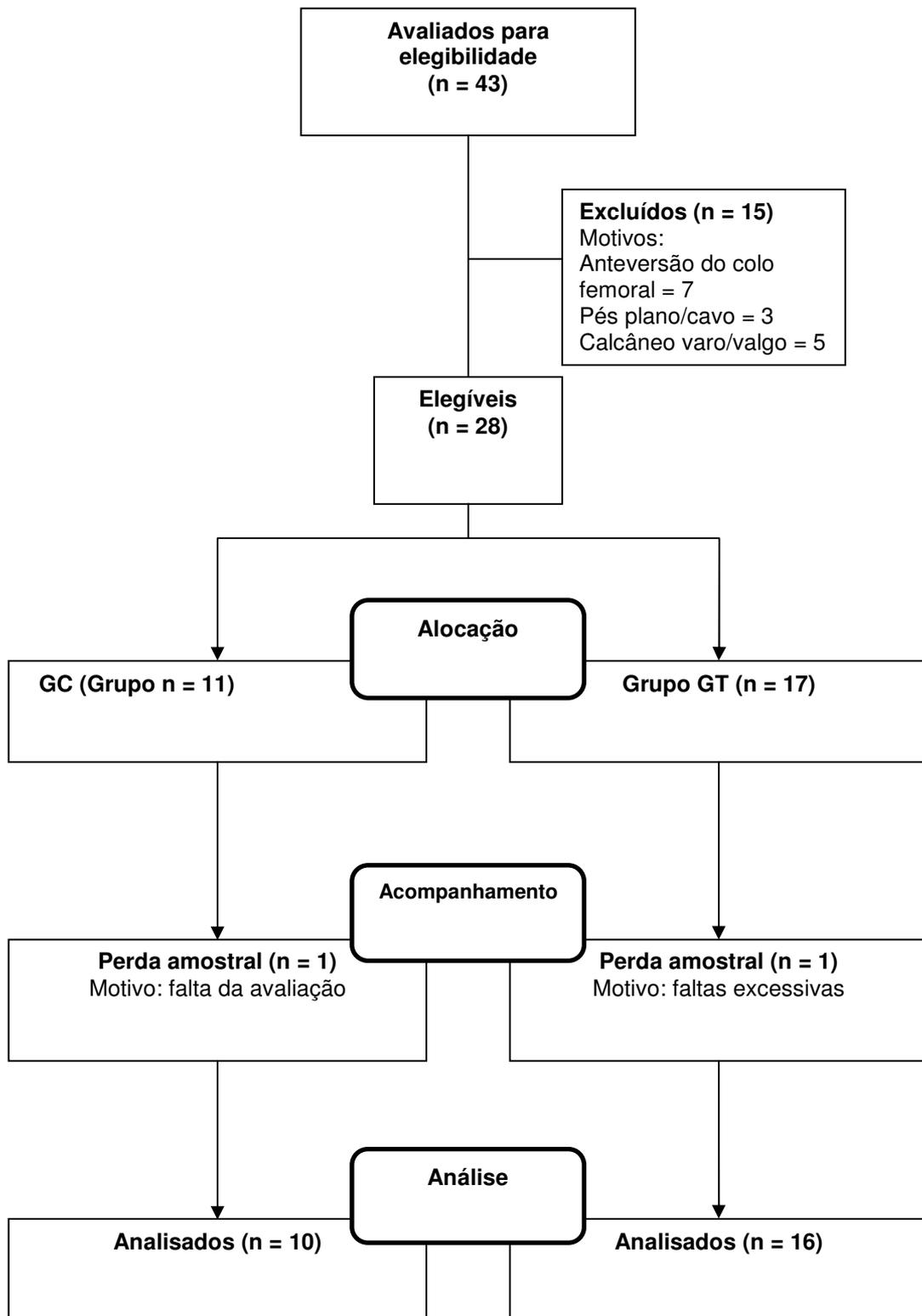


Figura 1: Fluxograma do estudo.

3.4. Local da pesquisa

Avaliações

As avaliações de eletromiografia, plataforma de contato e cinemetria foram realizadas no Laboratório de Avaliação e Intervenção Aplicadas ao Sistema Cardiorrespiratório, Laboratório de Recursos Terapêuticos e Laboratório de *Performance* Humana do Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano, Campus Taquaral/UNIMEP.

Todo o protocolo de avaliações foi realizado em sala climatizada artificialmente, de forma que a temperatura e umidade relativa do ar variassem entre 22 a 24°C e de 40 a 60%, respectivamente. As medidas de umidade relativa do ar e temperatura foram obtidas por meio de um termo-higrômetro (INSTRUTHERM[®], São Paulo, SP, Brasil). O controle e manutenção da temperatura e da umidade relativa do ar foi realizado por um aparelho de ar condicionado e um umidificador e purificador de ambiente.

3.5. Procedimentos experimentais

Todos os voluntários do estudo foram submetidos a duas avaliações, sendo a primeira na pré terapia e a segunda após o período destinado ao programa de tratamento, que teve duração de 12 semanas, com sessões de 45 minutos, três vezes na semana, sempre realizadas no período da tarde.

3.6. Avaliações

3.6.1. Avaliação dos sinais vitais

Os atletas foram familiarizados com o ambiente do laboratório, com os pesquisadores e com o protocolo experimental a que seriam submetidos. Foi

recomendado para o dia prévio ao exame, não realizarem exercícios físicos extenuantes.

Antes do início das medidas, permaneceram em repouso durante aproximadamente dez minutos na posição sentada para estabilização dos sinais vitais, então foram registradas a pressão arterial (PA) e a frequência cardíaca (FC), sendo verificado se as mesmas se encontravam dentro dos valores de normalidade para o início do experimento.

3.6.2. Avaliação da altura e potência do salto vertical

Para avaliação da força explosiva de membros inferiores utilizou-se a técnica de *Counter Movement Jump* (CMJ) com auxílio dos braços, conforme protocolo proposto por Bosco (2007), em que o atleta ficou em pé com o tronco ereto e joelhos em extensão a 180°, realizando o salto vertical contra movimento.

A flexão do joelho aconteceu aproximadamente no ângulo de 120°, avaliadas por um goniômetro manual e, ao atingir a angulação o executante fazia o salto, através do comando verbal do avaliador, procurando impulsionar o corpo para o alto e na vertical. Os joelhos permaneceram em extensão durante a fase de vôo. Três tentativas foram realizadas, com intervalo de dez segundos entre as tentativas, sendo considerada a melhor marca para análise dos dados. Para a análise dos saltos, foi utilizada plataforma de contato CEFISE[®], conectada ao sistema para medida de salto *Jump System*[®]. Foram avaliadas potência total, potência relativa e altura do salto. Para medida do ângulo do joelho foi utilizado um goniômetro manual da Marca Carci[®]

Antes do início da avaliação, os atletas realizaram um aquecimento em bicicleta ergométrica, sem carga, numa velocidade de 5km/h, por 5 minutos, de acordo com protocolo de Yapicioglu et al. (2013).

3.6.3. Avaliação do ângulo do valgo dinâmico de projeção frontal do joelho (APFJ)

O alinhamento da tíbia-antepé (SFA) foi determinado para descartar atletas com pés planos ou cavos (critérios de exclusão). Essa análise foi feita por meio da

análise das fotos pelo software Simi Motion Twinner[®]. O ângulo de alinhamento tíbia-antepé foi definido como sendo o ângulo formado pela linha de bissecção da tíbia e a linha sob a haste posicionada na região metatarsofalangiana, correspondente ao antepé. Essa análise foi realizada em três fotos para se obter a média do ângulo do SFA, para descartar alterações anatômicas ou biomecânicas do pé e antepé.

Para a avaliação do APFJ nas atividades de agachamento (VJ1) e salto (VJ2), foram fixados marcadores reflexivos nas espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), nos epicôndilos medial e lateral do joelho e no ponto médio entre os maléolos medial e lateral do tornozelo (anteriormente). Em seguida, o atleta foi solicitado a realizar um agachamento unipodal (VJ1) até 60° de flexão dos joelhos, conforme proposto por Cleiborne et al. (2006). Essa angulação foi previamente determinada pelo avaliador com um goniômetro manual (Marca Garci[®]) e um suporte de madeira foi posicionado na parede, lateralmente ao sujeito, para ser utilizado como referência para a posição de 60° de flexão de joelho, ao qual ele deveria posicionar o trocanter maior do fêmur (com esfera reflexiva) até o ponto demarcado no suporte. O atleta realizou três agachamentos unipodais, alternando entre os membros inferiores direito e esquerdo, para evitar fadiga. Após cinco minutos de repouso, o atleta foi solicitado a realizar três saltos verticais bipodais e unipodais (VJ2) com as mãos posicionadas na cintura, partindo da mesma posição de 60 graus de flexão de joelho (idem posição e protocolo de determinação do angulo do joelho para o agachamento). Foi dado um intervalo de 30 segundos entre cada um dos saltos. As imagens foram capturadas em 2D, por meio de filmagens com uma câmera digital (Samsung[®], de 5.2 megapixels) e denominadas ângulo de projeção no plano frontal (APPJ) do joelho. A câmera digital foi colocada a uma distância de 2 m da plataforma e na altura do joelho do membro a ser avaliado.

Para a determinação do valgo dinâmico (APFJ), os vídeos referentes aos agachamentos (VJ1) e saltos (VJ2) foram analisados no software Simi Motion Twinner[®]. O APFJ foi definido pela união entre o ponto referente à EIAS, o ponto médio entre os epicôndilos femorais e o ponto médio entre os maléolos. Este ângulo foi medido com o atleta na posição unipodal estática e a 60° de flexão durante o agachamento unipodal. A média de três medidas foi calculada para produzir um valor do APFJ do joelho com ligamentoplastia, para condição estática e para o agachamento.

Na atividade de salto, o APFJ foi analisado no momento da aterrissagem do salto. A aterrissagem foi definida como os dois quadros (frames) após o choque do calcanhar ao solo. As médias de três APFJ de ambas os MMII na aterrissagem do salto foram utilizadas para análise.

3.6.4. Análise eletromiográfica dos músculos abdutores de quadril

Para avaliação da força muscular isométrica voluntária máxima (para normalização do sinal) e do sinal eletromiográfico dos músculos glúteo médio fibras anteriores, médias e posteriores, o atleta foi posicionado em decúbito lateral em uma maca com os membros superiores a frente do corpo. Uma faixa estabilizadora foi utilizada para fixação do tronco, e outra, posicionada cinco centímetros superiormente a interlinha articular do joelho, foi utilizada para limitar a amplitude de movimento de abdução de quadril, e para posicionar a célula de carga (*Kratos*[®]). Antes do início do teste, foi realizado um procedimento de familiarização e em seguida o atleta foi solicitado a realizar contração isométrica máxima dos abdutores de quadril durante 5 segundos. Este procedimento foi realizado três vezes com intervalo de 15 segundos entre cada contração isométrica. Durante o teste foi dado incentivo verbal para garantir que o atleta realizasse a contração máxima. A análise eletromiográfica das porções anterior, média e posterior do glúteo médio foi realizada tanto no movimento de abdução de quadril com membro inferior em rotação neutra (N), como a abdução de quadril com rotação lateral de coxofemural (RL), no membro inferior submetido à cirurgia.

A atividade EMG dos músculos do glúteo médio (fibras anteriores, medias e posteriores) foram registradas continuamente por meio de eletrodos de superfície bipolares passivos de Ag/AgCl (Medi Trace, Kendal, Chicopee, MA, Estados Unidos) posicionados sobre os músculos citados. A colocação dos eletrodos seguiu metodologia descrita por O'Sullivan et al. (2010). A distância inter eletrodos foi de três cm centro a centro. Previamente a colocação dos eletrodos foi realizada tricotomia, abrasão suave da pele com lixa fina e limpeza da pele com álcool 70%.

Para a captação da atividade EMG dos músculos avaliados foi utilizado um eletromiógrafo equipado com um módulo de aquisição de sinais biológicos de quatro canais (*Lynx*[®], da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., São Paulo, SP, Brasil), aos

quais foram conectados os cabos e eletrodos. Esse eletromiógrafo foi calibrado com um ganho de 1000 vezes, filtro passa-alta de 10 Hz, filtro passa-baixa de 500 Hz e filtro *notch* de 60 Hz. Também foi utilizada uma placa conversora analógica-digital (A/D) com faixa de entrada de -5 a +5 volts e resolução de 10 bits (CAD 1026, da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., São Paulo, SP, Brasil) e um *software* específico calibrado com uma frequência de amostragem de 1000 Hz (Aqdados4, da Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda., São Paulo, SP, Brasil). Ao eletromiógrafo foi acoplada uma célula de carga (marca Kratos[®]) para mensuração da força, apenas para normalização dos sinais.

3.7. Protocolo de tratamento fisioterapeutico

O protocolo aplicado foi baseado no de Fukuda et al. (2012), ao utilizar-se de quatro exercícios com o objetivo de ativar e fortalecer os músculos abdutores e rotadores laterais do quadril. Somente aos atletas do GT foram submetidos a 12 semanas de tratamento. Utilizou-se quatro séries de 15 repetições, com intervalo de 30 segundos para os três primeiros exercícios. Para o exercício de numero quatro foram utilizadas quatro séries de 12 repetições, com um minuto de intervalo entre as séries. A orientação era para que a execução do movimento, tanto na fase excêntrica como na fase concêntrica fosse de 1 segundo (1 segundo na fase concêntrica e 1 segundo na fase excêntrica, controlado pelo avaliador).

No primeiro exercício (Figura 2A), o atleta permaneceu em decúbito lateral, realizando a abdução de coxofemoral, com extensão de joelho e pequena rotação lateral de fêmur (10 graus) com uma carga de três kilogramas, colocada na região distal do tornozelo. No segundo exercício (Figura 2B), o atleta em decúbito dorsal, realizou exercícios de rotação lateral de coxofemoral, com o joelho em flexão, apoiado num rolo. A resistência foi dada pelo terapeuta, com auxílio de um elástico, colocado na região distal do tornozelo. No terceiro exercício (Figura 2C), o atleta em pé realizou movimento de abdução de coxofemoral, com extensão de joelho e leve rotação lateral (10 graus) de fêmur. A resistência foi dada por um elástico, colocado na região distal do tornozelo. No quarto exercício (Figura 2D), o atleta realizou um movimento de extensão de coxofemoral, com flexão de joelho, na maquina de

glúteo. A carga imposta era referente a 25% da massa corporal do atleta, seguindo recomendação do protocolo.

Nos três primeiros exercícios, o objetivo foi aumentar o recrutamento das fibras posteriores do glúteo médio. Por isso a utilização de elásticos e caneleiras. No exercício quatro, o objetivo foi o ganho de força muscular, por isso a utilização de determinação da carga por massa corporal. Todo início de semana era avaliada a massa corporal em kg, com o uso de balança antropométrica da marca Fillizola[®], para determinação e reajuste da carga do exercício quatro.

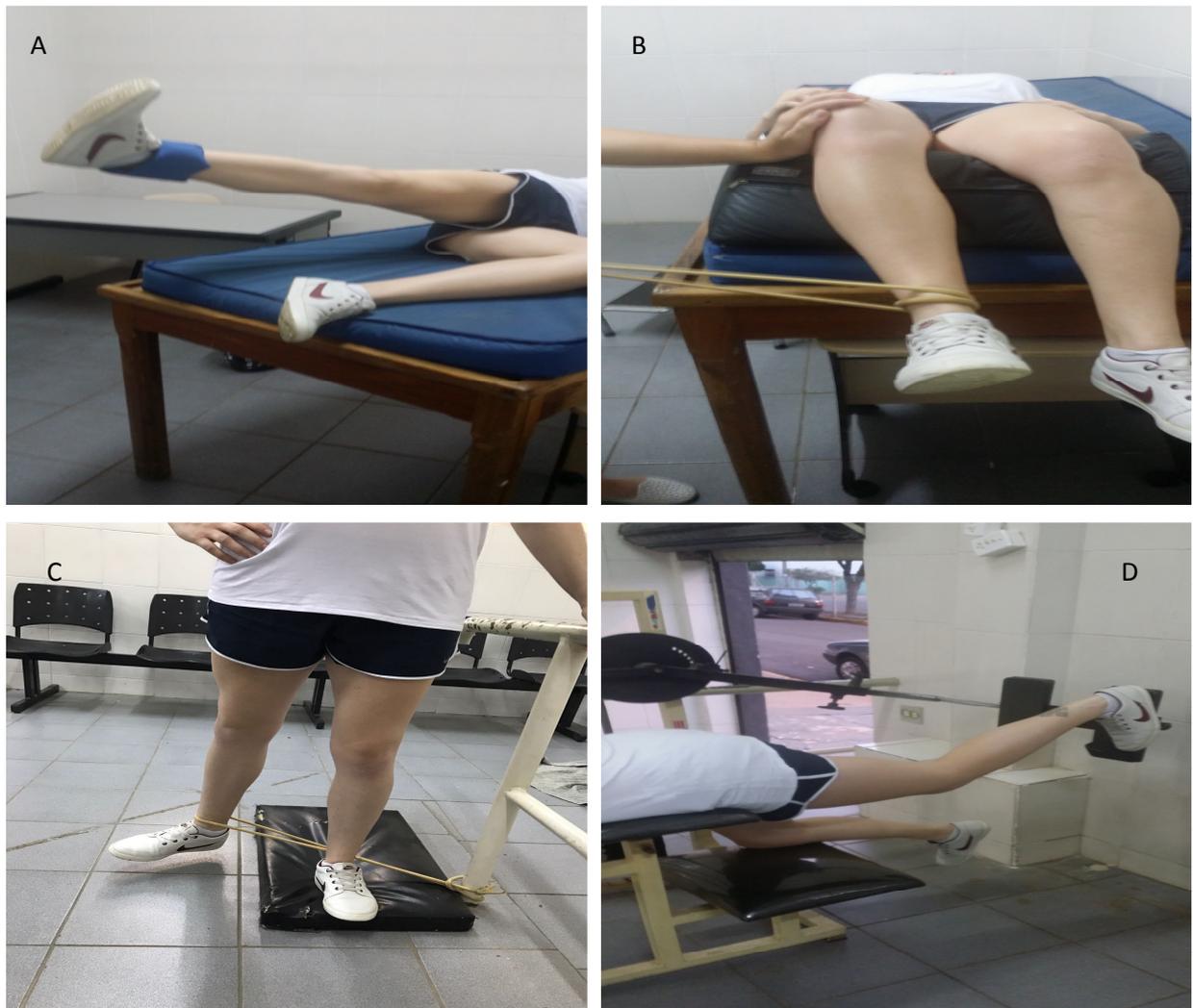


Figura 2: A) Movimento de abdução de coxofemoral, com extensão de joelho e rotação lateral de fêmur com carga; B) Movimento de rotação lateral de coxofemoral, com o joelho em flexão, com resistência; C) Movimento de abdução de coxofemoral, com extensão de joelho e rotação lateral de fêmur, com resistência; D) Movimento de extensão de coxofemoral, com flexão de joelho com carga.

3.8. Análise Estatística

Todos os dados estão apresentados em médias e desvios padrão, sendo adotada a significância de 5%. A análise estatística foi realizada pelo aplicativo GraphPad StatMate, no qual, inicialmente fez-se uma análise descritiva dos dados. Em seguida, foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk para análise da distribuição dos dados. Constatada normalidade, utilizou-se o teste t de *Student* para amostras pareadas (intragrupo) e para amostras não pareadas (intergrupos). Para as variáveis nominais foi utilizado o teste Chi-quadrado.

Além dos testes supra citados, a possível influência do tratamento foi testada utilizando uma medida do efeito (*Effectsized*). Para isso foi utilizado o método *Cohen's d pooled*. Esta análise foi realizada pelo aplicativo "*Effect Size Generator*", versão 2.3 (Swinburne University of Technology, Center for Neuropsychology, Melbourne, Australia). Os resultados foram interpretados de acordo com os propostos Cohen (1988), sendo considerado um valor inferior a 0,3 como pequeno efeito, entre 0,4 e 0,7, médio, e a partir de 0,8 um grande efeito.

4. RESULTADOS

Na Tabela 1 estão apresentados os resultados referentes as características do grupo controle (GC) e do grupo tratado (GT), onde não foram observadas diferenças significativas para nenhuma das variáveis.

Tabela 1. Característica dos grupos estudados. Dados em média e desvio padrão.

Variáveis	Grupo controle (n=10)	Grupo tratado (n=16)	p-valor
Idade (anos)	21,8±1,7	21,8±3,7	0,95
Gênero (H/M)	6/4	12/4	0,53
Massa corporal (kg)	67,2±5,8	66,7±4,4	0,80
Estatura (cm)	173,6±5	172,8±4,8	0,71
IMC (kg/m²)	19±1	18,9±1	0,79
Tempo pós cirurgia (meses)	28,3±16	19,5±15,8	0,18
Tempo de prática esportiva (meses)	43,2±8,3	58,9±24,6	0,06

H: homens; M: mulheres; IMC: índice de massa corporal.

Na Tabela 2 estão apresentados os resultados da comparação intra e intergrupos, nas condições pré e pós-tratamento, da altura, potencia total e potência relativa do salto. Também estão apresentados os resultados referentes ao tamanho do efeito do treinamento. Nesta, pode-se observar que não houve diferença entre os valores pré e pós-intervenção para o GC, para nenhuma das variáveis analisadas. No entanto, para o GT houve aumento significativo para todas as variáveis, com pequeno tamanho de efeito do treinamento. Na comparação intergrupos não foram observadas diferenças.

Tabela 2. Comparação da altura, potência total e potência relativa de salto dos grupos estudados, nas condições pré e pós-tratamento, bem como análise intergrupos e tamanho do efeito. Dados expressos em média e desvio padrão.

	Grupo controle (n=10)		Grupo tratado (n=16)		TE para GT
	Pré	Pós	Pré	Pós	
Altura (cm)	26±5,8	26,2±5,9	27,1±5,6	28,4±5,3*	0,23
PT TT (watts)	3168,1±557,1	3178±544,7	3056,4±560,9	3149,2±549,1*	0,16
PT rel (watts)	38,6±2	38,6±1,9	38,3±3,8	39,1±3,7*	0,21

PT: potência; TT: total; rel: relativa; TE: tamanho do efeito; GT: grupo tratado. *P<0,05: Pós GT vs Pré GT.

Na Tabela 3 estão apresentados os resultados da comparação intra e intergrupos, nas condições pré e pós-tratamento, do ângulo do valgo dinâmico do joelho. Também estão apresentados os resultados referentes ao tamanho do efeito do treinamento. Nesta, pode-se observar que não houve diferença entre os valores pré e pós-intervenção para o GC, para nenhuma das variáveis analisadas. No entanto, para o GT houve melhora para todas as variáveis, com grande tamanho de efeito do treinamento. Na comparação intergrupos, não houve diferença, tanto na condição pré quanto na condição pós.

Tabela 3. Comparação do ângulo do valgo dinâmico do joelho dos grupos estudados, nas condições pré e pós-tratamento, bem como análise intergrupos e tamanho do efeito. Dados expressos em média e desvio padrão.

Graus	Grupo controle (n=10)		Grupo tratado (n=16)		TE para GT
	Pré	Pós	Pré	Pós	
VJ 1	21,4±5,7	21,3±5,4	26±3,3 [†]	15,9±3,5 ^{*#}	2,88
VJ 2	21,4±5,5	21,4±5,6	25,4±3,3 [†]	16,3±3 ^{*#}	2,96

VJ 1: valgo no agachamento; VJ 2: valgo no salto; TE: tamanho do efeito; GT: grupo tratado.
^{*}P<0,05: Pós GT vs Pré GT; [#]P<0,05: Pós GT vs Pós GC.

Na Tabela 4 estão apresentados os resultados da comparação intra e intergrupos, nas condições pré e pós-tratamento, da eletromiografia do glúteo médio fibras anteriores, medias e posteriores, integrada com a eletromiografia de pico, no movimento de abdução de coxofemural em posição neutra (N) e em rotação lateral (RL). Também estão apresentados os resultados referentes ao tamanho do efeito do treinamento. Nesta, observa-se que para o GC não houve diferença significativa na comparação entre as condições pré e pós-tratamento. Já para o GT houve aumento significativo para todas as variáveis, com pequeno a médio tamanho de efeito do treinamento.

Tabela 4. Comparação da IEMG em posição neutra (N) e em rotação lateral (RL) dos grupos estudados, nas condições pré e pós-tratamento, bem como análise intergrupos e tamanho do efeito. Dados expressos em média e desvio padrão.

	Grupo controle (n=10)		Grupo tratado (n=16)		TE para GT
	Pré	Pós	Pré	Pós	
IEMG (μv) N MÉDIA PICO					
GA	16 \pm 1,3	15,9 \pm 1	15,7 \pm 2,2	16,1 \pm 2,1*	0,18
GM	15,9 \pm 1,3	15,8 \pm 1,6	14 \pm 2,6	14,3 \pm 2,6*	0,11
GP	15,9 \pm 1,8	15,8 \pm 1,7	13,9 \pm 2,5 [#]	15,4 \pm 2,4*	0,61
IEMG (μv) RL MÉDIA PICO					
GA	16,2 \pm 0,8	16,2 \pm 0,7	15,6 \pm 2,2	16,2 \pm 2,1*	0,27
GM	16 \pm 0,8	16,1 \pm 0,9	14,1 \pm 2,7 [#]	14,6 \pm 2,4*	0,15
GP	83 \pm 7,7	83,5 \pm 7,4	75,5 \pm 14,3	76,8 \pm 14,2*	0,09

GA: glúteo médio fibras anteriores; GM: glúteo médio fibras médias; GP: glúteo médio fibras posteriores; TE: tamanho do efeito; GT: grupo tratado. *P<0,05: Pós GT vs Pré GT; [#]P<0,05: Pré GT vs Pré GC.

5. DISCUSSÃO

Até onde temos conhecimento, este é o primeiro estudo que avaliou e comparou estas tarefas em atletas com reconstrução do LCA, com a identificação do valgo dinâmico e submetidos a um programa terapêutico, com o objetivo de avaliar e minimizar o valgo dinâmico do joelho. Na maioria dos estudos, o objetivo foi avaliar o joelho em uma tarefa única, sem realizar nenhuma intervenção terapêutica, ou mesmo apenas identificar um padrão anormal biomecânico dos MMII (TSAROUHAS et al., 2010; MISONOO et al., 2012).

Também existem poucos estudos sobre a cinemática do joelho após a reconstrução do LCA. E entre esses, ainda apresentam resultados conflitantes, pois alguns (MEREDICK et al., 2008; TSAROUHAS et. al., 2010; HEMMERICH et, al., 2011), a cinemática da tíbia em relação ao fêmur ou do joelho foi avaliada somente durante atividades dinâmicas de alta demanda, e poucos estudos reportam atletas como sujeitos de estudo.

Qual a justificativa de se encontrar essa alteração de padrão funcional dos MMII, denominado valgo dinâmico, em sujeitos submetidos à ligamentoplastia do LCA? Tentando responder a essa questão, alguns trabalhos têm relacionado a ocorrência de instabilidade rotacional residual, observadas no pós-operatório da reconstrução do LCA, à progressão para osteoartrose. Jonsson et al. (2004) verificaram que pacientes submetidos a reconstrução do LCA e avaliados por cintilografia, após dois anos de cirurgia, apresentavam algum tipo de desgaste ósseo na articulação fêmurotibial. A gênese da osteoartrose em joelhos com LCA deficientes (rompimento parcial) e em joelhos reconstruídos, é que existe uma perda ou não restabelecimento do controle rotacional do joelho a níveis normais após a lesão do LCA ou mesmo após a cirurgia. Com a falta desse controle, as áreas da cartilagem articular do joelho, que em geral não são submetidas à grande sobrecarga, e passam a ser solicitadas, o que facilitaria o desenvolvimento dessa patologia (PINCZEWSKI et. al., 2002).

A altura do salto vertical tem sido amplamente utilizada para avaliar a potência muscular dos MMII (CHAMARI et al., 2004), contudo, esse tipo de avaliação varia muito quando se faz uma análise entre diferentes níveis competitivos dos atletas ou mesmo de diversas faixas etárias (MASSIDDA et al., 2014). Também deve-se considerar os aspectos genéticos, o estado de treinamento físico dos

atletas, o protocolo de teste utilizado em cada estudo e até mesmo o equipamento utilizado na mensuração da altura dos saltos (WHITMER et al., 2015).

Os resultados do presente estudo demonstraram maior altura e potencia de salto somente para o GT quando comparadas as condições pré e pós-treinamento, o que possivelmente se justifica considerando-se que a alteração no padrão de despolarização das fibras posteriores do glúteo médio podem levar a alterações biomecânicas importantes como o aumento da função eletromiográfica do glúteo máximo, que também auxilia na rotação lateral do quadril (CONNELLY e O'SULLIVAN, 2008). Além disso, embora essa estratégia possibilite assegurar uma melhor condição de equilíbrio, Shimokochi et al. (2009) demonstraram que a fraqueza de glúteo médio faz com que o atleta, ao aterrissar ao solo num salto vertical, o faz com o tronco ereto, o que aumenta o torque extensor no joelho, e dentre outras coisas, tende a aumentar a tensão no LCA.

Shelburne e Pandy (1997) e Pandy e Shelburne (1997) demonstraram por meio de modelos computacionais, que a cinemática de atletas com valgo dinâmico aumentado, no momento do toque dos pés ao solo, o joelho está próximo à extensão, o que pode aumentar a sobrecarga no LCA, levando a tensões potencialmente lesivas nesse ligamento. Corroborando esses achados, estudos observacionais possibilitaram a constatação de que no instante da lesão do LCA, o joelho apresenta maior valor de extensão (OLSEN, 2004; SHIMOKOCHI, 2009).

Ainda sobre o contato do pé ao solo e desenvolvimento do valgo dinâmico de joelho, Tashman (2004) utilizando um sistema de radiografia dinâmica em corrida na esteira declinada, detectaram um controle rotacional anormal no joelho submetido à reconstrução do LCA com enxertos de semitendíneo/grácil, o autor demonstrou que os joelhos operados apresentavam maiores ângulos de rotação lateral máxima e adução, quando comparados ao joelho contralateral. Ristanis et al. (2005), também detectaram um aumento no valgo dinâmico em joelhos clinicamente estáveis mas submetidos a reconstrução do LCA com semitendíneo/grácil, durante a atividade de descer um degrau, quando comparado ao lado não operado e a um grupo controle. A justificativa para esse aumento dos maiores ângulos é que a reconstrução do ligamento por cirurgia não restaura totalmente a função do LCA nativo, independentemente do fato de que a translação anterior da tíbia tenha sido restaurada ao nível de valores normais, a estabilidade dinâmica do joelho não é melhorada em termos de estabilização em rotação (BRANDSSON et al., 2002;

KANAMORI et al., 2002). Esse aumento da rotação ocorre quando o joelho que foi submetido à reconstrução do LCA é submetido a altas cargas (RISTANIS et al., 2005), como salto; no entanto, durante as atividades de baixa demanda, como a caminhada, não observa-se a ocorrência de valgo dinâmico nos joelhos submetidos a cirurgia de reconstrução (RISTANIS et al., 2003).

Markolf et al. (1995) e Colombet et al. (2012) demonstraram que o aumento no valgismo do joelho, aumenta a magnitude das forças tensivas no LCA, consistindo em um maior potencial de risco de lesões nesse componente anatômico. No estudo de Herrington e Munro (2010) os autores analisaram a cinemetria do salto, e concluíram que valores acima de 8° e 9° graus de valgo dinâmico poderiam impor riscos às estruturas ligamentares do joelho, principalmente o LCA, que é um importante estabilizador da translação anterior da tíbia. Esses dados corroboram nossos resultados, no qual observamos um aumento do valgo dinâmico do joelho de atletas que foram submetidos a reconstrução do LCA.

Um fator que pode contribuir para os padrões funcionais alterados do joelho após a reconstrução do LCA é que a maioria das cirurgias se concentra principalmente no reestabelecimento da translação anteroposterior, enquanto que o LCA nativo não apenas controla a translação anterior-posterior, mas também a rotação medial e lateral do joelho (WEBSTER e FELLER, 2011). Outros estudos também demonstraram alterações no valgo dinâmico de joelhos submetidos a reconstrução de LCA, como os de Georgoulis et al. (2003) e Gao e Zheng (2010) que avaliaram a marcha, utilizando técnicas de análise de movimento baseadas em marcadores articulares, e relataram, em ambos os estudos aumentos significativos na rotação tibial interna.

Chouliaras et al. (2007) também realizaram análise cinemática da marcha em sujeitos submetidos a dois tipos de enxerto na reconstrução de LCA (semitendíneo-gracil e tendão patelar) e os resultados demonstraram rotação interna aumentada da tíbia em ambos os grupos submetidos a cirurgia em comparação com um grupo controle. Essa alteração ocorreu apesar da utilização de diferentes dispositivos de fixação femoral do enxerto na reconstrução do LCA. Os autores atribuem esse aumento do valgo dinâmico ao fato de que em movimentos dinâmicos do joelho, como correr, saltar ou agachar, o sujeito que foi submetido à reconstrução do LCA não realiza a extensão total do joelho no momento do toque do pé no solo. A ausência de extensão total do joelho, mesmo que muito pequena, não é causada por

diferenças anatômicas, mas sim por um *déficit* funcional da articulação em virtude da tensão excessiva que deve ser colocado no momento da fixação do enxerto.

Como uma das principais funções do LCA é limitar a translação anterior da tibia com o joelho em extensão, quando se perde essa extensão total, utiliza-se de uma estratégia de adaptação; em virtude dessa limitação da amplitude, durante o movimento funcional; o sujeito aumenta o valgo dinâmico do joelho em virtude de uma semiflexão. Outro fator a ser considerado é que do ponto de vista anatômico, o LCA nativo tem uma orientação medial oblíqua do fêmur à tibia.

Tashman et al. (2004), Defrate et al. (2006) e Papannagari et al. (2006) referem que o aumento de rotação tibial do valgo dinâmico aumenta a congruência óssea no compartimento medial do joelho, podendo ser o início de um processo de desgaste da cartilagem articular (osteoartrite), e pode ainda evoluir para uma osteoartrose. O valgo dinâmico do joelho resulta de uma combinação de movimentos tibiais, que podem ser influenciados pela articulação proximal e distal ao joelho, incluindo o tronco, quadril e a pelve (McLEAN et al., 2004). A falta de controle femoral pode resultar em adução excessiva e rotação interna, que podem sobrecarregar o LCA (CLAIBORNE et al., 2006). Portanto, exercícios que minimizem essa adução excessiva e rotação interna, como os exercícios propostos nesse estudo podem minimizar o aparecimento de osteoartrose precoce em atletas que apresentam um valgo dinâmico de joelho.

No presente estudo, quando comparadas às condições pré e pós intervenção, observou-se redução dos valores dos ângulos somente do GT, com grande tamanho de efeito do treinamento, mostrando que os exercícios com ênfase na musculatura do quadril promoveram adaptações benéficas sobre valgo dinâmico. Esses achados, possivelmente se justificam pelo fato de que os músculos do quadril sejam importantes para os movimentos das extremidades, como corrida, salto entre outros (DEMPSEY et al., 2007).

Especificamente, a fraqueza dos músculos extensores, abdutores e rotadores laterais do quadril podem resultar em uma anteriorização do fêmur, aumentando a adução e rotação interna do joelho, que, como descrito anteriormente, são componentes de sobrecarga no LCA. O fortalecimento destes músculos realiza uma posteriorização do fêmur, minimizando o valgo dinâmico do joelho (NGUYEN et al., 2011). Acredita-se, portanto, que o fortalecimento do glúteo médio, principalmente com ênfase nas fibras posteriores pode contribuir para prevenção de lesão de LCA,

bem como deve ser incorporado em programas de reabilitação em sujeitos submetidos à reconstrução desse ligamento.

No que se refere aos achados eletromiográficos, os resultados deste estudo mostram que os níveis de ativação do glúteo médio variaram significativamente em cada uma das subdivisões (posição neutra e rotação lateral de quadril). No geral, o exercício que produziu maior ativação das fibras médias e posteriores em relação às anteriores foi o de abdução com RL. Portanto, os resultados deste estudo apoiam os achados de Conneely e O'Sullivan (2008) que demonstraram, através da EMG, que existem diferentes subdivisões funcionais no GM. Os resultados também são concordantes com os de Soderberg e Dostal (1978), que, desde 1978 já haviam reportado variações significativas na atividade EMG em cada subdivisão do GM. Da mesma forma, os achados do presente estudo corroboram os resultados obtidos por O'Dwyer et al. (2010), que observaram diferenças significativas entre as subdivisões de GM durante as contrações isométricas dos abdutores do quadril.

Nyland et al. (2004) realizaram um trabalho em mulheres atletas e, pela eletromiografia demonstraram que os ângulos de rotação medial do quadril maiores que 42 graus geraram diminuição na ativação do glúteo médio (34%) e do vasto medial (27%) durante contração isométrica de abdução e rotação lateral. Isso vai de encontro com os nossos resultados, uma vez que quando comparamos a atividade eletromiográfica do grupo controle observamos um menor padrão de IEMG do grupo tratado, demonstrando assim que o valgo dinâmico interfere na função muscular, e o tratamento pode minimizar essa disfunção.

Apesar de não ser objetivo do presente estudo, os resultados demonstram que o uso de um único eletrodo para avaliar a atividade EMG do GM pode não ser adequado devido às diferenças observadas nos níveis de ativação muscular entre subdivisões do GM. Deve ser utilizado um eletrodo nas fibras anteriores, outro nas fibras médias e um terceiro nas fibras posteriores do GM.

A presença dessas subdivisões no GM pode ser observada in vivo, como demonstraram o trabalho de Conneely et al. (2006), que estudaram a anatomia do GM em cadáveres. A presença destas subdivisões pode exigir uma consideração importante na avaliação clínica e na indicação de exercícios para reabilitação do GM. Os resultados obtidos em nossa pesquisa sugerem que essas subdivisões do GM não são recrutadas exatamente da mesma maneira, uma vez que demonstraram que as subdivisões do GM são ativadas de acordo com o posicionamento do

membro inferior em relação ao movimento de abdução. A rotação lateral promove aumento na atividade das fibras posteriores do GM, o que está de acordo com os resultados de Cowan et al. (2009) que observaram uma ativação retardada das fibras posteriores do GM em relação as fibras anteriores em indivíduos com dor femoropatelar. Assim, há evidências consideráveis de que ocorre um déficit na atividade muscular dos músculos do quadril em indivíduos com patologias de membros inferiores, como a disfunção fêmuropatelar e as lesões do LCA (BOLING et al., 2006; BOLGLA et al., 2008). E que o exercício de abdução com rotação lateral ativa o recrutamento das fibras posteriores do GM.

Há também evidências de que os programas de reabilitação que visam aumentar a força muscular e ativação da musculatura abduutora do quadril, como os que envolvem o GM, são eficazes na redução da dor e incapacidades, e melhoram a cinemática dos membros inferiores e o desempenho atlético (FREDERICSON et al., 2000; MASCAL et al., 2003; BOLING et al., 2006). Neste sentido, os resultados deste estudo sugerem que o movimento de abdução com rotação lateral é um exercício adequado se o objetivo for ativar as fibras posteriores do GM, podendo assim realizar um trabalho de reabilitação funcional de acordo com as necessidades de cada sujeito, sendo esse exercício um coadjuvante fundamental na prevenção de patologias do membro inferior, bem como minimizar as alterações funcionais da reconstrução do LCA em atletas. Também importante salientar que o exercício de numero quatro utilizado em nosso protocolo, dá ênfase ao fortalecimento do glúteo máximo. Esse músculo também é importante na estabilização da anteriorização do fêmur, contribuindo assim para minimizar a adução e rotação do medial do fêmur, diminuindo o valgo dinâmico no grupo tratado.

Neste estudo, comparou-se dois grupos de atletas que foram submetidos à reconstrução do LCA com técnica do semitendíneo/grácil banda simples. Esse critério foi importante para homogeneização da amostra, uma vez que o processo cirúrgico de ligamentoplastia do LCA tem componentes específicos de fixação do enxerto, ao qual podem interferir em parâmetros cinemáticos. As técnicas cirúrgicas e o tipo de enxerto utilizado tentam reproduzir o mais próximo possível a função de um LCA íntegro. Contudo, geralmente isso não é possível. Um exemplo importante é a discussão sobre o ponto de isometria do neoenxerto. Furia et al. (1997) não encontraram um ponto isométrico ideal do enxerto, pois consideram que o LCA é uma estrutura única, portanto não existe esse ponto. Porém, outros autores

demonstraram em seus estudos que existe um ponto isométrico, no qual o LCA teria pouca alteração em seu comprimento durante a flexo-extensão do joelho, permanecendo sempre em “tensão constante” ou em “isometricidade” (ZAVRAS et al., 2001). Esse ponto de isometria depende do tipo de enxerto, bem como da fixação do mesmo nos túneis femural e tibial, e variando muito entre as técnicas cirúrgicas (LORBACH et al., 2010).

O desenvolvimento de novas técnicas e procedimentos cirúrgicos para a reconstrução do LCA, como enxertos posicionados mais horizontalmente, ou técnicas de duplo feixe, poderiam restabelecer a rotação tibial a níveis normais e, talvez, auxiliar na prevenção de patologias futuras (LIE et al., 2007). Contudo, ainda carecem de estudos de análises biomecânicas da marcha, para identificar se essas novas técnicas e procedimentos cirúrgicos minimizam completamente a rotação tibial e, assim, prevenir o aparecimento de osteoartrose no joelho operado (STERGIOU et al., 2007).

Algumas limitações foram encontradas e devem ser apontadas. Não foi possível atender ao número de sujeitos para o grupo controle, sugerido pelo cálculo amostral, visto que no período experimental não havia mais voluntários elegíveis disponíveis para participar do estudo. Contudo, salientamos que os critérios de elegibilidade propostos para este estudo foram seguidos rigorosamente, e que todos os sujeitos elegíveis dentro da amostra estudada foram incluídos nas análises. Outra limitação é que não foi possível fazer a divisão dos grupos de forma randomizada, considerando que muitos dos voluntários não tinham disponibilidade para participar com regularidade do programa de tratamento.

Apesar das limitações supracitadas, ressaltamos a importância deste estudo para a comunidade científica, técnicos, treinadores e fisioterapeutas, que precisam de respostas que deem embasamento teórico e científico à suas práticas diárias, sejam elas no ambiente de alto rendimento, ou mesmo no ambiente clínico. Apesar das dificuldades encontradas na realização de um estudo com rigor metodológico, conseguimos desenvolver uma pesquisa com atletas profissionais, utilizando um grupo controle e um grupo intervenção durante um longo período de tempo (12 semanas). Além disso, a utilização de uma proposta de tratamento específico dentro do processo de reabilitação torna os resultados desta pesquisa mais palpáveis aos profissionais da área. A associação de todos esses fatores confere relevância científica a este estudo, principalmente por aproximar ciência e realidade prática.

6. CONCLUSÕES

Um programa de tratamento fisioterapêutico específico para a musculatura do quadril em atletas, pós reconstrução do LCA, que apresentavam valgo dinâmico, promoveu adaptações benéficas sobre a altura e potência de salto, sobre o ângulo do valgo dinâmico e atividade mioelétrica do glúteo médio, sugerindo que o tratamento proposto nesse estudo, pode ser uma estratégia terapêutica importante a ser incorporada aos programas de reabilitação desta população, e em programas de prevenção de lesões do LCA, bem como nos programas de reabilitação de atletas submetidos à reconstrução do LCA.

Com relação aos objetivos de pesquisa, destaca-se que os mesmos foram atingidos e a hipótese confirmada. Os resultados e as conclusões do presente estudo devem ser considerados dentro da metodologia aplicada, e suas extrapolações para situações e grupos distintos ao de nossa amostra devem ser realizadas de forma criteriosa, carecendo de novos estudos.

7. REFERÊNCIAS

AHLDÉN, M.; HOSHINO Y.; SAMUELSSON, K.; ARAUJO, P.; MUSAHL, V., KARLSSON J. Dynamic Knee laxity measurement devices. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2012; 20(4): 621-32.

ALMEIDA, G.P.L., CARVALHO E SILVA, A.P.M.C.; FRANÇA, F.J.R. Ângulo Q na dor patelofemoral: relação com valgo dinâmico de joelho, torque abdutor do quadril, dor e função. *Rev. Bras. Ortop.* 2016; 51(2):181-186.

AMIS, A.A. The functions of the fibre bundles of the anterior cruciate ligament in anterior drawer, rotational laxity and the pivot shift. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012; 20(4):613-20.

ARNEJA, S., LEITH J. Review article: Validity of the KT-1000 knee ligament arthrometer. *Journal of Orthopaedic Surgery* 2009; 17(1): 77-9.

AYOTTE, N.; STETTS, D.; KEENAN, G. Greenway E. Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37:48-55.

BAILEY, S. J.; ROMER, L. M; KELLY, J.; WILKERSON, D. P.; DIMENNA, F.J.; JONES, A.M. Inspiratory muscle training enhances pulmonary O₂ uptake kinetics and high-intensity exercise tolerance in humans. *J Appl Physiol.* 2010; 109: 457–68.

BELDAME, J.; MOUCHEL, S.; BERTIAUX, S.; ADAM J.M.; MOUILHADE, F.; ROUSSIGNOL, X., et al. Anterior knee laxity measurement: Comparison of passive stress radiographs Telos[®] and “Lerat”, and GNRB[®] arthrometer. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2012; 98(7): 744-50.

BELLCHAMBER, T.L.; VAN DEN BOGERT A.J.; Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J Biomech* 2000; 33(11): 1397-1403.

BENDER, P. R.; MARTIN, B. J. Maximal ventilation after exhausting exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1985; 17: 164-7.

BOLGLA, L.A.; MALONE T.R.; UMBERGER, B.R., UHL, T.L. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38(1):12-18.

BOLING, M.; BOLGLA, L., MATTACOLA, C., UHL, T., HOSEY, R. Outcomes of a weightbearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehab* 2006; 87:1428-1435.

BONEN, A. Lactate transporters (MCT proteins) in heart and skeletal muscles. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(4): 778-89.

- BOSCO, C. A força muscular: aspectos fisiológicos e aplicações práticas. São Paulo: Phorte, 2007.
- BRANDSSON, S.; KARLSSON, J.; SWARD, L.; KARTUS, J.; ERIKSSON B.I.; KARRHOLM, J.; Kinematics and laxity of the knee joint after anterior cruciate ligament reconstruction. Pre-and postoperative radiostereometric studies. *Am J Sports Med* 2002; 30:361-367.
- BRET, C.; MESSONNIER, L.; NOUCKNOUCK, J. M.; FREUND, H.; DUFOUR, A. B.; LACOUR, J. R. Differences in lactate exchange and removal abilities in athletes specialised in different track running events (100 to 1500 m). *Int J Sports Med* 2003; 24(2):108-13.
- CHAMARI, K.; HACHANA Y.; AHMED, Y.B.; GALY,O.; SGHAÏER, F.; CHATARD, J.C. et al. Field and laboratory testing in young elite soccer players. *Br J Sports Med* 2004; 38(2):191–6
- CHOULIARAS, V.; RISTANIS, S.; MORAITI, C.; STERGIYOU, N.; GEORGOULIS, A.D. Effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with quadrupled hamstrings and bone-patellar tendon-bone autografts: an in vivo study comparing tibial internal-external rotation. *Am J Sports Med* 2007; 35(2): 189-96.
- CLAIBORNE, T.L.; ARMSTRONG, C.W.; GANDHI, V.; PINCIVERO, D. M. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech* 2006; 22(1): 41-50.
- COLLETTE, M.; COURVILLE, J.; FORTON, M.; GAGNIÈRE, B. Objective valuation of anterior knee laxity: comparison of the KT-1000 and GNRB® arthrometers. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2012; 20(11): 2233-8
- COLOMBET, P.; JENNY, J.Y.; MENETRY, J.; PLAWESKI, S.; ZAFFAGNINI, S. French Arthroscopy Society. Current concept in rotational laxity control and evaluation in ACL reconstruction. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2012; 98(8S): S201-10
- CONNELLY, M.; O’SULLIVAN, K.; EDMONDSTON, S. Dissection of gluteus maximus and medius with respect to their suggested roles in pelvic and hip stability: implications for rehabilitation?. *Phys Ther Sport* 2006; 7:176-178.
- CONNELLY, M.; O’SULLIVAN, K.; EDMONDSTON, S. Dissection of gluteus maximus and medius with respect to their suggested roles in pelvic and hip stability: implications for rehabilitation?. *Phys Ther Sport* 2006; 7: 176-178.
- COWAN, S.; CROSSLEY, K.; BENNELL K. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med* 2009; 43:584.
- DEFRATE, L.E.; PAPANNAGARI, R.; GILL, T.J. The 6 degrees of freedom kinematics of the knee after anterior cruciate ligament deficiency: an in vivo imaging analysis. *Am. J. Sports Med* 2006; 34, 1240-1246.

DEMPSEY, A.R.; LLOYD, D.G.; ELLIOTT, B.C.; STEELE, J.R.; MUNRO, B.J.; RUSSO, K.A. The effect of technique change on knee loads during sidestep cutting. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39(10):1765-1773.

EARL, J.E. Gluteus medius activity during three variations of isometric single-leg stance. *J Sport Rehab* 2005; 14:1-11.

EKSTROM, R.; DONATELLI, R.; CARP, K. Electromyographic analysis of core trunk, hip and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37:754-762.

FARSHAD, M.; GERBER, C.; SZUCS, T.; MEYER, D.C. Determining utility values in patients with anterior cruciate ligament tears using clinical scoring systems. *BMC Health Services Research* 2011; 11:182.

FREDERICSON, M.; COOKINGHAM, C.L.; CHAUDHARI, A.M.; DOWDELL, B.C.; OESTREICHER, N.; SAHRMANN, S.A. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sports Med* 2000; 10:169-175.

FUKUDA, T.Y.; MELO, W.P.; ZAFFALON, B.M. Hip posterolateral musculature strengthening in sedentary women with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial with 1-year followup. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012; 42(10): 823-830.

FURIA, J.P.; LINTNER, D.M.; SAIZ, P.; KOHL, H.W.; NOBLE, P. Isometry measurements in the knee with the anterior cruciate ligament intact, sectioned, and reconstructed. *Am J Sports Med.* 1997; 25(3): 346-52.

GAO, B.; ZHENG, N.N. Alterations in three-dimensional joint kinematics of anterior cruciate ligament-deficient and-reconstructed knees during walking. *Clin. Biomech.* 2010; 25: 222–229.

GEORGOULIS, A.D.; PAPADONIKOLAKIS, A.; PAPAGEORGIOU, C.D.; MITSOU, A.; STERGIOU, N. Three-dimensional tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligamentdeficient and reconstructed knee during walking. *Am. J. Sports Med.* 2003; 31: 75-79.

HEMMERICH, A.; VAN DER MERWE, W.; BATTERHAM, M.; VAUGHAN, C.L. Double-bundle ACL surgery demonstrates superior rotational kinematics to single-bundle technique during dynamic task. *Clin Biomech.* 2011; 26(10): 998-1004.

HERRINGTON, L.; MUNRO, A. Drop jump landing knee valgus angle: normative data in a physically active population. *Phys Ther Sport.* 2010; 11(2): 56-9.

HEWETT, T.E.; MYER, G.D.; FORD, K.R.; HEIDT, R.S.; COLOSIMO, A.J.; MCLEAN, S.G. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005; 33(4): 492–501.

HEWETT, T.E.; MYER, G.D.; FORD, K.R.; SLAUTERBECK, J.R. Dynamic neuromuscular analysis training for preventing anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Instr Course Lect* 2007; 56: 397-406.

HOSHINO, Y.; ARAUJO, P.; IRRGANG, J.J.; FU, F.H.; MUSAHL, V. An image analysis method to quantify the lateral pivot shift test. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2012; 20(4): 703-7

IRELAND, M.L.; WILSON, J.D.; BALLANTYNE, B.T.; DAVIS, I.M. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33: 671-676.

JOHNSON, D.S.; SMITH, R.B. Outcome measurement in the ACL deficient knee – what's the score?. *The Knee* 2001; 8(1): 51-7

JONSSON, H.; RIKLUND-AHLSTROM, K.; LIND, J. Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5-9 years after surgery. *Acta Orthop Scand.* 2004; 75(5): 594-9.

JOSEPH, M.; TIBERIO, D.; BAIRD, J.L. Knee valgus during drop jumps in national collegiate athletic association division I female athletes. *Am J Sports Med* 2008; 36(2): 285-289.

KANAMORI, A.; ZEMINSKI, J.; RUDI TW, LI G, FU FH, WOO SL. The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: A biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy* 2002; 18: 394-398.

KURODA, R.; HOSHINO, Y.; ARAKI, D.; NISHIZAWA, Y.; NAGAMUNE, K.; MATSUMOTO, T. et al. Quantitative measurement of the pivot shift, reliability, and clinical applications. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2012; 20(4): 686-91

LIE, D.T.; BULL, A.M.; AMIS, A.A. Persistence of the mini pivot shift after anatomically placed anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res.* 2007; 457:203-9.

LOPOMO, N.; SIGNORELLI, C.; BONANZINGA, T.; MUCCIOLI, G.M.M.; VISANI, A.; ZAFFAGNINI, S. Quantitative assessment of pivot-shift using inertial sensors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2012; 20(4): 713-7.

LORBACH, O.; PAPE, D.; MAAS, S.; ZERBE, T.; BUSCH, L.; KOHN, D.; SEIL, R. Influence of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament on external and internal tibiofemoral rotation. *Am J Sports Med.* 2010; 38(4): 721-7.

MANGINE, R.E.; MINNING, S.J.; EIFERT-MANGINE, M.; COLOSIMO, A.J.; DONLIN M. Management of the Patient With An ACL/MCL Injured Knee. *North American Journal of Sports Physical Therapy* 2008; 3(4): 204-11.

MARKOLF, K.L.; BURCHFIELD, D.M.; SHAPIRO, M.M.; SHEPARD, M.F.; FINERMAN, G.A.; SLAUTERBECK, J.L. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res* 1995; 13(6): 930-5.

MASCAL, C.L.; LANDEL, R.; POWERS, C. Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003; 33: 647-660.

MASSIDDA, M.; SCORCU, M.; CALÒ, C.M. New genetic model for predicting phenotype traits in sports. *Int J Sports Physiol Perform* 2014; 9(3): 554–560.

McLEAN, S.G.; LIPFERT, S.W.; VAN DEN BOGERT, A.J. Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Med Sci Sports Exerc.* 2004; 36(6): 1008–1016.

McLEAN, S.G.; WALKER, K.; FORD, K.R.; MYER, G.D.; HEWETT, T.E.; VAN DEN BOGERT, A.J. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med* 2005; 39(6):355-362.

MEREDICK, R.B.; VANCE, K.J.; APPLEBY, D.; LUBOWITZ, J.H. Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2008; 36(7): 1414-21.

MISONOO, G.; KANAMORI, A.; IDA, H.; MIYAKAWA, S.; OCHIAI, N. Evaluation of tibial rotational stability of single-bundle vs. anatomical double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction during a high-demand activity - a quasi-randomized trial. *Knee.* 2012; 19(2): 87-93.

MIZNER, R.L.; KAWAGUCHI, J.K.; CHMIELEWSKI, T.L. Muscle strength in the lower extremity does not predict postinstruction improvements in the landing patterns of female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008; 38: 353-361.

MUSAHL, V.; KOPF, S.; RABUCK, S.; BECKER, R.; MERWE, W.V.D.; ZAFFAGNINI, S.; FU, F.H.; et al. Rotatory knee laxity testes and the pivot shift as tools for ACL treatment algorithm. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2012; 20(4): 793-800.

MYER, G. D.; FORD, K. R.; HEWETT, T. E. New method to identify athletes at high risk of ACL injury using clinic-based measurements and freeware computer analysis. *Br J Sports Med* 2011; 45: 238-244.

MYER, G.D.; FORD, K.R.; BRENT, J.L.; HEWETT, T.E. Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in “high-risk” versus “low-risk” athletes. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007; 8:39.

NGUYEN, A.D.; SHULTZ, S.J.; SCHMITZ, R.J.; LUECHT, R.M.; PERRIN, D.H. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J AthlTrain.* 2011; 46(3): 246–256.

NYLAND J, KUZEMCHEK S, PARKS M, CABORN DNM. Femoral anteversion influences vastus medialis and gluteus medius EMG amplitude: composite hip abductor EMG amplitude ratios during isometric combined hip abduction-external rotation. *J Electromyogr Kinesiol* 2004;14:255-61.

OCHIAI, S.; HAGINO, T.; TONOTSUKA, H.; HARO, H. Prospective analysis of health-related quality of life and clinical evaluations in patients with anterior cruciate ligament injury undergoing reconstruction. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2011; 131(8):1091-4.

O'DWYER, C.; SAINSBURY, D.; O'SULLIVAN K. Gluteus Medius Muscle Activation during Isometric Muscle Contractions. *J Sport Rehab.* 2010; 2: 435-543.

OKAZAKI, K.; TASHIRO, Y.; IZAWA, T.; MATSUDA, S.; IWAMOTO, Y. Rotatory laxity evaluation of the knee using modified Slocum's test in open magnetic resonance imaging. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2012; 20(4): 679-85.

OLSEN, O.E.; MYKLEBUST, G.; ENGBRETSSEN, L.; BAHR, R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med* 2004; 32 (4): 1002-12.

O'SULLIVAN, K.; SMITH, S.M.; SAINSBURY, D. R.; Electromyographic Analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology* 2010; 2:17.

PANDY, M.G.; SHELBURNE, K.B. Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *J. Biomechanics* 1997; 30(10): 1015-1024 .

PAPANNAGARI, R.; GILL, T.J.; DEFRATE, L.E. In vivo kinematics of the knee after anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical and functional evaluation. *Am. J. Sports Med.* 2006; 31(8): 101-4.

PINCZEWSKI, L.A.; DEEHAN, D.J.; SALMON, L.J.; RUSSELL, V.J.; CLINGELEFFER A. A five-year comparison of patellar tendon versus four-strand hamstring tendon autograft for arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 2002; 30(4): 523-36.

PIVA, S.R.; FITZGERALD, G.K.; IRRGANG, J.J.; FRITZ, J.M.; WISNIEWSKI, S.; McGINTY, G.T.; et al. Associates of physical function and pain in patients with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009; 90(2): 285-95.

POWERS, C.M.; WARD, S.R.; FREDERICSON, M.; GUILLET, M.; SHELLOCK, F.G. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003; 33: 677-685.

POWERS, C.M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(2): 42-51.

- POWERS, C.M. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. *J. Orth. Spor. Phys. Ther.* 2003; 33(11): 639-646.
- PRINS, M.R.; VAN DER WURFF, P. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother.* 2009; 55(1):9-15.
- QUATMAN, C.E.; HEWETT, T.E. The ACL Injury Controversy: Is "Valgus Collapse" a Sex-Specific Mechanism? *Br J Sports Med* 2009; 43(5): 328-45.
- QUESNEL T, GUERITEY PM, GONON GP. Biomechanics of the hip: forces exerted during walking. *Surg Radiol Anat* 1995;17:249-53.
- RISTANIS, S.; GIAKAS, G.; PAPAGEORGIU, C.; MORAITI, T.; STERGIU, N.; GEORGOULIS, A. The effects of anterior cruciate ligament reconstruction on tibial rotation during pivoting after descending stairs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003; 11:360-365.
- RISTANIS, S.; STERGIU, N.; PATRAS, K.; VASILADIS, HS.; GIAKAS, G.; GEORGOULIS, A.D. Excessive tibial rotation during high-demand activities is not restored by anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2005; 21(11): 1323-9.
- ROBERT, H.; NOUVEAU, S.; GAGEOT, S.; GAGNIÈRE B. A new knee arthrometer, the GNRB[®]: Experience in ACL complete and partial tears. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* 2009; 95(3): 171-6.
- ROMER, L. M.; POLKEY, M. I. Exercise-induced respiratory muscle fatigue: implications for performance. *J Appl Physiol* 2008; 104(3): 879-88.
- RUSSELL KA, PALMIERI RM, ZINDER SM, INGERSOLL CD. Sex Differences in Valgus Knee Angle During a Single-Leg Drop Jump. *J Athl Train* 2006; 41:166-71.
- SCHMITZ, R.J.; SHULTZ, S.J.; NGUYEN, A.D. Dynamic Valgus Alignment and Functional Strength in Males and Females During Maturation. *J Athl Train* 2009; 44: 26-32.
- SCHMITZ RJ, FICKLIN TK, SHIMOKOCHI Y, NGUYEN AD, BEYNNON BD, PERRIN DH, et al. Varus/Valgus and Internal/External Torsional Knee Joint Stiffness Differs between Sexes. *Am J Sports Med* 2008; 36:1380-8
- SEON, J.K.; SONG, E.K.; PARK, S.J. Osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction using a patellar tendon autograft. *International Orthopaedics* 2006, 30: 94-98.
- SHELBURNE, K.B.; PANDY, M. G. A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. *Journal of Biomechanics.* 1997; 30: 163-76.

SHIMOKOCHI, Y.; YONG LEE S.; SHULTZ, S.J.; SCHMITZ, R.J. The relationships among sagittal-plane lower extremity moments: implications for landing strategy in anterior cruciate ligament injury prevention. *J Athl Train* 2009; 44(1): 33-8.

SNYDER, K.; EARL, J.; O'CONNOR, K.; EBERSOLE, K. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *ClinBiomech* 2009; 24:26-34.

SODERBERG, G.; DOSTAL, W. Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. *Phys Ther* 1978; 58:691-696.

STERGIOU, N.; RISTANIS, S.; MORAITI, C.; GEORGOULIS, A.D. Tibial rotation in anterior cruciate ligament (ACL)-deficient and ACL-reconstructed knees: a theoretical proposition for the development of osteoarthritis. *Sports Med.* 2007; 37(7): 601-13.

TASHMAN, S. Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2004; 32(4): 975-83.

TOD, D.A.; THATCHER R.; McGUIGAN, M.; Thatcher J. Effects of instructional and motivational self-talk on the vertical jump. *J Strength Cond Res* 2009; 23(1): 196-202.

TSAROUHAS, A.; IOSIFIDIS, M.; KOTZAMITELOS, D.; SPYROPOULOS, G.; TSATALAS, T.; GIAKAS, G. Three-dimensional kinematic and kinetic analysis of knee rotational stability after single-and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2010; 26(7): 885-93.

WEBSTER, K.E.; FELLER, J. A. Alterations in joint kinematics during walking following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Clinical Biomechanics* 2011; 26:175-180.

WHITMER, T.D.; FRY, A.C.; FORSYTHE, C.M.; ANDRE, M.J.; LANE, M.T.; HUDY, A.; et al. Accuracy of a vertical jump contact mat for determining jump height and flight time. *J Strength Cond Res.* 2015; 29(4): 877-881.

YAPICIOGLU, B.; COLAKOGLU, M.; COLAKOGLU, Z.; GULLUOGLU, H.; BADEMKIRAN, F.; OZKAYA O. Effects of a dynamic warm-up, static stretching or static stretching with tendon vibration on vertical jump performance and EMG responses. *J Hum Kinet* 2013; 39(18): 49-57.

ZAVRAS, T.D.; RACE, A.; BULL, A.M.; AMIS, A.A. A comparative study of 'isometric' points for anterior cruciate ligament graft attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2001; 9(1): 28-33.

 UNIMEP Universidade Metodista de Piracicaba	Comitê de Ética em Pesquisa CEP-UNIMEP
<i>Certificado</i>	
<p>Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado "Efeitos de um programa de tratamento específico para a musculatura do quadril sobre as alterações biomecânicas, cardiorrespiratórias e mioelétricas de atletas de ambos os gêneros submetidos à cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior", sob o protocolo nº 47/2014, do pesquisador Profa. Marlene Aparecida Moreno esta de acordo com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 12/12/2012, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa - UNIMEP.</p>	
<p>We certify that the research project with title Effects of a specific treatment program for hip muscles on biomechanical, and cardio respiratory changes myoelectric athletes of both genders underwent reconstruction of the anterior cruciate ligament", protocol nº 47/2014, by Researcher Profa. Marlene Aparecida Moreno is in agreement with the Resolution 466/12 from Conselho Nacional de Saúde/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba - UNIMEP.</p>	
Piracicaba, 12 de agosto de 2014	
 Profa. Dra. Daniela Faleiros Bertelli Merino Coordenadora CEP - UNIMEP	