**Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto**

2016

**Análise Cinemática e Eletromiográfica de Testes
Funcionais de Instabilidade Dinâmica de Joelho**

FMRDF
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
REABILITAÇÃO E DESEMPENHO FUNCIONAL
FMRP-USP

**Fábio Pamplona Mariano
Dissertação**

FÁBIO PAMPLONA MARIANO

**Análise Cinemática e Eletromiográfica de Testes Funcionais de Instabilidade
Dinâmica de Joelho**

Dissertação apresentada à
Faculdade de Medicina de
Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo
para obtenção de Título de
Mestre em Reabilitação e
Desempenho Funcional

Área de Concentração:
Fisioterapia

Orientador: Prof. Dr. Paulo
Roberto Pereira Santiago

Ribeirão Preto - SP

2016

Versão corrigida. Aversão original encontra-se disponível tanto na Biblioteca da Unidade que aloja o Programa, quanto na Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP (BDTD).

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

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

Mariano, Fábio Pamplona

Análise cinemática e eletromiográfica de testes funcionais de instabilidade dinâmica de joelho. Ribeirão Preto, 2016.

96 p. : il. ; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Fisioterapia.

Orientador: Santiago, Paulo Roberto Pereira.

1. Biomecânica. 2. Eletromiografia. 3. Instabilidade Articular. 4. Testes Funcionais. 5. Joelho.

MARIANO, Fábio Pamplona

Título: Análise Cinemática e Eletromiográfica de Testes Funcionais de Instabilidade Dinâmica de Joelho.

Dissertação apresentada à
Faculdade de Medicina de
Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo
para obtenção de Título de
Mestre em Reabilitação e
Desempenho Funcional.

Aprovado em: 8 de abril de 2016.

Banca Examinadora

Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago. Instituição: FMRP-USP

Julgamento_____ Assinatura_____

Prof. Dr. Débora Bevilaqua Grossi. Instituição: FMRP-USP

Julgamento_____ Assinatura_____

Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão. Instituição: Universidade Federal de São Carlos

Julgamento_____ Assinatura_____

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais, Jorge Sebastião Mariano e Ana Silvia Pamplona Mariano pelo amor e apoio durante todo o processo do mestrado. Dedico em especial a minha avó Dulce Pamplona pelo exemplo de vida e amor fornecidos na construção de nossa família.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, por sempre iluminar meu caminho em todas as etapas da minha vida.

Agradeço ao Prof. Paulo Roberto Pereira Santiago pela confiança e ensinamentos passados ao longo desse período, tenho certeza que contribuirão na minha formação profissional.

Aos colegas do Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LabioCom), da Faculdade de Educação Física e Esportes da USP de Ribeirão Preto, Bruno Bedo, Vitor de Andrade, Luiz Vieira, Felipe Serenza, Eduardo Bergonzoni, Natália Rinaldi, Luciana Oliveira, Andressa Bush, Andréia Abud e Rosângela Batistela por terem me acolhido e contribuído durante toda a trajetória do mestrado. Também agradeço aos colegas Lucas de Paula, Guilherme Figueiredo, Rodrigo Leal e Guilherme Gonçalves.

A comissão técnica e as atletas voluntárias pela simpatia e paciência nas coletas.

A todos meus amigos pela força e amizade transmitidas, mesmo não estando presentes.

Aos meus pacientes pela compreensão ao longo dessa trajetória e a Mariana Batista pela dedicação profissional.

Ao meu irmão Prof. Dr. Felipe Pamplona Mariano, que além do amor e incentivos na área acadêmica proporcionou ensinamentos fundamentais para o meu entendimento sobre biomecânica e pesquisa científica.

A minha irmã Mônica Pamplona Mariano pelo companheirismo, amor e incentivos calorosos.

A toda minha família, que contribuiu das diversas formas possíveis sem negar esforços e com muita alegria.

Aos meus pais por toda dedicação, suporte e amor incondicional para eu conseguir chegar aos meus objetivos profissionais e de vida, além das minhas avós Maria Queiroz de Oliveira (*in memoriam*) e Dulce Pamplona por terem cuidado de mim.

Meu agradecimento à Janaína Medeiros Galvão, minha colega fisioterapeuta, namorada e futura esposa, por todo amor, alegria e paciência ao longo de todos esses anos juntos, me compreendendo em todos os momentos adversos. Sou feliz ao seu lado.

Obrigado a todos!

RESUMO

MARIANO, F.P. **Análise cinemática e eletromiográfica de testes funcionais de instabilidade dinâmica de joelho.** 2016. 96f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

O objetivo da presente dissertação foi avaliar e comparar o comportamento da movimentação do joelho, nos testes *Drop Vertical Jump* (Drop), *Single Hop* (Hop), *Triple Hop* (Triplo), *Cross-over Hop* (Cross), *Six-Meter Timed Hop* (6M) e *Sidestep Cutting* (Sid), através de análises cinemáticas das rotações e velocidades angulares do joelho, e pela co-ativação muscular do membro inferior, em jogadoras de handebol. O desenho experimental da pesquisa foi um estudo transversal, na qual foram avaliadas doze participantes (idade média de $21,2 \pm 2,4$ anos, massa corporal média de $68,9 \pm 10,3$ kg e estatura média de $1,70 \pm 0,04$ m). Antes das avaliações, cada atleta recebeu 25 marcadores retrorefletivos em proeminências ósseas de interesse. Além disso, foram acoplados dez sensores de eletromiografia (EMG), nas musculaturas do reto femoral, bíceps femoral e glúteo médio. Após foram aplicados os seis testes funcionais, com três tentativas válidas no membro dominante. Os dados da cinemática foram obtidos pelo sistema de captura de movimento VICON e analisados por rotinas desenvolvidas no *software* MatLab. Os ângulos de rotação do joelho, especificamente o valgo do joelho, foram obtidos pelos Ângulos de Euler. Já as velocidades angulares escalares foram geradas pelo quatérnion unitário. E por último, as razões de co-ativação entre o reto femoral/bíceps femoral (RB) e reto femoral/glúteo médio (RG) foram através do sinal da integral normalizada da EMG. A partir disso, foram traçados os momentos das variáveis em cada teste aplicado. Para os ângulos de valgo foram extraídos os valores no contato inicial (CI), 40 e 100 milisegundos (ms) após o CI, na flexão máxima (Flexmax) e no valgo máximo do joelho (Valgomax). Para as velocidades angulares foram os mesmos instantes, mais o momento máximo de velocidade positiva (Velpos) e momento máximo da velocidade negativa (Velneg). Para as co-ativações foram os mesmos instantes dos ângulos, mais o momento da força pico de reação do solo (FPRS), por duas plataformas de força Bertec. Nos ângulos de valgo houve interação [$F_{(2,220)}=11,456$; $p<0,001$] na comparação (momento versus testes) revelando diferenças significativas nas comparações pareadas. No CI, no 100 ms e na Flexmax o Sid apresentou diferença para quase todos os outros testes, assim como o Drop

na Flexmax. Nas velocidades angulares houve interação [$F_{(30,330)}=14,476$; $p<0,001$] com diferenças significativas nas comparações pareadas. Nos instantes de 40 ms, 100 ms, Velpos e Velneg o Drop apresentou diferença para quase todos os testes, assim como o 6M apontou diferença para todos os outros testes no 100 ms e Velneg. Houve ainda correlação moderada: do Cross no momento de Valgomax nas variáveis ângulo de valgo e a velocidade angular ($p=0,032$); do Sid no momento 40 ms nas variáveis do ângulo de valgo e a co-ativação RB ($p=0,015$); e no Hop no momento 100 ms nas variáveis de ângulo de valgo e a co-ativação RG ($p=0,029$). Contudo, pode-se concluir que os testes funcionais de estabilidade dinâmica do joelho para as variáveis cinemáticas apresentaram comportamentos específicos. Além disso, ficou demonstrado que o aumento do valgo do joelho no Cross é influenciado pela maior velocidade angular. Podemos concluir ainda, que a resposta neuromuscular RB, no Sid – 40 ms, sofre a influência direta do ângulo de valgo, e que o sinergismo de RG, no Hop – 100 ms, é fundamental para o controle do ângulo de valgo do joelho.

Palavras Chave: Biomecânica, Testes Funcionais, Valgo Dinâmico do Joelho, Co-ativação Muscular.

ABSTRACT

MARIANO, F.P. **Kinematic and electromyographic analysis in functional testing of dynamic knee instability**. 2016. 96f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

The objective of this thesis was evaluate and compare the knee movement behavior, in the tests Drop Vertical Jump (Drop), Single Hop Test (Hop), Triple Hop Test (Triple), Cross-over Hop Test (Cross), Six-Meter Timed Hop Test (6M) e Sidestep Cutting (Sid), through rotation and knee angular speed kinematic analysis, and by the low member muscles co-activation, in female handball players. The experimental research design was a cross-sectional in which were evaluate 12 participants in the average age of 21.2 ± 2.4 years, average body mass of $68.9 \pm 10.3\text{kg}$ and average height of $1.70 \pm 0.04\text{m}$. Before marked with 25 reflective markers in bony prominences of interest for further kinematic analysis. Besides that, where attached 10 electromyography sensors, recto-femoral muscles, femoral biceps and gluteus medium. After the volunteer preparation where evaluated the six functional tests Drop, Hop, Triple, Cross, 6M and Sid in three valid attempts with the dominant limb. The kinematic data where obtained by the movement capture system VICON and analyzed by the developed routines using the software MatLab. The knee rotation angle, specifically the knee valgus, where generated by the sequences of Euler rotation angle. The scalar angular speeds where drawn by unitary quaternion. Finally, the co-activation ratios between the recto-femoral/femoral biceps (RB) and recto-femoral/gluteus medium (RG) where normalized integral sign by EMG. From this where set the variables moments in each evaluated test. To the valgus angle where extracted the initial contact values (CI) through a force platform Bertec, 40 ms and 100 ms after the CI, in maximum flexion (Flexmax) and maximum knee valgus (Valgmax). To angular speeds where the same moments plus the positive speed momentum (Velpos) and negative speed momentum (Velneg). To the co-activation where used the same angle moments plus the moment of force peak ground reaction (FPRS). In the valgus angle there was interaction [$F_{(2,220)}=11,456$; $p<0,001$] comparing (moment x tests) revealing significant differences in pairwise comparison. In CI, on 100 ms and Flexmax the Sid presented difference to all most all the other tests likewise the Drop on Flexmax. In the angular speed there was the interaction [$F_{(30,330)}=14,476$; $p<0,001$] with significant differences in pairwise comparison. In the moment 40 ms, 100 ms,

Velpos and Velneg the Drop presented differences to all most all the other tests likewise the 6M pointed differences to all the other 100 ms and Velneg tests. There was also a moderated relation from: Cross in the Valgomax moment in valgus angle variables and angle speed ($p=0,032$); Sid in 40 ms moment the valgus angle variables and the co-activation ($p=0,015$); Hop in 100 ms moment the valgus angles variables and co-activation RG ($p=0,029$). Conclusion: the knee dynamics stability functional tests in the dynamic valgus critical moments analysis, show that the valgus angle variables and angular velocity specific behaviors in the tests applied. Besides that was established that the knee valgus increase in Cross is influenced by the speed of angular velocity. Also can be concluded that the neuromuscular adaptation RB in SID – 40 ms, has a direct influence of valgus angle and the synergism of Hop – 100 ms, is fundamental to the knee valgus angle control.

Keywords: Biomechanics, Functional Tests, Dynamic Valgus Knee, Muscle Co-activation.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Médias e desvios padrão dos ângulos de valgo obtidos em cada teste e o Coeficiente de Variação de cada instante.....	41
Tabela 2.	Erro Padrão de Medida (EPM) e Mínima Mudança Detectável (MMD) em graus.....	41
Tabela 3.	Valores de p obtidos nas comparações pareadas dos momentos versos testes, para os ângulos	43
Tabela 4.	Médias e desvios padrão das velocidades angulares obtidos em cada teste e o Coeficiente de Variação de cada instante.....	45
Tabela 5.	Valores de p obtidos nas comparações pareadas dos momentos versos testes, para as velocidades.....	47
Tabela 6.	Médias e desvios padrão das co-ativações RG obtidas em cada teste e o Coeficiente de Variação de cada instante.....	48
Tabela 7.	Médias e desvios padrão das co-ativações RB obtidas em cada teste e o Coeficiente de Variação de cada instante.....	50

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Fluxograma da triagem da amostra.....	16
Figura 2.	Questionário <i>Lyshlom</i>	38
Figura 3.	Ilustração dos marcadores e dos sensores da EMG.....	17
Figura 4.	Ilustração da localização das plataformas.....	20
Figura 5.	Ilustração do teste Drop.....	21
Figura 6.	Ilustração dos <i>Hops Tests</i>	24
Figura 7.	Ilustração do <i>Sidestep Cutting</i>	25
Figura 8.	Ilustração da força Z da plataforma.....	32
Figura 9.	Ilustração dos ângulos de rotação do joelho.....	32
Figura 10.	Ilustração das Velocidades angulares.....	33
Figura 11.	Ilustração da Integral Normalizada do Reto femoral.....	35
Figura 12.	Ilustração da Integral Normalizada do Bíceps femoral.....	35
Figura 13.	Ilustração da Integral Normalizada do Glúteo médio.....	36
Figura 14.	Desempenhos nos testes.....	38
Figura 15.	Comportamento das médias e desvios padrão dos ângulos de flexão do joelho em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax e Valgomax.....	39
Figura 16.	Comportamento das médias e desvios padrão dos ângulos de rotação interna do joelho em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax e Valgomax.....	39
Figura 17.	Comportamento das médias e desvios padrão dos ângulos de valgo do joelho em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax e Valgomax.....	42

Figura 18.	Comportamento das médias e desvios padrão das velocidades angulares do joelho em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax, Valgomax, Velpos e Velneg.....	46
Figura 19.	Comportamento das médias e desvios padrão das razões de co-ativação RG em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax, Valgomax e FPRS.....	49
Figura 20.	Comportamento das médias e desvios padrão das razões de co-ativação RB em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax, Valgomax e FPRS.....	50
Figura 21.	Valores de dispersão e regressão linear com R^2 da velocidade angular e do ângulo de valgo no Cross no Valgomax.....	51
Figura 22.	Valores de dispersão e regressão linear com R^2 da co-ativação RB e do ângulo de valgo no Sid no 40 ms.....	51
Figura 23.	Valores de dispersão e regressão linear com R^2 da co-ativação RG e do ângulo de valgo no Hop no 100 ms.....	52

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

%	Porcentagem
(°)	Graus
.txt	Arquivo de texto
// //	Módulos
±	Mais ou menos
100 ms	Cem milissegundos
3D	Tridimensional
40 ms	Quarenta milissegundos
6M	<i>Six-Meter Timed</i>
aux	Auxiliar
C7	Sétima vertebra da cervical
CF	Contato Final
CI	Contato Inicial
cm	Centímetros
Cross	<i>Cross-over Hop</i>
Drop	<i>Drop Vertical Jump</i>
EMG	Eletromiografia
EPM	Erro Padrão de Medida
Flexmax	Flexão Máxima
Hop	<i>Single Hop</i>
Hz	Hertz
kg	Quilogramas
LCA	Ligamento Cruzado Anterior
m	Metros

MMD	Mínima Mudança Detectável
ms	Milissegundos
N	Newtons
p1	Trocâter maior do fêmur
p2	Epicôndilo lateral do fêmur
p3	Epicôndilo medial do fêmur
p4	Cabeça da fíbula
p5	Maléolo lateral
p6	Maléolo medial
q0	Componente escalar
q1,q2,q3	Componente vetorial
r	Fator de correlação
RB	Reto Femoral e Bíceps Femoral
RG	Reto Femoral e Glúteo Médio
Sid	<i>Sidestep Cutting</i>
T10	Décima vertebra da torácica
Triplo	<i>Triple Hop</i>
Valgomax	Valgo Máximo
Velneg	Velocidade Negativa
Velpos	Velocidade Positiva
x	Produto vetorial
α	Alfa
β	Beta

SUMÁRIO

1.	Introdução.....	1
2.	Revisão da Literatura.....	3
2.1	Fatores de Risco para Lesão do Ligamento Cruzado Anterior.....	3
2.2	Testes Funcionais.....	8
2.3	Contextualização e Justificativa.....	11
3.	Objetivo Geral.....	13
3.1	Objetivos Específicos.....	13
4.	Materiais e Métodos.....	13
4.1	Participantes.....	13
4.2	Procedimentos e Avaliações.....	16
4.2.1	Preparação do Laboratório.....	19
4.2.2	Testes Funcionais.....	20
4.3	Processamento e Análise dos Dados.....	26
4.3.1	Ângulos de Euler.....	26
4.3.2	Quatérnions.....	29
4.3.3	Eletromiografia.....	30
4.4	Análise Estatística.....	36
5.	Resultados.....	37
5.1	Ângulos de Euler – Valgo.....	40
5.2	Quatérnions - Velocidade Angular.....	43
5.3	EMG – Co-Ativação Reto Femoral e Glúteo Médio.....	48
5.4	EMG – Co-Ativação Reto Femoral e Bíceps Femoral.....	49
5.5	Correlações.....	50
6.	Discussão.....	52
6.1	Ângulos de Valgo do Joelho.....	52
6.2	Velocidades Angulares.....	56

6.3	Co-Ativações.....	59
6.4	Limitações do Estudo.....	60
6.5	Relevância Clínica.....	61
7.	Conclusão.....	62
8.	Referências.....	63
9.	Apêndices.....	68
9.1.	Apêndice 1.....	68
9.2	Apêndice 2.....	74
10.	Anexos.....	77
10.1.	Anexo 1.....	77
10.2.	Anexo 2.....	78

1. INTRODUÇÃO

A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) é um acometimento comum em esportes que exigem mudanças de direção ou movimento rotacional do joelho, como a esgrima, judô, futebol e handebol (ENGEBRETSEN et al., 2013). Especificamente, a modalidade esportiva handebol apresenta altas taxas de lesões no joelho, que pode variar de 15,9% a 26%, dados da temporada de 2008 do campeonato Asiático de handebol (OLSEN et al., 2006; PIRY et al., 2011a, 2011b).

Normalmente, as lesões do LCA ocorrem sem contato direto numa taxa de 70 a 84%, de todas as lesões nos atletas (ALENTORN-GELI et al., 2009; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010). A lesão do LCA sem contato ocorre em movimentos realizados com mudança de direção ou corte com desaceleração; aterrissagem de um salto com o joelho perto da extensão máxima; ou quando realiza-se um giro, com o pé fixo, com o joelho próximo da extensão (ALENTORN-GELI et al., 2009; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010).

A característica descrita na literatura, do ponto de vista da cinemática, demonstra que a lesão do LCA é uma combinação da rotação interna do fêmur com adução, mais rotação externa da tíbia em relação ao fêmur, com o joelho perto da extensão (20-30°) mais o movimento de valgo do joelho, nas fases de desaceleração do movimento com o pé fixado no solo. Assim, a translação anterior da tíbia torna o LCA vulnerável (ALENTORN-GELI et al., 2009; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010). Esse conjunto de fatores é denominado valgo dinâmico do joelho (DELAHUNT et al., 2012; GRIFFIN et al., 2006; KRISTIANSUND et al., 2012).

Vários fatores podem levar a lesão do LCA, entretanto, dois fatores são de fundamental importância para a Traumatologia Esportiva: os neuromusculares e os

biomecânicos. Esses fatores podem interferir diretamente na estabilidade articular do joelho, mas são possíveis de sofrerem alterações ou adaptações (GRIFFIN et al., 2006). Com isso, estudos focaram em pesquisas para observarem essas alterações, neuromusculares e biomecânicas, no valgo dinâmico do joelho (KOGA et al., 2010; PALMIERI-SMITH et al., 2009; POWERS, 2010; STENSRUD et al., 2011).

Um grande número de estudos descreveram a influência de diversos fatores que podem influenciar no valgo dinâmico do joelho (CESAR et al., 2011; FORD; MYER; HEWETT, 2003; POWERS, 2010). Entretanto, não foram ainda embasados em testes funcionais mais específicos, ou próximos da realidade encontrada pelas atletas durante um jogo de handebol, como os *Hops Tests* e o *Sidestep Cutting* (ADAMS et al., 2012; BESIER et al., 2001a; KRISTIANSUND et al., 2013; MYER et al., 2011). Além disso, há métodos de análises diferentes do valgo dinâmico do joelho, como a bidimensional e a tridimensional, as quais apresentam valores bem discrepantes dependendo da população (atletas e indivíduos fisicamente ativos) e do teste avaliado (CESAR et al., 2011; FORD; MYER; HEWETT, 2003; HERRINGTON; MUNRO, 2010; SANKEY et al., 2015; STENSRUD et al., 2011)

Há necessidade de maior compreensão e novas pesquisas sobre as variáveis biomecânicas e neuromusculares, no valgo dinâmico do joelho, pois serão fundamentais para poder trilhar melhores meios de avaliar os fatores de risco e assim, possivelmente, indicar intervenções preventivas de lesões no joelho.

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. FATORES DE RISCO PARA LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

As lesões no joelho são uma das principais ocorrências nos esportes, particularmente na esgrima, no handebol, no judô e no futebol, estão normalmente relacionados a entorses de joelho que afetam o LCA, segundo os dados da última Olimpíadas, realizada em Londres 2012 (ENGEBRETSSEN et al., 2013). De acordo com o estudo na *National Collegiate Athletic Association* a lesão de LCA, trata-se da segunda lesão mais comum encontrada nos membros inferiores, em jovens atletas com 16 anos de idade (MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010). Além disso, a cada ano, cerca de 80 mil a 250 mil lesões de LCA ocorrem em jovens atletas na faixa etária de 15 a 25 anos, correspondentes a 50% de todas as lesões de LCA (GRIFFIN et al., 2006).

Estima-se que o custo com lesões de LCA pode chegar a um bilhão de dólares por ano nos Estados Unidos, e que o tratamento cirúrgico é o sexto procedimento mais comum realizado pelos profissionais da medicina esportiva, com cem mil cirurgias realizadas anualmente (GRIFFIN et al., 2006; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010).

Além desse enorme custo financeiro para as instituições e atletas, as lesões de LCA podem resultar em incapacidade significativa nas atividades de vida diária e na prática de esportes, decorrentes justamente de episódios de instabilidades no joelho (ALENTORN-GELI et al., 2009; DI STASI et al., 2013). Essas lesões também levam o atleta ao prejuízo de afastarem-se, em média, por seis meses do esporte - período médio de um tratamento pós-reconstrução de LCA (ADAMS et al., 2012).

As lesões de LCA normalmente estão associadas a lesões meniscais e de cartilagem, as quais, mesmo depois do tratamento cirúrgico, o risco de desenvolvimento de

osteoartrose no joelho não é diminuído (GRIFFIN et al., 2006; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010). E ainda, apresentam a proporção de uma relesão a cada cinco reconstruções de LCA e com maior risco, normalmente, nos primeiros sete meses (DI STASI et al., 2013).

A ruptura do LCA pode acontecer de duas formas, com e sem contato direto. As lesões sem contato tem maior valor para os estudos, pois corresponderem de 70 a 84% de todas as lesões em atletas de ambos os sexos (ALENTORN-GELI et al., 2009; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010). Assim, os estudos de prevenção de lesões de LCA sem contato (LCASC) tornam-se relevantes para a Traumatologia Esportiva (ALENTORN-GELI et al., 2009; GRIFFIN et al., 2006).

A lesão do LCA acontece mais comumente em situações, nas quais o indivíduo realiza mudanças de direção com desaceleração (35%); aterrissagens de um salto com o joelho perto da extensão máxima (31%); ou na realização de um giro com o pé fixo, e com o joelho próximo a extensão (ALENTORN-GELI et al., 2009; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010). Todas essas situações expõem a articulação do joelho a forças de rotações internas e externas, de valgo e varo, além de diferentes angulações de flexão (ALENTORN-GELI et al., 2009). A literatura mostra através de análises cinemáticas, que o mecanismo de ruptura de LCASC mais comum é a combinação da rotação externa da tíbia com o joelho perto da extensão (20 a 30°), mais valgo de joelho durante a desaceleração do movimento com o pé fixo no solo (ALENTORN-GELI et al., 2009; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010). Além desse mecanismo, há estudos recentes que relatam a lesão de LCASC com a translação anterior da tíbia decorrente do valgo dinâmico do joelho, principalmente em mulheres atletas (DELAHUNT et al., 2012; GRIFFIN et al., 2006; KRISTIANSLUND et al., 2012).

O estudo de Koga, et al. (2010), avaliou através de análises cinemáticas os instantes de 10 lesões de LCASC em jogadoras de basquetebol e handebol. Foi relatado que a maioria das lesões ocorreram no momento de 40 ms após o contato inicial do pé como solo. Nesses instantes de contato inicial até os 40 ms houve um aumento de 12° do ângulo de valgo nessas jogadoras.

São diversos fatores que podem levar à ruptura do LCASC, os quais são divididos em intrínsecos – aqueles relacionados com a capacidade corporal e extrínsecos, que não estão relacionados ao corpo. Entretanto, atualmente outra classificação é feita por especialistas na Área de Traumatologia, os quais dividiram em: fatores ambientais (correspondente aos fatores extrínsecos) que são a modalidade do esporte praticado, a superfície, o clima, o calçado e a interação calçados - superfície; fatores anatômicos, que são de difícil intervenção como por exemplo, frouxidão ligamentar; ângulo Q; largura da fossa intercondilar; tamanho do LCA; pronação do pé e alterações de pelve e tronco; e fatores hormonais, os quais estão relacionados normalmente ao ciclo menstrual e aos hormônios sexuais (GRIFFIN et al., 2006; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010).

Há também dois fatores de extrema importância que podem sofrer modificações e serem avaliados, que são os neuromusculares e os biomecânicos.

Os fatores neuromusculares estão relacionados com a ativação inconsciente da musculatura, em resposta a um conjunto de estímulos sensoriais diferentes. Eles correspondem à fadiga muscular, ao recrutamento e força muscular, e à estabilidade e rigidez da articulação (GRIFFIN et al., 2006; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010). Além disso, Griffin, et al. (2006) relataram que as alterações neuromusculares podem ser o principal fator para diferenciar as taxas de lesões de LCA entre homens e mulheres, e que o aumento da ativação do quadríceps durante a contração excêntrica parece ser um fator importante no acometimento do LCA. Mais especificamente, segundo Olsen, et al.

(2004), os técnicos esportivos questionavam que as jogadoras de handebol pareciam perder o equilíbrio, na maioria dos casos após um contato com outra jogadora, e desta forma revelar alterações na coordenação e movimentos pretendidos.

Os principais músculos de ação do joelho, o quadríceps e os isquiotibiais, quando possuem um controle neuromuscular otimizado, ou seja, apresentam uma co-ativação adequada podem gerar maior estabilidade na articulação do joelho, e consequentemente diminuir o risco de translação da tíbia em relação ao fêmur (BUCHANAN; LLOYD, 1997; LLOYD; BUCHANAN, 2001; PALMIERI-SMITH et al., 2009)

Além da musculatura da coxa, Powers, (2010) descreveu a influência do controle neuromuscular do glúteo médio sobre o valgo dinâmico do joelho. Ele sugere que a falta de controle do glúteo médio, músculo que apresenta como uma de suas ações a rotação externa do fêmur, pode ser responsável pelo aumento do valgo dinâmico de forma indireta. Assim, as co-ativações das musculaturas do quadríceps, isquiotibiais e glúteo médio tornam-se objetos de estudos fundamentais no controle do valgo dinâmico do joelho.

Os fatores biomecânicos são divididos em três planos para a avaliação: o plano sagital, no qual a flexão do tronco, quadril, joelho e tornozelo podem ser alterados; o plano coronal, no qual as alterações podem surgir da adução e abdução do quadril, do valgo e varo do joelho e da inversão e eversão do tornozelo; e o plano transversal correspondente às rotações de quadril e joelho. Todos esses movimentos, gerados pelas ações dos atletas, necessitam de mais entendimento, para que se possa oferecer maior compreensão dos mecanismos de lesão e consequentes programas de intervenção adequados e específicos (GRIFFIN et al., 2006; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010).

Outra variável biomecânica pouco explorada na articulação do joelho é a velocidade angular (SANTIAGO, 2009). A velocidade angular pode nos fornecer observações de desempenho da articulação durante a realização de testes funcionais. No estudo de Spano, et al., (2016) ficou demonstrado que após um treino neuromuscular a velocidade angular da articulação do joelho, representada nos três eixos de rotação é maior. Isso caracterizou melhor desempenho no teste funcional de aterrissagem unipodal.

Apesar dos diversos fatores de risco citados, existem poucos trabalhos que conseguiram verificar as alterações de estabilidade dinâmica do joelho, tanto neuromusculares quanto biomecânicas, em testes funcionais dinâmicos como medida preditiva para identificar indivíduos com maior risco de sofrerem lesão do LCA (FITZGERALD et al., 2001).

A Literatura sugere que estudos devem ser conduzidos com foco em fatores de riscos modificáveis como o valgo dinâmico do joelho, para melhor entendimento do mecanismo de lesão do LCA e prevenção dessa lesão (DONNELLY et al., 2012; FITZGERALD et al., 2001; GRIFFIN et al., 2006).

Além dos protocolos de prevenção e avaliações de medidas preditivas através de testes dinâmicos para indivíduos sem lesão de LCA, as pesquisas investigam em sujeitos com ruptura de LCA, quais seriam os melhores testes funcionais dinâmicos na triagem de indivíduos para tratamento conservador ou cirúrgico, respectivamente conhecidos como *copers* e não *copers* (DI STASI et al., 2013; FITZGERALD et al., 2001; MOKSNES; SNYDER-MACKLER; RISBERG, 2008; RUDOLPH; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000).

2.2. TESTES FUNCIONAIS

Os principais testes utilizados para avaliar a função e a estabilidade dinâmica do joelho são os saltos unipodais, conhecidos como *Hop Tests* (FITZGERALD et al., 2001; NOYES; BARBER; MANGINE, 1991); os testes de deslocamento lateral, chamados de *Sidestep Cutting* (DEMPSEY et al., 2009; KRISTIANSUND et al., 2013); e o *Drop Jump* (POWERS, 2010; STENSRUD et al., 2011).

Os *Hop Tests* são considerados os principais testes para representar as exigências de forma mais compatível com aquelas encontradas durante os esportes de alto nível, ou seja, saltar pode fornecer mais informações sobre a estabilidade dinâmica do joelho do que atividades dinâmicas menos extenuantes (RUDOLPH; AXE; SNYDER-MACKLER, 2000).

Os principais *Hop Tests* descritos na literatura são o *Single Hop* (Hop), *Triple Hop* (Triplo), *Cross-over Hop* (Cross) e o *Six-Meter Timed Hop* (6M) (ADAMS et al., 2012; MYER et al., 2011; NOYES; BARBER; MANGINE, 1991). Segundo Noyes et al. (1991), os *Hop Tests* apresentam baixa sensibilidade, mas alta especificidade e baixo falso-positivo para verificar déficits de desempenho entre os membros inferiores, estudo que comparou o desempenho entre um membro com lesão de LCA com o membro sem lesão. A diferença de desempenho entre os membros considerada ideal, como critério de alta pós-reconstrução de LCA, é de 80 a 90% (ADAMS et al., 2012; FITZGERALD et al., 2001; MYER et al., 2011).

Entretanto, os testes de salto que são utilizados rotineiramente para avaliar a evolução de programas de reabilitação apresentam pouca evidência como medida preditiva para identificar indivíduos sem lesão que estejam com a estabilidade dinâmica

do joelho em risco e ainda, possivelmente sujeitos a lesões ou alguma patologia (FITZGERALD et al., 2001).

A manobra de deslocamento lateral está sendo utilizada recentemente em diversas pesquisas, pois é uma forma mais semelhante e funcional de avaliar os gestos esportivos realizados pelos atletas (BESIER et al., 2001a; DONNELLY et al., 2012a; KRISTIANSUND et al., 2013). O teste de deslocamento lateral, conhecido com o *Sidestep Cutting*, consiste de o indivíduo realizar mudanças de direção em diferentes angulações durante a desaceleração da corrida, podendo assim, simular fintas ou cortes realizados durante um jogo (BESIER et al., 2001a; KRISTIANSUND et al., 2013). Essa manobra, certificada através de análises de imagem, está associada a lesões do LCA (DONNELLYb et al., 2012; KRISTIANSUND et al., 2013). Estas pesquisas, portanto, tentaram verificar possíveis alterações biomecânicas, principalmente o valgo dinâmico do joelho durante essa manobra (DEMPSEY et al., 2009; DONNELLY et al., 2012a; KRISTIANSUND et al., 2013; SANKEY et al., 2015).

No estudo de Kristianslund, et al. (2013), o teste de deslocamento lateral foi comparado com o *Drop Jump* em jogadoras de handebol. Obtiveram fraca correlação entre o momento valgo do joelho nos dois testes propostos. Mesmo com elevada carga no plano frontal do joelho podem não ter essa mesma carga durante o deslocamento lateral no momento valgo do joelho.

Sankey et al. (2015) verificaram se existia confiabilidade nas avaliações angulares do *Sidestep Cutting* e relataram que as avaliações de mudança de direção apresentaram ser confiáveis nas suas mensurações, com variações menores que cinco graus de valgo. Porém os momentos articulares observado por plataformas de força apresentaram uma variabilidade grande.

Existem vários testes que avaliaram, principalmente, o valgo dinâmico, pois há na literatura evidências de que o valgo dinâmico do joelho pode levar a um maior risco de lesão do LCA em mulheres (GRIFFIN et al., 2006; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010). Os principais testes utilizados para demonstrar o valgo dinâmico são: *single-leg squat* (agachamento com uma perna), *single-leg vertical drop jump* (queda seguida de salto vertical com uma perna), *two-leg vertical drop jump* (queda seguida de um salto com as duas pernas), *single-leg step down* (descida de um degrau com uma perna) e o *single-leg drop landing* (aterriagem com uma perna) (CESAR et al., 2011; EARL; MONTEIRO; SNYDER, 2007; POWERS, 2010; STENSRUD et al., 2011).

Todos os testes aqui citados para avaliar o valgo dinâmico são importantes, no entanto, conforme o trabalho de Earl et al. (2007), em que foi comparado o *two-leg vertical drop jump* com o *single-leg step down*, ficou demonstrado que o teste realizado somente com uma perna, apresentou maior movimento nos planos transversais e frontais do quadril e tornozelo. Já o teste com as duas pernas apresentou maior movimento no plano frontal dos joelhos, sendo assim mais recomendado para análise do valgo do joelho. Apesar de existirem evidências de que o valgo dinâmico aumenta o risco de lesões de LCA, existem poucos trabalhos com os principais testes funcionais citados (*Hop Tests* e de deslocamento lateral) para essas mesmas observações achadas no *Drop Jump*.

No estudo de Herrington e Munro (2010), foram verificados valores normativos de ângulo de valgo no joelho, numa população de mulheres e homens saudáveis de 18 a 28 anos de idade, em dois testes funcionais o *Drop Jump* e o *Step landing*. No *Drop Jump*, em que a aterriagem ocorre com os dois membros inferiores foi observado um valor normativo de ângulo de valgo para mulher de aproximadamente 7 a 13° e para os homens de 3 a 8°. Durante o *Step landing*, que ocorre com a queda unipodal, as variações dos ângulos ficaram entre 5 e 12° para mulheres e entre 1 e 9° para os homens. Esses

achados foram através de observações bidimensionais, que apesar de serem uma forma mais simples de avaliação e de fácil utilização clínica, não comporta observações mais apuradas nos três eixos de rotação do joelho.

Apesar da apresentação dos valores normativos, a literatura nos mostra valores diferentes, dependendo do teste e da população observada. Sankey et al. (2015) apresentaram valores médios de picos de valgo de $9,93^\circ$, no teste *Sidestep Cutting*. Cesar et al. (2011) durante o *Single leg drop landing* obtiveram $8,1^\circ$. Já um exemplo na avaliação do *Drop vertical jump*, em jogadoras de basquete, os valores máximos de valgo observados foram de aproximadamente $34,6^\circ$ (FORD; MYER; HEWETT, 2003).

2.3.CONTEXTUALIZAÇÃO E JUSTIFICATIVA

Os três grupos de avaliações da estabilidade dinâmica do joelho - *Hop Tests*, deslocamento lateral e um teste clínico (*Vertical Drop Jump*) mais utilizado - são normalmente realizados em mulheres (ALENTORN-GELI et al., 2009; CESAR et al., 2011; KRISTIANSUND et al., 2013). Há evidências na literatura de que mulheres com aumento do valgo dinâmico podem estarem mais suscetíveis a terem lesão do LCA, além de mostrar, em alguns estudos, que a taxa de lesão de LCA em mulheres é mais alta do que nos homens, aproximadamente de três a sete vezes maior em esportes como futebol e basquetebol (GRIFFIN et al., 2006; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010).

No estudo que avaliou prospectivamente as variações de valgo, no *Sidestep Cutting*, em atletas de futebol, basquetebol e voleibol, para saber se haveria aumento da relação com lesões do LCA, demonstrou-se que as atletas que sofreram lesão do LCA apresentavam 8° a mais de valgo do joelho quando comparadas com as atletas que não

sofreram lesão. Além disso, foi observado 73% de especificidade e 78% de sensibilidade das medidas de valgo do joelho na predição da lesão do LCA (HEWETT et al., 2005)

Os testes de deslocamento lateral em jogadoras de handebol estão sendo utilizados para averiguar o valgo dinâmico do joelho, aproximando dessa forma às situações semelhantes ao que se realizam no esporte (HOLM et al., 2004; KRISTIANSUND et al., 2013; STENSRUD et al., 2011). Segundo a pesquisa realizada nas Olimpíadas de Londres, o handebol configura entre as modalidades com o maior risco dos atletas sofrerem alguma lesão, 15 a 39% dos atletas foram lesionados. Essas lesões ocorreram 75,3% durante a competição e 24,7% nos treinos. Em relação à divisão por articulação, o handebol apresenta taxas de lesões no joelho como as mais altas encontradas (15,9% a 26%) na modalidade (OLSEN et al., 2006; PIRY et al., 2011a). Com isso, a modalidade do handebol feminino tornar-se uma amostra pertinente para as observações e análises do valgo dinâmico do joelho.

Portanto, justifica-se a necessidade de definir de forma ampla as variáveis biomecânicas (ângulos de rotação e velocidade angular) e neuromusculares (co-ativações) que envolvem o valgo dinâmico do joelho, tanto nos *Hop Tests* como no teste de deslocamento lateral, utilizados como ferramentas de observações de estabilidade dinâmica do joelho, em mulheres praticantes de handebol. E assim, buscar traçar melhores meios de triagem para possíveis fatores de risco do LCA nessa população.

Para tanto, trabalhou-se com a hipótese principal de que os *Hop Tests* e o *Sidestep Cutting* (Sid), pudessem apresentar diferenças biomecânicas e neuromusculares em relação ao *Vertical Drop Jump* (Drop), justamente por serem testes mais específicos utilizados na lesão do LCA (*Hop Tests*) e próximos da realidade encontrada em quadra por essas atletas (Sid).

3. OBJETIVO GERAL

O objetivo desta presente dissertação é descrever e comparar testes funcionais de estabilidade dinâmica de joelho em atletas de alto nível de handebol, através de análises cinemáticas e eletromiográficas do membro inferior.

3.1.OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Descrever e analisar os movimentos angulares de rotação do joelho, nos testes *Drop Vertical Jump*, *Hop Tests* e *Sidestep Cutting*.

Descrever e analisar as velocidades angulares de rotação do joelho, nos testes *Drop Vertical Jump*, *Hop Tests* e *Sidestep Cutting*.

Descrever e analisar as razões de co-ativação dos músculos reto femoral, bíceps femoral e glúteo médio, nos testes *Drop Vertical Jump*, *Hop Tests* e *Sidestep Cutting*.

Comparar os movimentos angulares de rotação do joelho com as velocidades angulares e com as razões de co-ativação nos testes funcionais (*Drop Vertical Jump*, *Hop Tests* e *Sidestep Cutting*) de estabilidade dinâmica do joelho.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1.PARTICIPANTES

O desenho experimental da pesquisa foi um estudo transversal, no qual foram analisadas doze voluntárias com idade média de $21,2 \pm 2,4$ anos, massa corporal média de $68,9 \pm 10,3$ kg e estatura média de $1,70 \pm 0,04$ m. O cálculo amostral foi realizado com nível de confiança de 95% e considerado 5% de erro amostral, o que indicou $n = 14$. Duas

participantes apresentaram dominância de membros superiores e inferiores para o lado esquerdo, enquanto as demais eram para o lado direito. Todas as voluntárias eram atletas de alta rendimento de Handebol, as quais apresentavam-se com perfil esportivo nesta modalidade com médias $7,8 \pm 3,1$ anos de treinamento, com frequência semanal de treinamento específico da modalidade de 5 – 6 dias por semana, com 2 – 3 horas por treino, além de 3 – 4 dias por semana de treinamento de musculação, com 1,0 hora por treino. Todas as atletas pertenciam à Federação Paulista de Handebol e participaram dos principais campeonatos do Estado de São Paulo, na temporada de 2015, como o Campeonato Paulista, os Jogos Regionais da 5ª Região com o título de primeiro lugar e Jogos Abertos do Interior com o título de terceiro lugar.

Foram excluídas as voluntárias com histórico de lesão musculoesquelética nos últimos seis meses que poderiam interferir nos testes, as que apresentaram dor ou qualquer desconforto no dia da avaliação, as que realizaram cirurgia no joelho que poderiam influenciar nos testes, e aquelas que não conseguiram realizar os testes propostos pela pesquisa (EARL; MONTEIRO; SNYDER, 2007). O fluxograma da triagem das voluntárias está apresentado na Figura 1. Vale ressaltar que apesar de algumas voluntárias terem sido excluídas da amostra de análise todas foram avaliadas, pois eram atletas pertencentes a equipe de handebol e aptas a jogarem, mesmo tendo histórico de lesão. Foi em comum acordo com a comissão técnica que todas iriam ser avaliadas, mesmo que somente com a aplicação dos questionários, para possíveis achados de fatores de risco de lesões. Como consequência, foi gerado um relatório individual de cada atleta e entregue a comissão técnica (Apêndice 1).

Além do levantamento do histórico esportivo, de lesões e dados antropométricos relatados através da Ficha de Avaliação (Apêndice 2), foi aplicado um questionário para caracterização da amostra de forma subjetiva em relação aos acometimentos no joelho, o

Questionário Específico para Sintomas do Joelho - *Lysholm Knee Scoring Scale* (COLLINS et al., 2011). (Anexo 1)

O Questionário Específico para Sintomas do Joelho, *Lysholm*, é um dos mais utilizados para avaliação de cirurgias ligamentares do joelho. Especificamente, busca avaliar os sintomas de instabilidade articular. Ele é composto de oito questões de respostas fechadas, as quais os resultados podem ser evidenciados de forma ordinal ou nominal: “excelente” de 95 a 100 pontos, “bom” de 84 a 94 pontos, “regular” de 65 a 83 pontos, e “ruim” quando a pontuação for igual ou inferior a 64 pontos. Esse questionário possui validação e tradução para Língua Portuguesa (COLLINS et al., 2011).

Todas as participantes assinaram no momento de inclusão na pesquisa o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa HCRP e FMRP, nº 6320/2014. (Anexo 2)

Figura 1. Fluxograma da triagem da amostra.

4.2.PROCEDIMENTOS E AVALIAÇÕES

Todas as participantes passaram por um breve aquecimento padronizado, de cinco minutos de corrida. Após o aquecimento foram orientadas sobre a realização dos testes funcionais e puderam se familiarizar com os testes, antes de serem executados os três ensaios válidos com o membro inferior direito e o membro inferior esquerdo. No teste Drop, foram realizados três ensaios válidos de forma bipodal. Entre cada tentativa válida houve um intervalo de aproximadamente 60 segundos de repouso, para que as

participantes não apresentassem fadiga. (DONNELLYb et al., 2012; KRISTIANSUND et al., 2013).

Após a familiarização com os testes, foram colocados 25 marcadores retrorrefletivos, de 20 mm de diâmetro, nas seguintes proeminências ósseas: acrômio direito e esquerdo, processo espinhoso das vertebra C7, T10, primeira vertebra sacral, espinha ilíaca antero-superior direita e esquerda, trocânter maior do fêmur direito e esquerdo, epicôndilo lateral direito e esquerdo, epicôndilo medial do fêmur direito e esquerdo, cabeça da fíbula direita e esquerda, maléolo lateral direito e esquerdo, maléolo medial direito e esquerdo, cabeça do V metatarso direito e esquerdo, cabeça do I metatarso direito e esquerdo, e tuberosidade do calcâneo (CAPPOZZO et al., 1995; MCLEAN et al., 2005). (Figura 3)

Figura 3. Ilustração dos marcadores e dos sensores da EMG. (A) Voluntária, (B) Proeminências ósseas e local do EMG, (C) Marcadores Reconstruídos. (p1-acrômio direito, p2 – C7, p3-acrômio esquerdo, p4-T10, p5-sacro, p6-7 - espinha ilíaca direita e esquerda, p8-trocânter maior, p9 – epicôndilo lateral, p10 – epicôndilo medial, p11 –

cabeça da fíbula, p12-maléolo lateral, p13-maléolo medial, p14 – calcâneo, p15 – V metatarso, p16 – I metatarso; S1 - glúteo médio, S2 – bíceps femoral, S3 – reto femoral, S4 – tibial anterior e S5 – gastrocnêmio medial).

Para colocação dos marcadores, foi usado fitas adesivas dupla face para melhor fixação. Todas as proeminências ósseas foram demarcadas com uma caneta própria para a pele. Além disso, os marcadores do pé foram colocados de forma indireta, isto é, sobre os tênis das voluntárias, após a palpação das proeminências ósseas de interesse. Optou-se por realizar os testes funcionais com os calçados adequados para saltos e de preferência o utilizado em jogos de handebol. Assim, conseguiu-se simular um ambiente de aterrissagem o mais próximo da realidade do esporte, sem prejudicar ou lesionar as atletas.

Durante a preparação das participantes também foram acoplados dez sensores da eletromiografia operando na frequência de 2000 Hz (EMG Trigno™ Wireless System), amplitude do sinal $\pm 5V$, com ganho efetivo do sinal de $909 V/V \pm 5\%$ e linha de base do ruído $< 0,5 \text{ mV RMS}$ (www.delsys.com), sobre os ventres musculares dos seguintes músculos bilateralmente: glúteo médio, bíceps femoral, reto femoral, gastrocnêmio medial e tibial anterior. (BOUILLON et al., 2012; WILLIAMS et al., 2003). A colocação dos eletrodos foi orientada segundo as recomendações da SENIAM (HERMENS et al., 1999), e para o acoplamento do eletrodo foram realizadas a tricotomia, a abrasão e a limpeza da pele com algodão embebido em álcool 70%, além da verificação do sinal do eletrodo após um teste de função muscular. Foram utilizadas fitas adesivas dupla face para fixação dos eletrodos, assim como uma fita de bandagem elástica sobre a pele, para evitar queda dos eletrodos e diminuição de artefatos de movimento.

A preparação das voluntárias foi realizada somente por um avaliador, apto e familiarizado com os procedimentos, para evitar possíveis erros de colocação dos marcadores e dos sensores. Após a preparação das atletas voluntárias foram realizadas as avaliações dos testes funcionais.

4.2.1. PREPARAÇÃO DO LABORATÓRIO

A coleta da cinemática foi realizada pelo Sistema VICON (Centennial, CO, EUA) de captura de movimento, composto de oito câmeras MX-T-40S, com quatro megapixels de resolução espacial e 515 quadros por segundo de resolução temporal. Antes das coletas foi realizado o procedimento de calibração das câmeras, com erro mínimo de (0,01 cm), seguido da orientação espacial do laboratório para a obtenção das coordenadas tridimensionais dos marcadores anatômicos citados anteriormente. A aquisição dos dados tridimensionais da cinemática foi feita com as câmeras na frequência de 250 Hz.

A obtenção dos dados da dinâmica utilizados neste presente trabalho somente para nortear os instantes da cinemática (detalhamento no item Processamento de Dados, a seguir), através de duas plataformas de salto Bertec (Columbus, EUA). As plataformas foram posicionadas no meio laboratório, no espaço de maior captura de imagens das câmeras, após a elaboração e aquisição de um piso elevado para o laboratório. O posicionamento das plataformas foi de forma estratégica para não ocorrer perda dos pontos anatômicos durante a captura de movimento pelas câmeras, e para estar localizada onde todas as aterrissagens deveriam ser realizadas. O esquema da localização das plataformas pode ser observado na Figura 4. Além disso, foram colocados tapetes antiderrapantes sobre as plataformas e sobre o piso elevado, para que as voluntárias não soubessem onde as plataformas estavam, e assim, não influenciar nas aterrissagens

durante os testes funcionais. A aquisição dos dados de dinâmica foi numa frequência de 2000 Hz.

Figura 4. Ilustração da localização das plataformas. O * e retângulo representam as plataformas e o retângulo verde a plataforma de salto. (A) Hop, (B) Triplo, (C) Cross, (D) 6M, (E) Drop, (F) Sid.

Além das câmeras do Sistema VICON, foram utilizadas outras três câmeras Gopro (HERO 3+ Black), ajustadas em uma frequência de 120 Hz e resolução de 1280 x 720 pixels, posicionadas estrategicamente para obtenção de imagens bidimensionais, com o intuito posteriormente de realizar avaliações qualitativas das atletas (neste presente trabalho, as imagens dessas câmeras foram utilizadas para as ilustrações). A aquisição de todos os dados, cinemática – VICON, dinâmica – plataformas e eletromiografia, foram pré sincronizadas via *hardware* (Vicon) e pós via *software* (Nexus).

4.2.2. TESTES FUNCIONAIS

Os testes funcionais foram realizados em três etapas: a primeira, com a avaliação do *Drop Vertical Jump* (Drop); a segunda etapa, com os testes funcionais de saltos para joelho, quatro *Hops Tests*; e por último, com o teste de deslocamento lateral, conhecido como *Sidestep Cutting*.

Teste Drop Vertical Jump

O Drop é um dos principais testes utilizados para avaliar o valgo dinâmico do joelho (FORD; MYER; HEWETT, 2003; HEWETT et al., 2005; POWERS, 2010; STENSRUD et al., 2011). No Drop, as voluntárias foram orientadas a ficarem em cima de um tablado, de 40 cm de altura, com os pés afastados na largura do quadril (SPANIO et al., 2016) e com os membros superiores ao longo do corpo. Após o posicionamento inicial, foram instruídas a caírem diretamente para fora do tablado e imediatamente saltarem o mais alto possível na vertical (HEWETT et al., 2005). Para padronizar o teste, todas deveriam sair do tablado com a perna direita à frente e aterrissarem com as duas pernas no chão, onde se localizavam as duas plataformas. Foram também informadas que o posicionamento dos pés durante aterrissagem no solo deveria ser realizado de forma natural e que os braços deveriam ser elevados acima da cabeça, imaginando pegar um objeto o mais alto possível, conforme descrito por Ford et al. (2003) (Figura 5).

No Drop, foram realizados três ensaios válidos, considerando-os inválidos quando as voluntárias perderam o equilíbrio durante a execução, saltaram do tablado, ou não caíram dentro da área das plataformas (STENSRUD et al., 2011).

Figura 5. Ilustração do teste Drop. (A) Saída da plataforma. (B) Momento de Flexão Máxima. (C) Fase aérea do salto.

Testes Funcionais de Saltos

Nos Testes Funcionais de Saltos para joelho foram utilizados quatro *Hop Tests* descritos a seguir e ilustrados pela Figura 6.

O primeiro *Hop* a ser realizado é o *Single Hop Test* (Hop). As atletas foram posicionadas inicialmente de forma unipodal e com o joelho levemente fletido. Após o posicionamento, foram instruídas a realizarem um salto unipodal, o mais distante possível para frente, e aterrissarem com a mesma perna. No posicionamento inicial, ainda foram orientadas quanto ao balanço dos membros superiores para frente no momento do salto para pegar impulsão. O teste foi considerado inválido quando perderam o equilíbrio, tocaram o piso com o membro contralateral imediatamente após a aterrissagem, saltaram sem respeitar o comando de voz, ou quando não caíram dentro da área das plataformas (LOGGERSTEDT et al., 2012; MYER et al., 2011; NOYES; BARBER; MANGINE,

1991). Foram realizados três testes válidos em sequência com o membro inferior dominante e três com o não dominante.

O segundo *Hop* realizado foi o *Triple Hop Test* (Triplo), no qual as voluntárias deveriam saltar para frente, em linha reta, com a mesma perna, três vezes seguidas, procurando buscar a maior distância possível. O posicionamento inicial e a validação do teste foram os mesmos do Hop (MYER et al., 2011; NOYES; BARBER; MANGINE, 1991). Foram realizados três testes válidos em sequência com o membro inferior dominante e três com o não dominante, e foi escolhida a segunda aterrissagem do Triplo para a realização das análises.

O terceiro foi o *Cross-over Hop Test* (Cross), no qual as atletas receberam a instrução de saltarem para frente, com a mesma perna, três vezes seguidas, buscando a maior distância possível, porém deveriam cruzar uma faixa de 15 centímetros de largura. O início do deslocamento lateral ocorreu para o lado oposto da linha medial do membro apoiado. O posicionamento inicial e a validação do teste foram os mesmos do Hop (MYER et al., 2011; NOYES; BARBER; MANGINE, 1991). Foram realizados três testes válidos em sequência com o membro inferior dominante e três com o não dominante, e foi escolhida a segunda aterrissagem do Cross para a realização das análises.

O último teste de salto realizado foi *Six-Meter Timed Hop Test* (6M). As voluntárias saltaram em linha reta, ao longo de seis metros, somente com uma perna, o mais rápido possível. O posicionamento inicial e a validação do teste foram os mesmos do Hop (MYER et al., 2011; NOYES; BARBER; MANGINE, 1991). Foram realizados três testes válidos em sequência com o membro inferior dominante e três com o não dominante, e foi escolhida a segunda aterrissagem do 6M, onde a aterrissagem fosse na plataforma, para a realização das análises.

Figura 6. Ilustração dos *Hops Tests*. (A) *Single Hop Test*, (B) *Cross-over Hop Test*, (C) *Triple Hop Test* e (D) *Six-Meter Timed Hop Test*. Os retângulos e * representam as plataformas de salto.

Teste de Deslocamento Lateral

O teste de deslocamento lateral, *Sidestep Cutting* (Sid) foi realizado para simular um drible, uma finta que é comum durante jogos de handebol e normalmente associado às lesões do joelho (BARBER-WESTIN et al., 2009; DONNELLY et al., 2012a; FRANK et al., 2013; KRISTIANSLUND et al., 2013). A manobra de deslocamento lateral constitui da participante desacelerar de uma corrida em linha reta, de cinco metros, e realizar o deslocamento ou corte lateral de 45° em relação ao eixo de corrida (BESIER et al., 2001b; KRISTIANSLUND et al., 2013). Na corrida as participantes foram orientadas a realizarem da forma mais veloz possível. A mudança de direção foi realizada para o

lado direito, em que a atleta fez o movimento com o membro inferior esquerdo apoiado no solo. O inverso ocorreu para o lado esquerdo, com o movimento sendo realizado pelo membro inferior direito. A mudança de direção de 45° foi orientada por uma fita, destacada no chão, no chão (Figura 7). O teste foi invalidado quando as participantes não seguiram a fita no chão, realizaram de forma lenta a aproximação do local de deslocamento, ou não pisaram na área onde estavam localizadas as plataformas. Foram aplicados três testes válidos em sequência com o membro inferior dominante e três com o não dominante (DONNELLYa et al., 2012).

Figura 7. Ilustração do *Sidestep Cutting*. (* e retângulo branco) Representam a plataforma de salto no local da mudança de direção de 45° .

4.3.PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

O processamento de todos os dados de cinemática, dinâmica e EMG foram através do *software* Vicon Nexus 1.8.5, o qual possibilitou primeiramente a reconstrução 3D dos 25 marcadores. Caso houvesse *gaps* durante a reconstrução das coordenadas tridimensionais dos marcadores utilizou-se o filtro *Pattern* para interpolar esses intervalos. Na aplicação do filtro *Pattern* sempre foi escolhido o marcador mais próximo daquele que estava sendo reconstruído, e que constituía dentre os pontos do modelo de corpos rígidos. Esse *software* possibilitou a exportação de todos os dados da cinemática, dinâmica e EMG em arquivos C3D. Os arquivos, então, foram salvos no formato .txt no *software* (Visual 3D C-Motion Version 3.19, Germantown, MD, USA), para posteriores análises.

As análises dos dados foram realizadas através de rotinas desenvolvidas pelo Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LabioCom), da Faculdade de Educação Física e Esportes da USP de Ribeirão Preto, por meio do *software* MatLab (Mathworks Inc., Natick, MA, USA).

4.3.1. ÂNGULOS DE EULER

Para as análises cinemáticas das variações angulares de flexão e extensão, valgo e varo, e rotações internas e externas do joelho, foi utilizada a convenção dos ângulos de Euler (GROOD; SUNTAY, 1983). Na biomecânica para representar as rotações de um segmento corporal no espaço tridimensional é comumente utilizado os modelos de corpos rígidos para representarem as articulações. Desta forma, primeiramente é necessário a

localização da posição das coordenadas x , y e z , de pelo menos três pontos não-colineares de um segmento. Assim, é possível definir um sistema de coordenadas local, e com um ponto fixo pré-determinado é possível definir uma base que possa referenciar a posição e orientação do segmento em relação ao sistema de coordenadas global. Esses sistemas foram definidos de forma que o eixo z fosse determinado na direção vertical (crânio caudal), com sentido positivo para cima; o eixo y foi determinado na direção antero-posterior (sagital), com sentido positivo para anterior; e finalmente, o eixo x determinado pelo produto vetorial de y por z . A definição desses sistemas de coordenadas global e local, normalmente segue a orientação da regra da mão direita – sistema de coordenada cartesiana ortogonal.

A rotina criada para calcular os ângulos de Euler da articulação do joelho seguiu os passos: primeiramente, todas as coordenadas não-colineares foram filtradas pelo filtro *Butterworth*, passa-baixa de 4 ordem, com 10 Hz de frequência de corte. A frequência de corte foi estipulada através de análise resíduo (WINTER, 1990). Após, foram definidos os sistemas de referências locais pelo versores i , j e k construídos através das coordenadas tridimensionais de cada marcador. No sistema coxa, foram utilizados os marcadores das proeminências ósseas do trocânter maior do fêmur (p1), epicôndilo lateral do fêmur (p2) e epicôndilo medial do fêmur (p3). Para o sistema perna, foram definidos os marcadores da cabeça da fíbula (p4), do maléolo lateral (p5) e do maléolo medial (p6).

As formulações para os cálculos, juntamente com as matrizes de rotação estão demonstradas a seguir:

Sistema local – Coxa:

$$k_{coxa} = \frac{p1 - p2}{\|p1 - p2\|} \quad (1)$$

$$aux_{coxa} = \frac{p3 - p1}{\|p3 - p1\|} \quad (2)$$

$$j_{coxa} = aux_{coxa} \times k_{coxa} \quad (3)$$

$$i_{coxa} = j_{coxa} \times k_{coxa} \quad (4)$$

Assim, os vetores unitários da coxa são dispostos em colunas para a construção da matriz ortogonal $[S_{coxa}]$:

$$[S_{coxa}] = \begin{bmatrix} i_{x_{coxa}} & j_{x_{coxa}} & k_{x_{coxa}} \\ i_{y_{coxa}} & j_{y_{coxa}} & k_{y_{coxa}} \\ i_{z_{coxa}} & j_{z_{coxa}} & k_{z_{coxa}} \end{bmatrix} \quad (5)$$

Sistema local – Perna:

$$k_{perna} = \frac{p4 - p5}{\|p4 - p5\|} \quad (6)$$

$$aux_{perna} = \frac{p6 - p4}{\|p6 - p4\|} \quad (7)$$

$$j_{perna} = aux_{perna} \times k_{perna} \quad (8)$$

$$i_{perna} = j_{perna} \times k_{perna} \quad (9)$$

De forma análoga à coxa, foi construída a matriz ortogonal da perna

$$[S_{perna}] : [S_{perna}] = \begin{bmatrix} i_{x_{perna}} & j_{x_{perna}} & k_{x_{perna}} \\ i_{y_{perna}} & j_{y_{perna}} & k_{y_{perna}} \\ i_{z_{perna}} & j_{z_{perna}} & k_{z_{perna}} \end{bmatrix} \quad (10)$$

Nos quais os símbolos $\| \|$ e $\times$ representam, respectivamente, as operações do módulo e o produto vetorial em $\mathbb{R}^3$.

Com os sistemas de referências locais definidos, foram possíveis os cálculos para a obtenção dos ângulos de Euler a partir das matrizes de rotação $[M_R]$ que representam os movimentos rotacionais ocorridos na articulação do joelho. Para tanto, foi utilizada a função ‘*dcm2angle*’, do Matlab na sequência de rotação $XY'Z''$ das 12 possíveis rotações de Euler.

$$[M_R] = [S_{coxa}] [S_{perna}]^{-1} \quad (11)$$

Por fim, o eixo X representa a flexão e extensão do joelho, o eixo Y' o valgo e varo do joelho, e o eixo Z'' as rotações internas e externas do joelho (SANTIAGO, 2009).

4.3.2. QUATÉRNIONS

As análises das velocidades angulares foram feitas através das formulações matemáticas dos cálculos dos quatérnions unitários. Os quatérnions unitários, utilizados no presente estudo, representam o movimento de rotação da articulação do joelho de cada voluntária, obtidos pelos cálculos (matriz de rotação) dos Ângulos de Euler. Esse método pode apresentar vantagens matemáticas em relação as outras formas de representação baseadas nas matrizes de rotação, como menor número de coordenadas usadas para sua descrição e a multiplicação efetuada de modo mais eficiente (GOMES; VELHO, 1998), além da maior facilidade em encontrar o ângulo de rotação entorno do eixo que ocorrem as rotações angulares (KUIPERS, 1999). As formulações matemáticas foram as mesmas demonstradas por Santiago, (2009).

A velocidade angular representada pela rotação via quatérnion unitário q , foi obtida por um vetor que definiu o eixo de rotação da articulação do joelho (componente vetorial

q_1 , q_2 e q_3), expresso em coordenadas cartesianas e junto com a rotação ocorrida entorno deste vetor (componente escalar q_0), expresso em radianos, e posteriormente convertido em graus. Para tanto foi utilizada a função '*dcm2quat*' do Matlab. Assim foi analisada a componente escalar, ou seja, o eixo que representa as três rotações do joelho.

4.3.3. ELETROMIOGRAFIA

A análise do sinal eletromiográfico foi utilizado para a obtenção das co-ativações entre os músculos reto femoral e bíceps femoral (RB), e reto femoral com o glúteo médio (RG).

Para obter essa razão os sinais brutos da EMG passaram por uma retificação total e por um filtro de *Butterworth* passa-banda de 15 a 500 Hz de frequência de corte. Com isso, para criação do envelope linear foi aplicado um filtro de *Butterworth* com uma frequência de corte de 50 Hz (passa-baixa) no sinal do EMG retificado (CESAR, 2009). A razão de co-ativação do sinal de cada músculo dentro da janela de interesse (descrição a seguir), obtida pelo procedimento de normalização dinâmica, foi dividido pelo sinal máximo (pico) gerado dentro dessas fases específicas em cada teste (BUCHANAN; LLOYD, 1997; CESAR, 2009; LLOYD; BUCHANAN, 2001; PALMIERI-SMITH et al., 2009).

O valor da integral normalizada de cada músculo dentro das janelas específicas de interesse foram utilizadas da seguinte forma para gerar a razão de co-ativação RB e RG: se o valor da integral normalizada do reto femoral fosse maior do que os valores do bíceps femoral e glúteo médio, o reto femoral era utilizado como divisor para os outros músculos; entretanto, se o bíceps femoral e o glúteo médio fossem maiores, eles eram

utilizados como divisores (BUCHANAN; LLOYD, 1997; CESAR, 2009; LLOYD; BUCHANAN, 2001; PALMIERI-SMITH et al., 2009). Contudo, as razões de co-ativação RB e RG sempre apresentaram um valor menor ou igual a 1.

A razão de co-ativação de RB representa a relação entre a musculatura agonista e a antagonista, enquanto a razão de co-ativação RG foi apresentada para demonstrar a relação de sinergismo entre o reto femoral e glúteo médio. Na literatura, a razão de co-ativação é descrita para evidenciar a estabilidade da articulação do joelho, sendo que o valor mais próximo de 1 indica uma boa co-ativação, entretanto quando esse valor fica próximo de zero é um indicativo de pouca co-ativação e maior instabilidade articular (BUCHANAN; LLOYD, 1997; LLOYD; BUCHANAN, 2001; PALMIERI-SMITH et al., 2009).

A partir das curvas geradas e descritas acima das rotações angulares, velocidades angulares e dos sinais da EMG, foram extraídos os valores de interesse para as análises estatísticas. Para todos os testes funcionais avaliados, foi estabelecido um momento único, o contato inicial (CI), para gerar os outros instantes de análises em cada teste, nas variáveis de rotação de ângulo, de velocidade angular e de co-ativações pela EMG.

O CI e o contato final (CF) foram estipulados pelas plataformas de salto quando era gerado um limiar maior que 20 N (newtons) para o CI e menor que 20 N para o CF, na força z correspondente à força na vertical (Figura 8) (SANKEY et al., 2015). Esse instante foi obtido dessa maneira, pois todos os sinais (cinemática, dinâmica e EMG) estavam sincronizados.

O CI e o CF forneceram parâmetros para traçar outros instantes de análises e para gerar os valores das variáveis de interesse nesta pesquisa. Todas as análises foram realizadas no membro dominante.

Figura 8. Ilustração da força z da plataforma com os instantes de análises CI, CF e FPRS.

Nos ângulos de rotação do joelho dominante, os valores de valgo foram assim estipulados: no CI, no momento 40 ms após o CI, no momento 100 ms após o CI, no momento de flexão máxima do joelho (Flexmax) e no momento de valgo máximo (Valgomax) dentro da janela de tempo CI e CF (Figura 9).

Figura 9. Ilustração dos s ângulos de rotação do joelho, com os respectivos momentos de análises: Pontilhado – 40 ms, tracejado 100 ms, linha contínua fina - Valgomax, linha contínua grossa – Flexmax.

Nas velocidades angulares do joelho dominante os valores das velocidades escalares foram assim estipulados: no CI, no momento 40 ms após CI, no momento 100 ms após o CI, na Flexmax, no Valgomax, na velocidade máxima angular positiva (Velpos) e na velocidade máxima angular negativa (Velneg). Esses dois últimos instantes representam, respectivamente, a máxima velocidade angular realizada durante a desaceleração do movimento – momento de flexão do joelho e a máxima velocidade angular realizada durante a aceleração do movimento – momento de extensão do joelho (Figura 10).

Figura 10. Ilustração das Velocidades angulares e seus respectivos momentos de análise: A – 40 ms, B – Velpos, C – 100 ms, D – Valgomax, E – Flexmax e F – Velneg.

Nas co-ativações RB e RG do joelho dominante foram traçadas janelas de interesse a partir da integral normalizada: no CI foi estipulado a razão do CI e 40 ms antes (80 quadros analisadas), no 40 ms foi do CI até 40 ms, no 100 ms foi do CI até 100 ms, na Flexmax foi do CI até a Flexmax, no Valgomax foi do Valgomax e 40 ms antes do mesmo, e por último, na força pico de reação do solo (FPRS), que foi do CI até FPRS

(Figuras 11, 12 e 13). A FPRS foi estipulada no maior valor (pico) da força z (vertical) durante a fase CI e CF nas plataformas (Figura 8).

Todos esses momentos oferecem análises pertinentes sobre as observações a serem feitas na descrição do valgo dinâmico do joelho e suas possíveis lesões. Nos instantes de 40 e 100 ms Koga, et al. (2010) demonstraram que a maioria das lesões do LCA ocorriam nesse período. Já nas Flexmax e Valgomax são considerados momentos que podem estar relacionados com lesões no joelho (KRISTIANSUND; KROSSHAUG, 2013; STENSRUD et al., 2011). No intervalo da FPRS ocorre a desaceleração do movimento, a qual está intimamente relacionada com as rupturas do LCA, e que ocorrem normalmente na fase de aterrissagem com o joelho perto da extensão (CESAR et al., 2011; SANKEY et al., 2015).

Nos testes Hop, Triplo e Cross foram calculadas as distâncias dos saltos através do marcador do calcâneo e também a velocidade de desaceleração no momento do CI, através do marcador localizado na primeira vertebra sacral. Esses dados estão apresentados no item Resultados para descreverem a amostra quanto ao desempenho nos testes.

Figura 11. Ilustração do Integral Normalizada do Reto femoral na janela de Flexmax, no Drop.

Figura 12. Ilustração do Integral Normalizada do Bíceps femoral na janela de Flexmax no Drop.

Figura 13. Ilustração do Integral Normalizada do Glúteo médio, na janela de Flexmax, no Drop.

4.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente, a estatística descritiva (média/desvio-padrão, mínimo/máximo e amplitude) foi empregada. Na sequência, a distribuição normal e a esfericidade das variâncias foram observadas por meio dos testes de Shapiro-Wilk e *Mauchly's test*, respectivamente.

Para verificar as possíveis interações em cada um dos cinco momentos (CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax e Valgomax), entre as médias dos três testes propostos do membro dominante (Drop, Hop, Triplo, Cross, 6M e Sid), foram aplicadas ANOVA *two Way* com medidas repetidas e teste de *pos-hoc*, quando necessário, com ajustes de *Bonferroni* para localizar as diferenças. Para cada momento, nos testes avaliados, foram calculados os Coeficientes de Variação, para comparar a variabilidade dos ângulos de valgo do joelho nos testes (GOMES, 1990).

As mesmas análises (ANOVAs *two Way*) foram aplicadas para as variáveis das velocidades angulares e para as variáveis de co-ativação RG e RB da EMG.

Foram realizadas correlações pelo teste de Correlação de Person entre os instantes de ângulo de valgo de cada teste com os instantes correspondentes de cada teste nas velocidades angulares, na co-ativação RG e na co-ativação RB da EMG.

Caso houvesse correlação entre as variáveis, foi aplicada a regressão linear para verificar o quanto prediz esta variável. Os coeficientes de correlação (r) foram classificados como: muito fraco (0,0 – 0,2), fraco (0,2 – 0,4), moderado (0,4 – 0,7), forte (0,7 – 0,9) ou muito forte (0,9 – 1,0) (ROWNTREE, 1991).

Nas variáveis angulares de valgo do joelho foram calculados o Erro Padrão de Medida (EPM) (Razão entre o desvio-padrão e a raiz quadrada do tamanho da amostra $n = 12$) e a Mínima Mudança Detectável (MMD) (Produto entre o EPM, raiz quadrada de dois e z), com nível de confiança do valor absoluto resultante de 95% e a constante $z = 1,96$ (TERWEE et al., 2007).

O nível de significância adotado em todas as análises foi fixado em $\alpha < 0,05$.

5. RESULTADOS

No item Resultados, de forma descritiva serão apresentados os resultados do Questionário *Lysholm* (Figura 2), dos valores de desempenho dos saltos no Hop, no Triplo e no Cross, das velocidades de desaceleração durante o Sid e dos valores angulares de flexão e rotações do joelho. Esses resultados foram utilizados para caracterizar a amostra (Figura 14, 15 e 16).

Figura 2. Apresentação do Questionário *Lysholm* com resultado nominal das 12 participantes.

Figura 14. Desempenhos nos testes. Distâncias do Hop, do Triplo, do Cross (metros) e da velocidade de no contato inicial no Sid (metros/segundo).

Figura 15. Comportamento das médias e desvios padrão dos ângulos de flexão do joelho em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax e Valgomax.

Figura 16. Comportamento das médias e desvios padrão dos ângulos de rotação interna do joelho em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax e Valgomax.

5.1. ÂNGULOS DE EULER – VALGO

Os resultados das médias e desvios-padrão do ângulo de valgo do membro dominante nos momentos de CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax e Valgomax são apresentados na Tabela 1, juntamente com o Coeficiente de Variação em cada momento, além do perfil dos valores na Figura 17. Na Tabela 2 são apresentados os EPM e a MMD.

A ANOVA apontou interação [$F_{(2,220)} = 11,456$; $p < 0,001$] na comparação (momentos *versos* testes) revelando diferenças significativas nas comparações pareadas apresentadas na Tabela 3 e descritas a seguir com o Intervalo de Confiança de 95%.

No CI: Drop apresentou valores médios maiores para o Triplo [$p = 0,031$, IC = -3,206; -,180] e menores para o Sid [$p = 0,015$, IC = 475; 3,615]; Hop apresentou valores médios menores para o Sid [$p = 0,009$, IC = ,956; 5,349]; Triplo apresentou valores médios menores para o Sid [$p = 0,03$, IC = 1,599; 5,878]; Cross apresentou valores médios menores para o Sid [$p = 0,025$, IC = ,376; 4,719]; 6M apresentou valores médios menores para o Sid [$p = 0,027$, IC = ,387; 5,358].

No 40 ms: Triplo apresentou valores médios maiores para o Cross [$p = 0,044$, IC = -2,077; -,038].

No 100 ms: Drop apresentou valores médios maiores para o Sid [$p = 0,002$, IC = -12,835; -3,803]; Hop apresentou valores médios maiores para o Sid [$p = 0,002$, IC = -11,450; -3,238]; Triplo apresentou valores médios maiores para o Cross [$p = 0,002$, IC = -5,419; -1,684]; para o 6M [$p = 0,001$, IC = -3,992; -1,333] e para o Sid [$p < 0,001$, IC = -12,168; -5,043]; Cross apresentou valores médios maiores para o Sid [$p = 0,005$, IC = -8,211; -1,897].

No Flexmax: Drop apresentou valores médios maiores para o Triplo [$p = 0,06$, IC = -6,730; -1,475], para o Cross [$p = 0,004$, IC = -7,945; -1,881], para o 6M [$p = 0,014$, IC

= -7,355; -1,025] e para o Sid [$p < 0,001$, IC = -13,099; -6,834]; Sid apresentou valores médios menores para o Hop [$p = 0,007$, IC = -12,405; -2,508], para o Triplo [$p = 0,005$, IC = -9,551; 2,177], para o Cross [$p = 0,011$, IC = -8,078; -1,409] e para o 6M [$p = 0,004$, IC = -9,268; -2,286].

No Valgomax: 6M apresentou valores médios menores para o Drop [$p = 0,03$, IC = -6,842; -,423], para o Triplo [$p < 0,001$, IC = -3,361; -1,511] e para o Cross [$p = 0,047$, IC = -4,363; -,033].

Tabela 1. Médias e desvios padrão dos ângulos de valgo obtidos em cada teste e o Coeficiente de Variação de cada instante.

ÂNGULO (°)	CI	40 MS	100 MS	FLEXMAX	VALGOMAX
DROP	11,45 ± 3,2	12,71 ± 5,2	17,58 ± 9,3	18,79 ± 8,1	20,88 ± 8,8
HOP	10,34 ± 3,6	13,85 ± 3,2	16,61 ± 4,8	16,28 ± 4,9	19,21 ± 4,7
TRIPLO	9,75 ± 2,4	14,71 ± 3,1	17,87 ± 5,1	14,69 ± 6,9	19,69 ± 4,5
CROSS	10,94 ± 2,3	13,55 ± 3,3	14,32 ± 5,4	13,88 ± 7,1	19,45 ± 4,4
6M	10,62 ± 3,4	13,69 ± 3,5	15,21 ± 5,9	14,60 ± 6,1	17,25 ± 4,5
SID	13,49 ± 3,8	14,29 ± 5,2	9,26 ± 7,5	8,82 ± 7,8	19,19 ± 4,8
COEF. VARIAÇÃO	11,7%	5,0%	21,1%	22,7%	6,1%

Tabela 2. Erro Padrão de Medida (EPM) e Mínima Mudança Detectável (MMD) em graus.

EPM/MMD (°)	CI	40 ms	100 ms	Flexmax	Valgomax
DROP	0,9 / 2,5	1,5 / 4,2	2,7 / 7,5	2,3 / 6,4	2,5 / 6,9
HOP	1,0 / 2,8	0,9 / 2,5	1,4 / 3,9	1,4 / 3,9	1,4 / 3,9
TRIPLO	0,7 / 1,9	0,9 / 2,5	1,5 / 4,2	2,0 / 5,5	1,3 / 3,6
CROSS	0,7 / 1,9	1,0 / 2,8	1,6 / 4,4	2,1 / 5,8	1,3 / 3,6
6M	1,0 / 2,8	1,0 / 2,8	1,7 / 4,7	1,8 / 5,0	1,3 / 3,6
SID	1,0 / 2,8	1,5 / 4,2	2,2 / 6,1	2,3 / 6,4	1,4 / 3,9

Figura 17. Comportamento das médias e desvios padrão dos ângulos de valgo do joelho em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax e Valgomax.

Tabela 3. Valores de *p* obtidos nas comparações pareadas dos momentos *versus* testes para os ângulos.

		Drop	Hop	Triplo	Cross	6M	Sid
CI	Drop	-					
	Hop		-				
	Triplo	0,031 ^a		-			
	Cross			0,033 ^b	-		
	6M					-	
	Sid	0,015 ^b	0,009 ^b	0,003 ^b	0,025 ^b	0,027 ^b	-
40 ms	Drop	-					
	Hop		-				
	Triplo			-			
	Cross			0,044 ^a	-		
	6M					-	
	Sid						-
100 ms	Drop	-					
	Hop		-				
	Triplo			-			
	Cross			0,002 ^a	-		
	6M			0,001 ^a		-	
	Sid	0,002 ^a	0,002 ^a	< 0,001 ^a	0,005 ^a		-
Flexmax	Drop	-					
	Hop		-				
	Triplo	0,006 ^a		-			
	Cross	0,004 ^a			-		
	6M	0,014 ^a				-	
	Sid	< 0,001 ^a	0,007 ^a	0,005 ^a	0,011 ^a	0,004 ^a	-
Valgomax	Drop	-					
	Hop		-				
	Triplo			-			
	Cross				-		
	6M	0,03 ^a		< 0,001 ^a	0,047 ^a	-	
	Sid						-

^a Indica maiores valores médios para o teste que está descrito na primeira linha da tabela.

^b Indica menores valores médios para o teste que está na primeira linha da tabela.

5.2. QUATÉRNIONS - VELOCIDADE ANGULAR

Os resultados das médias e desvios padrão das velocidades angulares escalares do membro dominante nos momentos de CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax, Valgomax, Velpos (desaceleração do movimento) e Velneg (aceleração do movimento) estão apresentados

na Tabela 4, juntamente com o Coeficiente de Variação em cada momento, além do perfil dos valores na Figura 18.

A ANOVA de medidas repetidas na comparação (momentos *versos* testes) apresentou interação [$F_{(30,330)} = 14,476$; $p < 0,001$] com diferenças significativas nas comparações pareadas apresentadas na Tabela 5 e descritas a seguir com o Intervalo de Confiança de 95%.

No CI: Drop apresentou valores médios maiores para o Hop [$p = 0,014$, IC = 37,797; 265,217], Hop apresentou valores médios menores para o Triplo [$p = 0,005$, IC = -300,106; -66,081] e Triplo apresentou valores médios menores para o 6M [$p = 0,037$, IC = 5,728; 159,599].

No 40 ms: Drop apresentou valores médios menores para o Hop [$p = 0,023$, IC = ; 17,529; 192,221], maiores para o Cross [$p = 0,001$, IC = 31,413; 182,413], para o 6M [$p = 0,003$, IC = 52,306; 204,877] e para o Sid [$p = 0,004$, IC = 47,273; 197,926].

No 100 ms: Drop apresentou valores médios menores para o Triplo [$p = 0,005$, IC = 47,404; 205,641], maiores para o Hop [$p = 0,046$, IC = 2,069; 198,383], para o Cross [$p = 0,001$, IC = 72,890; 213,505], para o 6M [$p < 0,001$, IC = 121,334; 271,722] e para o Sid [$p = 0,001$, IC = 104,042; 283,419]; Hop apresentou valores médios menores para o 6M [$p < 0,001$, IC = 55,773; 136,832] e para o Sid [$p = 0,02$, IC = 18,144; 168,866]; Triplo apresentou valores médios maiores para o 6M [$p = 0,002$, IC = 31,842; 108,169] e para o Sid [$p = 0,042$, IC = 2,855; 131,562]; Cross apresentou valores médios maiores para o 6M [$p = 0,02$, IC = -108,169; -31,842].

No Flexmax: Drop apresentou valores médios maiores para o Triplo [$p = 0,007$, IC = 10,084; 50,486] e para o Sid [$p = 0,049$, IC = -25,456; -,084]; Triplo apresentou valores médios maiores para o Cross [$p = 0,036$, IC = -65,524; -2,574] e para o Sid [$p = 0,007$, IC = -71,651; -14,459].

No Valgomax: Triplo apresentou valores médios menores para o Cross [$p = 0,016$, IC = 20,105; 155,136].

No Velpos: Drop apresentou valores médios menores para o Hop [$p = 0,005$ IC = 46,109; 203,091] e maiores para o Cross [$p = 0,001$, IC = 62,975; 190,773], para o 6M [$p = 0,002$, IC = 61,235; 198,020], para o Sid [$p = 0,001$, IC = 75,190; 211,135]; Triplo apresentou valores médios maiores para o 6M [$p = 0,023$, IC = 11,994; 132,909] e para o Sid [$p = 0,033$, IC = 8,142; 163,931].

No Velneg: Drop apresentou valores médios maiores para o Hop [$p < 0,001$, IC = -748,298; -627,275], para o Triplo [$p < 0,001$, IC = 508,873; -373,497], para o Cross [$p < 0,001$, IC = 521,531; -385,719], para o 6M [$p < 0,001$, IC = 564,293; -429,429], para o Sid [$p < 0,001$, IC = 467,279; -404,761]; Hop apresentou valores médios menores para o Triplo [$p < 0,001$, IC = 627,275; 749,298], para o Cross [$p < 0,001$, IC = 197,932; 295,272], para o 6M [$p < 0,001$, IC = 190,069; 278,255], para o Sid [$p < 0,001$, IC = 150,661; 231,191]; Triplo apresentou valores médios menores para o 6M [$p = 0,035$, IC = -106,623; -4,729]; Cross apresentou valores médios menores para o 6M [$p = 0,048$, IC = -85,938; -,534].

Tabela 4. Médias e desvios padrão das velocidades angulares do joelho obtidos em cada teste e o Coeficiente de Variação de cada instante.

Velocidade ($^{\circ}/s$)	CI	40 ms	100 ms	Velpos	Velneg	Flexmax	Valgomax
DROP	332,15 $\pm$ 132,5	551,97 $\pm$ 59,5	237,76 $\pm$ 116,5	628,16 $\pm$ 50,7	-847,24 $\pm$ 80,0	-4,29 $\pm$ 8,8	59,98 $\pm$ 116,7
HOP	312,27 $\pm$ 143,4	554,27 $\pm$ 119,9	224,23 $\pm$ 88,3	630,27 $\pm$ 107,7	-830,47 $\pm$ 50,7	-4,12 $\pm$ 30,1	69,39 $\pm$ 158,7
TRIPLA	314,05 $\pm$ 139,1	551,33 $\pm$ 78,9	240,40 $\pm$ 76,5	632,07 $\pm$ 77,9	-840,85 $\pm$ 54,2	-3,62 $\pm$ 37,2	75,33 $\pm$ 101,5
CROSS	319,64 $\pm$ 161,4	549,38 $\pm$ 116,7	241,71 $\pm$ 59,0	627,15 $\pm$ 83,7	-842,83 $\pm$ 70,1	-1,70 $\pm$ 27,6	84,31 $\pm$ 105,1
6M	333,52 $\pm$ 164,9	545,67 $\pm$ 75,9	239,47 $\pm$ 71,9	619,61 $\pm$ 78,5	-846,76 $\pm$ 47,7	-1,86 $\pm$ 39,5	90,87 $\pm$ 84,4
SID	337,09 $\pm$ 160,3	538,93 $\pm$ 63,2	234,38 $\pm$ 76,9	614,55 $\pm$ 73,9	-846,83 $\pm$ 74,8	-1,95 $\pm$ 20,4	86,19 $\pm$ 197,9
Coef. de Variação	3,3%	1,0%	2,7%	1,1%	0,8%	101,1%	15,0%

Figura 18. Comportamento das médias e desvios padrão das velocidades angulares do joelho em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax, Valgomax, Velpos e Velneg.

Tabela 5. Valores de *p* obtidos nas comparações pareadas dos momentos versus testes para as velocidades.

		Drop	Hop	Triplo	Cross	6M	Sid
CI	Drop Hop Triplo Cross 6M Sid	- 0,014 ^a	- 0,005 ^b	- 0,037 ^b	-	-	-
40 ms	Drop Hop Triplo Cross 6M Sid	- 0,023 ^b 0,010 ^a 0,003 ^a 0,004 ^a	-	-	-	-	-
100 ms	Drop Hop Triplo Cross 6M Sid	- 0,046 ^a 0,005 ^b 0,001 ^a < 0,001 ^b 0,001 ^a	- 0,001 ^b 0,02 ^b	- 0,002 ^a 0,042 ^a	- 0,020 ^a	-	-
Flexmax	Drop Hop Triplo Cross 6M Sid	- 0,007 ^a 0,049 ^a	-	- 0,036 ^a 0,007 ^a	-	-	-
Valgomax	Drop Hop Triplo Cross 6M Sid	-	-	- 0,016 ^b	-	-	-
Velpos	Drop Hop Triplo Cross 6M Sid	- 0,005 ^b 0,001 ^a 0,002 ^a 0,001 ^a	-	- 0,023 ^a 0,033 ^a	-	-	-
Velneg	Drop Hop Triplo Cross 6M Sid	- < 0,001 ^a < 0,001 ^a < 0,001 ^a < 0,001 ^a < 0,001 ^a	- < 0,001 ^b < 0,001 ^b < 0,001 ^b < 0,001 ^b	- 0,035 ^b	- 0,048 ^b	-	-

^a Indica maiores valores médios para o teste que está descrito na primeira linha da tabela.

^b Indica menores valores médios para o teste que está na primeira linha da tabela.

5.3.EMG – CO-ATIVACÃO RETO FEMORAL E GLÚTEO MÉDIO

Os resultados das médias e desvios padrão das co-ativações RG do membro dominante nos momentos de CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax, Valgomax e FPRS estão apresentados na Tabela 6, juntamente com o Coeficiente de Variação em cada momento, além do comportamento dos valores na Figura 19.

A ANOVA de medida repetida na comparação (momentos versos testes) não apresentou interação nas variáveis.

Tabela 6. Médias e desvios padrão das co-ativações RG obtidas em cada teste e o Coeficiente de Variação de cada instante.

RELAÇÃO CO-ATIVACÃO RG	CI	40 MS	100 MS	FLEXMAX	VALGOMAX	FPRS
DROP	0,79	0,75	0,79	0,75	0,81	0,78
HOP	0,79	0,76	0,81	0,77	0,81	0,77
TRIPLO	0,79	0,76	0,81	0,76	0,82	0,78
CROSS	0,81	0,77	0,81	0,77	0,84	0,77
6M	0,80	0,79	0,80	0,76	0,82	0,76
SID	0,80	0,80	0,82	0,77	0,82	0,79
COEF. VARIAÇÃO	1,0%	2,5%	1,3%	1,1%	1,3%	1,4%

Figura 19. Comportamento das médias e desvios padrão das razões de co-ativação RG em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax, Valgomax e FPRS.

5.4.EMG – CO-ATIVAÇÃO RETO FEMORAL E BÍCEPS FEMORAL

Os resultados das médias e desvios-padrão das co-ativações RB do membro dominante nos momentos de CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax, Valgomax e FPRS estão apresentados na Tabela 7, juntamente com o Coeficiente de Variação em cada momento, além do comportamento dos valores na Figura 20.

A ANOVA de medida repetida na comparação (momentos $\times$ testes) não apresentou interação nas variáveis.

Tabela 7. Médias e desvios padrão das co-ativações RB obtidas em cada teste e o Coeficiente de Variação de cada instante.

RELAÇÃO CO-ATIVAÇÃO RG	CI	40 MS	100 MS	FLEXMAX	VALGOMAX	FPRS
DROP	0,71	0,76	0,77	0,72	0,73	0,76
HOP	0,74	0,80	0,82	0,78	0,74	0,77
TRIPLO	0,76	0,78	0,77	0,77	0,75	0,68
CROSS	0,72	0,80	0,79	0,74	0,80	0,79
6M	0,80	0,74	0,74	0,72	0,69	0,73
SID	0,81	0,80	0,75	0,75	0,78	0,80
COEF. VARIAÇÃO	5,5%	3,2%	3,7%	3,4%	5,2%	5,8%

Figura 20. Comportamento das médias e desvios padrão das razões de co-ativação RB em cada teste nos momentos CI, 40 ms, 100 ms, Flexmax, Valgomax e FPRS.

5.5.CORRELAÇÕES

A correlação de Pearson apontou relação no teste Cross no momento de Valgomax entre as variáveis ângulo de valgo e a velocidade angular ($r = -0,619$; $p = 0,032$), enquanto a regressão linear revelou no momento Valgomax o ângulo de valgo prediz em 32,1% ($\beta = -0,619$) a velocidade angular. (Figura 21)

Figura 21. Valores de dispersão e regressão linear com R^2 da velocidade angular e do ângulo de valgo no Cross no Valgomax.

A correlação de Person apontou relação no teste Sid no momento 40 ms entre as variáveis do ângulo de valgo e a co-ativação RB ($r = 0,681$; $p=0,015$). Já a regressão linear revelou que no momento 40 ms o ângulo de valgo prediz em 40,9% ($\beta = -0,681$) a co-ativação RB. (Figura 22)

Figura 22. Valores de dispersão e regressão linear com R^2 da co-ativação RB e do ângulo de valgo no Sid no 40 ms.

A correlação de Person apontou relação no teste Hop no momento 100 ms entre as variáveis de ângulo de valgo e a co-ativação RG ($r = -0,627$; $p=0,029$). A regressão linear revelou que no momento 100 ms o ângulo de valgo prediz em 33,2% ($\beta = 0,627$) a co-ativação RG. (Figura 23)

Figura 23. Valores de dispersão e regressão linear com R^2 da co-ativação RG e do ângulo de valgo no Hop no 100 ms.

6. DISCUSSÃO

6.1. ÂNGULOS DE VALGO DO JOELHO

A presente dissertação teve como objetivo descrever o comportamento do valgo do joelho, e outra possível alteração biomecânica - velocidade angular do joelho, em seis testes funcionais, além do comportamento eletromiográfico das musculaturas do reto femoral, bíceps femoral e glúteo médio. Os testes foram: o Drop, o qual está mais descrito na literatura e também mais utilizado clinicamente; o Hop, o Triplo, o Cross e o 6M, são testes de saltos utilizados principalmente nas análises de simetria entre os membros lesionados; e atualmente estão sendo utilizados para análises do valgo dinâmico do joelho

o Sid, um teste descrito como mais próximo do gesto esportivo. Através das análises cinemáticas dos Ângulos de Euler, foi possível traçar instantes pertinentes para as observações dos ângulos de valgo, os quais são comumente descritos na literatura como: o contato inicial, 40 ms, 100 ms, flexmax e o pico de valgo - valgomax (CESAR et al., 2011; DELAHUNT et al., 2012; KOGA et al., 2010).

Os ângulos de valgo do joelho apresentaram, como principal achado, as diferenças nas comparações momentos versus testes. No instante de CI, o Sid apresentou diferença para todos outros testes, com valores médios maiores ($13,49^\circ \pm 3,8$). Isso pode sugerir que as voluntárias tiveram mais valgo do joelho no momento inicial da aterrissagem, a partir de uma corrida com deslocamento lateral. Além disso, o valgo no Triplo apresentou valores menores ($9,75^\circ \pm 2,4$) que o Drop e que o Cross, o que pode ser explicado pela característica do salto Triplo, o qual a execução sequencial em linha reta dos saltos não oferece maiores flexões de joelho, de aproximadamente 14° . Também no momento CI do Sid, os valores médios do presente estudo ficaram acima do observado por Koga et al. (2010), que averiguaram o instante real das ocorrências de lesões no LCA ($\approx 2^\circ$), e também ficou acima do relatado por Kristianslund et al. (2013) entorno de $8,3^\circ$.

No instante de 40 ms, o qual Koga et al. (2010) evidenciaram o ponto crítico para a lesão do LCA, os dados aqui obtidos apresentaram diferença somente do Triplo para o Cross, com o Triplo apresentando maiores valores de valgo de $14,71 \pm 3,1$ graus. Koga e colaboradores relatam que no instante 40 ms para ocorrer a lesão do LCA, houve um aumento de 12° no ângulo de valgo. No presente trabalho, as observações quanto a essas variações ficaram em média assim distribuídos: Drop = $1,26^\circ$, Hop = $3,51^\circ$, Triplo = $4,96^\circ$, Cross = $2,61^\circ$, 6M = $3,07^\circ$ e o Sid = $0,8^\circ$. Observa-se, portanto, que todos ficaram abaixo dos valores encontrados na literatura, porém no Triplo houve uma maior variação, possivelmente decorrente do menor valor achado de valgo entre os testes no CI.

No momento de 100 ms após o CI, foram observadas diferenças nos valores angulares de valgo do Sid para todos os outros testes, menos para o 6M, com todos os outros testes apresentando valores maiores que o do Sid ($9,26^\circ \pm 7,5$). O Triplo apresentou maior valor de valgo ($17,87^\circ \pm 5,1$) com diferença significativa em relação ao Cross e 6M. O instante de 100 ms é utilizado em trabalhos de análises de valgo, pois na maioria dos testes o maior valor de valgo ocorre dentro dessa janela de tempo, principalmente na fase de flexão do joelho.

Quando comparados os valores de 100 ms com os valores de Valgomax há uma diferença máxima de 3° de ângulo de valgo, com exceção do Sid, que apresentou $\approx 10^\circ$ a mais no valgomax. Os valores da literatura assemelham-se com os valores do Sid, como no trabalho de (MCLEAN et al., 2005), entretanto quando são comparados com os valores normativos da literatura ($7-13^\circ$), o Drop, no presente trabalho apresentou valores de valgo acima 34,6% do normativo. Nesse instante foi possível avaliar, com exceção do Sid, valores bem aproximados do pico de ângulo de valgo.

As mesmas observações devem ser feitas no momento de valgomax. Somente o teste de 6M apresentou diferença com valores menores para o Drop, o Triplo e o Cross. Todos os valores nesse instante ficaram acima dos normativos se considerarmos como referência os achados por (MCLEAN et al., 2005).

No momento flexmax houve variação do ângulo de valgo do Drop para todos os outros testes, assim como Sid para todos os outros testes. No Drop, esses achados podem estar relacionados com os ângulos de flexão do joelho, pois através de uma simples observação nesses valores, o Drop apresentou maior flexão ($82,6^\circ$). Entretanto, no Sid os valores de valgo foram menores, demonstrando uma característica única para esse teste, já que os valores de ângulo de flexão não foram tão altos como o Drop. A literatura mostra que o aumento da flexão do joelho também aumenta o ângulo de valgo e com isto, os

achados em relação ao Drop devem ser cautelosos, pois a lesão do LCA é descrita com o joelho perto da extensão ou quando ocorre um giro do joelho perto da extensão, e esses movimentos não são característicos durante a execução do Drop (KOGA et al., 2010; KRISTIANSUND et al., 2013; MICHEO; HERNÁNDEZ; SEDA, 2010; POWERS, 2010, 2012).

Pode-se ainda observar que a dispersão dos valores de valgo do joelho foi baixa para o 40 ms e valgomax, médio para o CI e altos para 100 ms e flexmax. Assim, deve-se tomar precaução com os achados nos 100 ms e flexmax, devido à grande dispersão de seus valores entre os testes. Além disso, quando analisado o EPM nas diferenças estatisticamente significativas, todos os valores das diferenças ficaram acima do EPM, o que demonstra maior relevância nas distinções clínicas apresentadas (TERWEE et al., 2007) e demonstra que a metodologia utilizada foi bem executada. Entretanto, na análise da MMD não foram observados maiores os valores para todas diferenças significativas, ou seja, a MMD do angulo de valgo que representa a mudança real e clinicamente relevante nas comparações ocorreram entre: o Sid e Hop, Sid e Triplo e Sid e 6M no CI; Sid e Drop, Sid e Hop e Sid e Triplo no 100 ms; Sid e Drop, Sid e Hop na Flexmax; e 6M e Drop no Valgomax (TERWEE et al., 2007). Essas análises são relevantes, pois poucas pesquisas utilizam o EPM e MMD para dar suporte estatístico entre o desempenho de testes funcionais de joelho com o possível risco de lesão de LCA, assimetria entre os membros e a progressão da reabilitação do joelho (HEGEDUS et al., 2015).

Uma observação que se pode realizar, mas não fez parte dos objetivos delineados no presente estudo foi a descrição da amostra em relação ao Questionário Específico para Sintomas do Joelho e as variáveis de desempenho apresentadas. Esses dados foram adquiridos para descrever o perfil das atletas, e assim pode-se observar que apenas 17% (n = 2) das voluntárias apresentaram pontuação regular no Questionário. Dessa forma,

somente duas atletas poderiam apresentar sintomas de instabilidade ou doenças articulares conforme as instruções do Questionário, o qual sugere que pontuações baixas estão relacionadas com lesões do LCA ou artrose no joelho (COLLINS et al., 2011; PECCINI; CICONELLI; COHEN, 2006). Apesar dessas duas atletas estarem aptas a realizarem à pratica do Handebol.

Com base nessas duas voluntárias, foram observados os valores das médias de cada uma e comparadas descritivamente com a média geral da amostra, em cada teste de desempenho. Assim, as duas voluntárias que segundo o questionário tem pontuação regular na avaliação subjetiva do joelho, se apresentaram muito próximas das médias ou acima das médias quando comparadas no desempenho do Hop (1,75 m e 1,87 m / média da amostra 1,7 m), do Triplo (4,8 m e 5,08 m / média da amostra 4,9 m), do Cross (4,1 m e 4,49 m / média da amostra 4,5) e velocidade no Sid (3,4 m/s e 3,7 m/s / média da amostra 3,573 m/s). Apesar da avaliação subjetiva do questionário indicar regularidade para sintomas de instabilidade articular do joelho, isso não refletiu nos desempenhos dos testes avaliados. Para observações mais contundentes seriam necessários grupos de voluntárias separadas em cada nível de classificação do Questionário *Lysholm*.

6.2. VELOCIDADES ANGULARES

As velocidades angulares dos joelhos são pouco exploras na literatura (SANTIAGO, 2009; YEOW; LEE; GOH, 2009), contudo, um dos principais objetivos aqui foi descrever os perfis das velocidade angulares do joelho dominante, afim de observarmos alterações de desempenho do joelho (MYER et al., 2009; YEOW; LEE; GOH, 2009), durante o Drop, o Hop, o Triplo, o Cross e o Sid, nos momentos de contato inicial, 40 ms, 100 ms, flexmax, valgomax, velpos e velneg.

No momento CI, a velocidade angular foi diferente do Drop para o Hop com valores médios maiores no Drop. Já os valores médios de Hop para o Triplo foram menores, assim como do Triplo para 6M. Alguns trabalhos demonstraram que o aumento da velocidade angular induzida por treinos de agilidade, decorrente de uma maior adaptação neuromuscular, diminuíram as forças geradas pela articulação, e consequentemente, pode levar a diminuição dos riscos de lesões no joelho (SPANIO et al., 2016; YEOW; LEE; GOH, 2009). Segundo Myer et al., 2009 e Spanio et al., 2016, após treinos específicos de controle neuromusculares, os desempenhos em testes funcionais são mais rápidos, ou seja, a velocidade de resposta da articulação do joelho é maior. Dessa forma, pode-se supor que no CI, o Drop respondeu com maiores velocidades que o Hop. O mesmo ocorreu do Triplo para o Hop, e do 6M para o Triplo.

No instante de 40 ms, o Hop teve uma resposta mais veloz que o Drop. Entretanto, no Drop para o Cross, 6m e Sid, o Drop obteve uma resposta maior na velocidade. Pela característica do Drop de ter uma aterrissagem bipodal e por ser um teste de maior controle de movimento, sugere-se que esta resposta com velocidades maiores ocorreu devido a esses fatores.

No 100 ms, o Drop manteve a mesma característica para o Hop, o Cross e o Sid, mas não para o Triplo e o 6M, os quais foram mais rápidos. Também foi observado que o 6M foi mais lento que o Cross e que o Triplo, e mais veloz que o Sid. Além do Sid ter maiores velocidades que o Hop. Nesse instante, não houve um perfil único para as velocidades angulares. Assim como no instante de valgomax que apresentou somente maior velocidade no Cross em relação ao Triplo.

Na flexmax, momento no qual a velocidade angular ficou perto de zero, novamente o Drop apresentou velocidades maiores que o Triplo e o Sid. E o Triplo respondeu mais rápido ao estímulo nesse instante que o Cross.

Agora nos momentos de velpos, que corresponde à maior velocidade durante a flexão do joelho - desaceleração, em que normalmente ocorre a lesão do LCA, o Drop respondeu mais uma vez de forma rápida em comparação com o Cross, o 6M e Sid. Mas não para o Hop. Além da suposição do teste ser de forma bipodal, pode-se interpretar que os testes Cross, 6M e Sid não responderam de forma tão eficiente quanto o Drop, não tendo assim uma resposta mais apurada que o Drop. As mesmas indagações podem ser feitas para o Triplo em relação ao 6M e Sid.

No momento de velneg, correspondente a aceleração do movimento – extensão do joelho, ou seja, a fase de impulsão após as aterrissagens, o Drop apresentou maiores valores médios de velocidades angulares que todos os outros testes. Esse achado pode ter sido influenciado pela impulsão realizada de forma bipodal, obtendo assim uma vantagem em relação aos outros testes. Além das instruções, de sempre buscarem a maior altura no salto. Em contrapartida, nos outros testes, que o Drop a exigência neuromuscular para se deslocar lateralmente ou para frente não foi tão veloz. O inverso ocorreu do Hop para os outros testes, pois o movimento de análise do Hop foi somente a aterrissagem, um único salto sem impulsão. Ainda foram observadas velocidades angulares maiores do 6M para os outros testes, com exceção do Drop. Esse último resultado encontrado na aceleração vem ao encontro novamente da característica do teste, o qual se deve realizar de forma mais rápida os saltos unipodais numa distância de 6M.

Na observação da dispersão dos dados das velocidades angulares do joelho dominante, naqueles de interesse traçados entre os testes, foram baixos para o CI, 40 ms, 100 ms, velpos e velneg. Entretanto, na flexmax e valgomax tiveram média e alta dispersões dos dados, respectivamente. Assim, os valores de flexmax e valgomax devem ser interpretados com cuidado devido a sua grande variabilidade.

6.3.CO-ATIVAÇÕES

No presente trabalho, as co-ativações sugeridas entre o Reto femoral e o Bíceps femoral, e entre o Reto Femoral e Glúteo Médio foram avaliadas, pois as co-ativações musculares podem gerar maior estabilidade articular, e consequentemente, menores riscos de lesão (BUCHANAN; LLOYD, 1997; LLOYD; BUCHANAN, 2001; PALMIERI-SMITH et al., 2009).

Apesar das co-ativações RG e RB não apresentarem diferenças nas variáveis momentos versus testes, tiveram baixa dispersão dos seus dados. Uma interpretação pertinente sobre as co-ativações pode ser que todos os valores médios em todos os testes ficaram muito próximos do valor de 1 (um) na razão de co-ativação. Essa observação sugere que as janelas de razão analisadas no RG e no RB possuíam boa ativação muscular, respectivamente para o sinergismo e a relação agonista-antagonista. Os dados aqui obtidos vão ao encontro dos achados por Palmieri-smith et al., 2009 durante o Hop em mulheres na co-ativação quadríceps e bíceps femoral.

Em relação ao sinergismo do RG, vários estudos descreveram a importância da ativação do glúteo médio no controle do valgo dinâmico do joelho (BALDON et al., 2012; BUCHANAN; LLOYD, 1997; CESAR et al., 2011; LLOYD; BUCHANAN, 2001; POWERS, 2010; SIGWARD; POWERS, 2007).

Por fim, o último objetivo do presente trabalho foi testar as possíveis relações dos valores de valgo de joelho, em cada momento entre os testes, com as velocidades angulares e as co-ativações RG e RB. Foi encontrada uma relação inversa moderada do ângulo de valgo com a velocidade angular no teste Cross, no momento valgomax, ou seja, quanto maiores os valores de valgo, menores velocidades foram registradas, com uma predição de 32,1%. Esses dados reforçam a explicação de que a menor performance

representada pela menor velocidade, pode acarretar piores valores de valgo do joelho no Cross.

Outra correlação moderada foi das variáveis ângulo de valgo com a co-ativação RB no Sid, no momento 40 ms. Essa relação do valor de valgo no momento crítico de lesão do LCASC foi preditivo em 40,9% para a co-ativação RB. O achado em questão, evidencia que quanto maior o ângulo de valgo, nesse momento, a relação agônista-antagonista é mais exigida. Ou seja, no Sid o controle neuromuscular do reto femoral e do bíceps femoral para estabilizar a articulação do joelho, ocorre de forma otimizada e direta sobre o controle do valgo do joelho.

Uma última correlação obtida foi no Hop, entre os ângulos de valgo com a co-ativação RG, sendo também inversa e moderada, no momento 100 ms. Nesse momento, o ângulo de valgo prediz a co-ativação em 33,2%, sendo que quanto maior o ângulo de valgo, menor foi a co-ativação. Esse resultado encontrado reforça as observações relatadas anteriormente, de que o glúteo médio pode interferir no sinergismo neuromuscular, e é fundamental no controle valgo dinâmico do joelho.

6.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O estudo limitou-se em análises somente do membro dominante, ainda devem ser exploradas as possíveis diferenças entre o lado não dominante. Além disso, não foram empregadas análises estatísticas para as variáveis de flexão e extensão do joelho, e rotações internas e externas do joelho.

Foram utilizadas duas plataformas de força durante as aterrissagens, entretanto no presente estudo não foram analisados os dados de dinâmica. Assim como, os dados da eletromiografia da perna (Tibial Anterior e Gastrocnêmio medial).

Devido termos utilizado uma amostra de atletas de alto rendimento, análises de confiabilidade teste e reteste por exemplo, e o n amostral pequeno podem ter restringido os resultados estatísticos. Entretanto, é sabido a dificuldade e tempo de processamento de variáveis biomecânicas utilizadas.

6.5. RELEVÂNCIA CLÍNICA

Na prática clínica alterações do ângulo de valgo dinâmico do joelho deve ser analisado principalmente pelo Sid, Triplo e Cross, devido as características mais próximas da lesão do LCA.

A velocidade angular ainda é uma variável pouco explorada na prática clínica, entretanto o desempenho no Drop, no 6M e no Cross apresentaram características relevantes. Assim pode-se sugerir que o Drop e o 6M podem ser utilizados como forma de treinamento afim de obter respostas neuromusculares melhores, apesar do Drop ser realizado de forma bipodal. O mesmo ocorre para o Cross que deve ser treinado, ou sua característica de mudança de direção deve ser treinada, pois o seu pior desempenho na velocidade angular aumenta o valgo do joelho.

A co-ativação RB é fundamental no Sid, no momento de 40 ms após o CI, isso mostra que a relação agonista/antagonista da coxa deve ser trabalhada, pois clinicamente controla a articulação do joelho no instante maior ocorrência da lesão do LCA, durante o gesto mais próximo da realidade encontrada por atletas de handebol. O mesmo pode ser interpretado, que clinicamente a relação de sinergismo do RG deve estar bem estabelecida para controlar o valgo no joelho no Hop.

7. CONCLUSÃO

Pode-se concluir que os testes funcionais de estabilidade dinâmica do joelho *Hop Tests* e *Sid*, nos instantes críticos de análise do valgo dinâmico do joelho, demonstraram nas variáveis de ângulo de valgo e nas velocidades angulares comportamentos distintos dos observados pelo *Drop*. Foi importante demonstrar que o aumento do valgo do joelho no *Cross* é influenciado pela velocidade angular. Pode-se concluir ainda, que a resposta neuromuscular RB, no *Sid* – 40 ms, sofre a influência direta do ângulo de valgo, e que o sinergismo de RG, no *Hop* – 100 ms, é fundamental para o controle do ângulo de valgo do joelho.

8. REFERÊNCIAS

- ADAMS, D. et al. Current concepts for anterior cruciate ligament reconstruction: a criterion-based rehabilitation progression. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 42, n. 7, p. 601–14, jan. 2012.
- ALENTORN-GELI, E. et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. **Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA**, v. 17, n. 7, p. 705–29, jul. 2009.
- BALDON, R. D. M. et al. Effect of functional stabilization training on lower limb biomechanics in women. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 44, n. 1, p. 135–145, 2012.
- BARBER-WESTIN, S. D. et al. Reducing the risk of noncontact anterior cruciate ligament injuries in the female athlete. **The Physician and sportsmedicine**, v. 37, n. 3, p. 49–61, out. 2009.
- BESIER, T. F. et al. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. **MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE**, v. 33, n. 7, p. 1176–118, 2001a.
- BESIER, T. F. et al. External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. **MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE**, v. 1, n. May 2000, p. 1168–1175, 2001b.
- BOUILLON, L. E. et al. Original Research Electromyographic Assessment of Muscle Activity Between Genders During Unilateral Weight Bearing Tasks Using Adjusted Distances. **The International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 7, n. 6, p. 595–605, 2012.
- BUCHANAN, T. S.; LLOYD, D. Muscle activation at the human knee during isometric flexion-extension and varus-valgus tasks. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 15, n. Journal Article, p. 11–17, 1997.
- CAPPOZZO, A. et al. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 10, n. 4, p. 171–178, jun. 1995.
- CESAR, G. M. **INFLUÊNCIA DO CICLO MENSTRUAL NA ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA E NA CINEMÁTICA DO JOELHO DURANTE A ATERRISSAGEM DO SALTO INFLUÊNCIA DO CICLO MENSTRUAL NA ATIVIDADE**, 2009.
- CESAR, G. M. et al. Variations in dynamic knee valgus and gluteus medius onset timing in non-athletic females related to hormonal changes during the menstrual cycle. **The Knee**, v. 18, n. 4, p. 224–30, ago. 2011.
- COLLINS, N. J. et al. Measures of knee function: International Knee Documentation

- Committee (IKDC) Subjective Knee Evaluation Form, Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score Physical Function Short Form (KOOS-PS), Knee Ou. **Arthritis care & research**, v. 63, n. S11, p. S208–28, nov. 2011.
- DELAHUNT, E. et al. Lower limb kinematic alterations during drop vertical jumps in female athletes who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. **Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 30, n. 1, p. 72–8, jan. 2012.
- DEMPSEY, A. R. et al. Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. **The American journal of sports medicine**, v. 37, n. 11, p. 2194–200, nov. 2009.
- DI STASI, S. L. et al. Gait patterns differ between ACL-reconstructed athletes who pass return-to-sport criteria and those who fail. **The American journal of sports medicine**, v. 41, n. 6, p. 1310–8, jun. 2013.
- DONNELLY, C. J. et al. Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: implications for ACL injury risk. **Journal of biomechanics**, v. 45, n. 8, p. 1491–7, 11 maio 2012a.
- DONNELLY, C. J. et al. Changes in knee joint biomechanics following balance and technique training and a season of Australian football. **British journal of sports medicine**, v. 46, n. 13, p. 917–22, out. 2012b.
- EARL, J. E.; MONTEIRO, S. K.; SNYDER, K. R. Differences in lower extremity kinematics between a bilateral drop-vertical jump and a single-leg step-down. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 37, n. 5, p. 245–52, maio 2007.
- ENGEBRETSEN, L. et al. Sports injuries and illnesses during the London Summer Olympic Games 2012. **British journal of sports medicine**, v. 47, n. 7, p. 407–14, maio 2013.
- FITZGERALD, G. K. et al. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 31, n. 10, p. 588–97, out. 2001.
- FORD, K. R.; MYER, G. D.; HEWETT, T. E. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 35, n. 10, p. 1745–50, out. 2003.
- FRANK, B. et al. Trunk and Hip Biomechanics Influence Anterior Cruciate Loading Mechanisms in Physically Active Participants. **The American Journal of Sports Medicine**, v. XX, n. X, p. 1–8, 24 jul. 2013.
- GOMES, F. P. **Curso de estatística experimental**. [s.l.: s.n.].
- GOMES, J.; VELHO, L. Computação Gráfica. **IMP/ASBM**, v. 1, p. 317, 1998.
- GRIFFIN, L. Y. et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. **The American journal of sports medicine**, v. 34, n. 9, p. 1512–32, set. 2006.
- GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J. A Joint Coordinate System for the Clinical Description of

Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 105, p. 136–144, 1983.

HEGEDUS, E. J. et al. Clinician-friendly lower extremity physical performance measures in athletes: a systematic review of measurement properties and correlation with injury, part 1. The tests for knee function including the hop tests. **British Journal of Sports Medicine**, v. 49, n. 10, p. 642–648, 2015.

HERMENS, H. J. et al. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. **Roessingh Research and Development**, p. 8–11, 1999.

HERRINGTON, L.; MUNRO, A. Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population. **Physical Therapy in Sport**, v. 11, n. 2, p. 56–59, 2010.

HEWETT, T. E. 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. **The American journal of sports medicine**, v. 33, n. 4, p. 492–501, abr. 2005.

HOLM, I. et al. Effect of neuromuscular training on proprioception, balance, muscle strength, and lower limb function in female team handball players. **Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine**, v. 14, n. 2, p. 88–94, mar. 2004.

KOGA, H. et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. **The American journal of sports medicine**, v. 38, n. 11, p. 2218–25, nov. 2010.

KRISTIANSUND, E. et al. Sidestep cutting technique and knee abduction loading: implications for ACL prevention exercises. **British journal of sports medicine**, v. 0, p. 1–6, 6 abr. 2012.

KRISTIANSUND, E. et al. Sidestep cutting technique and knee abduction loading: implications for ACL prevention exercises. **British journal of sports medicine**, 6 abr. 2013.

KRISTIANSUND, E.; KROSSHAUG, T. Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting: implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. **The American journal of sports medicine**, v. 41, n. 3, p. 684–8, mar. 2013.

KUIPERS, J. B. Quaternions and Rotation Sequences. **New Jersey: Princeton University Press**, 1999.

LLOYD, D. G.; BUCHANAN, T. S. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n. 10, p. 1257–1267, 2001.

LOGGERSTEDT, D. et al. Single-legged hop tests as predictors of self-reported knee function after anterior cruciate ligament reconstruction: the Delaware-Oslo ACL cohort study. **The American journal of sports medicine**, v. 40, n. 10, p. 2348–56, out. 2012.

MCLEAN, S. G. et al. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. **British journal of sports medicine**, v. 39,

n. 6, p. 355–62, jun. 2005.

MICHEO, W.; HERNÁNDEZ, L.; SEDA, C. Evaluation, management, rehabilitation, and prevention of anterior cruciate ligament injury: current concepts. **PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation**, v. 2, n. 10, p. 935–44, out. 2010.

MOKSNES, H.; SNYDER-MACKLER, L.; RISBERG, M. A. Individuals with an anterior cruciate ligament-deficient knee classified as noncopers may be candidates for nonsurgical rehabilitation. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 38, n. 10, p. 586–95, out. 2008.

MYER, G. D. et al. Trunk and Hip Control Neuromuscular Training for the Prevention of Knee Joint Injury. **Medicine & Science in Sports**, v. 27, n. 3, p. 1–23, 2009.

MYER, G. D. et al. Utilization of modified NFL combine testing to identify functional deficits in athletes following ACL reconstruction. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 41, n. 6, p. 377–87, jun. 2011.

NOYES, F. R.; BARBER, S. D.; MANGINE, R. E. Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 19, n. 5, p. 513–518, 1 set. 1991.

OLSEN, O.-E. et al. Injury pattern in youth team handball: a comparison of two prospective registration methods. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 16, n. 6, p. 426–32, dez. 2006.

PALMIERI-SMITH, R. M. et al. Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. **Journal of Athletic Training**, v. 44, n. 3, p. 256–263, 2009.

PECCINI, M. S.; CICONELLI, R.; COHEN, M. Specific Questionnaire for Knee Symptoms - The “ Lysholm Knee Scoring Scale ” – Translation and Validation into Portuguese. **Acta ortop bras**, v. 14, n. 5, p. 268–272, 2006.

PIRY, H. et al. Handball Injuries in Elite Asian Players. **World Applied Sciences Journal**, v. 14, n. 10, p. 1559–1564, 2011a.

PIRY, H. et al. Handball Injuries in Elite Asian Players 1. v. 14, n. 10, p. 1559–1564, 2011b.

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v. 40, n. 2, p. 42–51, 2010.

POWERS, C. M. Patellofemoral Pain: Proximal, Distal, and Local Factors, 2nd International Research Retreat. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 42, n. 6, p. A1–A20, 2012.

ROWNTREE, D. Statistics without tears – A prime for Non-mathematicians. v. 2, n. London/England, p. 1991, 1991.

RUDOLPH, K. S.; AXE, M. J.; SNYDER-MACKLER, L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 8, n. 5, p. 262–269, 25

set. 2000.

SANKEY, S. P. et al. How reliable are knee kinematics and kinetics during side-cutting manoeuvres ? **Gait and Posture**, v. 41, n. 2015 May, p. 905–11, 2015.

SANTIAGO, P. R. P. **Rotações tridimensionais em biomecânica via quatérnions: aplicação na análise dos movimentos esportivos**, 2009.

SIGWARD, S. M.; POWERS, C. M. Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. v. 22, p. 827–833, 2007.

SPANIO, N. V. ; et al. EFEITO DO TREINO NEUROMUSCULAR NA ROTAÇÃO DO JOELHO DURANTE A ATERRISSAGEM EM MULHERES. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte (Impresso)**, v. 22, n. 2, p. 106–110, 2016.

STENSRUD, S. et al. Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. **British journal of sports medicine**, v. 45, n. 7, p. 589–95, jun. 2011.

TERWEE, C. B. et al. Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 60, n. 1, p. 34–42, 2007.

WILLIAMS, G. N. et al. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury. **Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society**, v. 21, n. 6, p. 1131–7, nov. 2003.

WINTER, D. A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. **Wiley-Interscience**, 1990.

YEOW, C. H.; LEE, P. V. S.; GOH, J. C. H. Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. **Knee**, v. 16, n. 5, p. 381–386, 2009.

9. APÊNDICES

9.1. APÊNDICE 1

Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Programa de Pós-Graduação em
Reabilitação e Desempenho Funcional

RELATÓRIO DAS AVALIAÇÕES DA EQUIPE DE HANDEBOL DE FRANCA DIVISÃO DE ESPORTES DA PREFEITURA DE FRANCA

Atleta:		Data da Avaliação:	
Idade:	anos	Peso:	kg
Estatura:	m		
Posição:		Membro superior Dominante:	
		Membro Inferior Dominante:	

FORÇA MUSCULAR:

- Resultados do Dinamômetro Isocinético – Posteriores de Coxa (Isquiotibiais) e Quadríceps de Joelhos

Velocidade 60°/segundo (Força)					
	Extensores (N)		Simetria Déficit (%)	Flexores (N)	
Pico de Torque	D	E	8.6	D	E
	183.3	167.4		87.5	89
Relação Isquiotibiais/Quadríceps	Déficit (%)		D: 47.7	Déficit (%)	
				E: 53.1	

Velocidade 180°/segundo (Potência)					
	Extensores (N)		Simetria Déficit (%)	Flexores (N)	
Pico de Torque	D	E	2.9	D	E
	125.8	122.1		68.1	73.1
Relação Isquiotibiais/Quadríceps	Déficit (%)		D: 54.2	Déficit (%)	
				E: 59.9	

Velocidade 300°/segundo (Resistência)					
	Extensores (N)		Simetria Déficit (%)	Flexores (N)	
Pico de Torque	D	E	3.0	D	E
	95.4	92.6		60.1	66.3
Relação Isquiotibiais/Quadríceps	Déficit (%)		D: 63.1	Déficit (%)	
				E: 71.7	

- Resultados Dinamômetro Manual – Adução e Abdução de Quadril.

Isometria de Abdução e Adução (Força)					
Pico de Torque	Abdução (N)		Déficit (%)	Adução (N)	
	D	E	4.0	D	E
	22.5	21.6		22.5	20.4

Valores de Referência:

Simetria entre dos músculos Isquiotibiais e Quadríceps do joelho direito e esquerdo: Normal menor que 10%.

Simetria entre dos músculos Adução e abdutores do quadril direito e esquerdo: Normal menor que 10%.

Relação Isquiotibiais/Quadríceps: Normal entre 60 e 70%.

Interpretação:

Assimetria de Resistência Muscular entre os Posteriores de Coxa.

Presença de déficit de Força e de Potência Muscular na Relação I/Q.

Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Programa de Pós-Graduação em
Reabilitação e Desempenho Funcional

Sugestão de Conduta e Treinamento

Treinamento específico para manutenção das forças das musculaturas avaliadas.

Treinamento específico para ganho de Resistência dos posteriores de coxa para ganho de similaridade.

Treinamento específico para ganho de Força e Potência dos posteriores de coxa para correção da relação agonista/antagonista.

PREVENÇÃO:

Avaliação - Questionário Específico para Sintomas do Joelho - *Lysholm Knee Scoring Scale*

	Ordinal	Nominal
Resultados	89	Bom
Pontuação	Excelente (100-95); Bom (94-84); Regular (83-65); Ruim (<64).	

Avaliação – Escala Subjetiva de Valgo Dinâmico do Joelho (*Drop Jump – Salto Vertical*)

	Ordinal	Nominal	
Resultado	0	-	Desempenho Bom
Pontuação	0 = Desempenho Bom	1 = Desempenho Reduzido	2 = Desempenho Pobre

Interpretação:

Sem presença de sintomas nos Joelhos no questionário específico.

Desempenho Bom do controle motor dos membros inferiores e tronco. Sem risco de lesão nos joelhos.

Sugestão de Conduta e Treinamento

Treinamento específico para manutenção da estabilidade dos joelhos e tronco.

DESEMPENHO:

	Direita (metros)	Esquerda (metros)	Simetria entre Membros (%)	Média do Grupo – Direita (m)	Média do Grupo – Esquerda (m)
Distância do Salto Horizontal	1,79	1,72	3,9	1,65	1,66
	Bipodal (m)		Média do Grupo (m)		
Altura do Salto Vertical	0,44		0,38		

Salto vertical (m)

Salto Horizontal - Direita (m)

Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Programa de Pós-Graduação em
Reabilitação e Desempenho Funcional

Salto Horizontal - Esquerda (m)

Variáveis de desempenho			
Teste		Tempo de contato (segundos)	Velocidade da bola (Km/h)
Mudança de direção	Direita	0.27	65.34
	Esquerda	0.28	59.78
Zerando	Direita	0.26	46.92
	Esquerda	0.30	59.48
Média		0.28	57.88

A atleta apresenta similaridade no tempo de contato da perna de apoio independente de qual lado a mudança de direção é realizada.

A atleta apresenta similaridade no tempo de contato da perna de apoio com o solo na execução do "zerar" independente do lado.

Na execução do arremesso, a bola apresenta maior velocidade quando a mudança de direção é realizada para o lado direito.

Na execução do arremesso, a bola apresenta maior velocidade quando a mudança de direção após o "zerar" é realizada para o lado esquerdo.

Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Programa de Pós-Graduação em
Reabilitação e Desempenho Funcional

Velocidade da Bola no Arremesso (km/h)

Tempo de Contato - Mudança de Direção (seg)

Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto
Programa de Pós-Graduação em
Reabilitação e Desempenho Funcional

Ft. Fábio Pamplona Mariano
Mestrando em Reabilitação e Desempenho Funcional, pela FMRP/ USP-RP

Bruno Luiz de Souza Bedo
Mestrando em Reabilitação e Desempenho Funcional, pela FMRP/ USP-RP

Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago
Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto

9.2. APÊNDICE 2

FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
Programa de Pós Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional

Análise Cinemática e Eletromiográfica da Articulação do Joelho em Atletas de Handebol e Universitárias

Nº: _____

Data da coleta: ____/____/____

Dados pessoais

Nome completo: _____

Data de nascimento: ____/____/____ Idade: ____ anos Sexo: (M) (F)

Profissão: _____

Peso: ____ kg Altura: ____ metros IMC: _____

Endereço: _____ Nº: _____

Complemento: _____ Bairro: _____ CEP: _____

Cidade: _____ Estado: _____

Telefone: () _____ Celular: () _____

E-mail: _____

Membro inferior dominante: () Direito () Esquerdo

Membro superior dominante: () Direito () Esquerdo

Histórico Esportivo

Modalidade praticada: _____ Posição: _____

Nível Competitivo: (Recreacional, Amador, Profissional) _____

Idade de início a prática esportiva: _____

Tempo de Treinamento: _____

Frequência semanal: ____ vezes por semana Horas/sessão: _____ horas

Treino em academia: () Sim () Não

Frequência semanal: ____ vezes por semana Horas/sessão: _____ horas

Nível de atividade física

Participa de treinamento sistematizado das seguintes modalidades:

Futebol: () Sim () Não

Futsal: () Sim () Não

Basquetebol: () Sim () Não

Rúgbi: () Sim () Não

Outras modalidades esportivas: () Sim () Não

Qual: _____

NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA (WOJTYS; WYLIE; HUSTON, 1993)

Nível	Atividade
10 ()	Esporte competitivo com saltos, giros e torções.
8 ()	Esporte Recreacional com saltos, giros e torções.
6 ()	Corrida, bicicleta, natação ou ocasionalmente esporte com pivoteamento.
4 ()	Não realizam esporte com saltos, giros e torções, mas regularmente corrida, bicicleta ou natação.
2 ()	Não realizam esporte com saltos, giros e torções, mas ocasionalmente corrida, bicicleta ou natação.
0 ()	Inativo, sedentário.

Histórico de lesão

Lesões prévias na articulação do joelho: () Sim () Não

Qual e quando? _____

Tratamento: Sim () Não ().

Qual? _____

Outras Lesões: _____

Membro acometido: _____

Tempo de lesão: _____

Tratamento: Sim () Não ().

Qual? _____

Cirurgias Realizadas: Sim () Não ()

Qual e quando? _____

Atualmente, possui dor ou incômodo na articulação do joelho. Sim () Não ().

Faz uso de anticoncepcional: () Sim () Não

Se a resposta for SIM - Quando começou a utilizar? _____

Se a resposta for NÃO:

Em qual fase do seu ciclo você se encontra: _____

Testes ligamentares

Teste de Gaveta Anterior	MID()	MIE()
Teste Lackman	MID()	MIE()
Teste Pivot Shift	MID()	MIE()
Teste de Gaveta Posterior	MID()	MIE()
Teste de Estresse em Valgo	MID()	MIE()
Teste de Estresse em Varo	MID()	MIE()
Meniscais	MID()	MIE()

Anexos - Questionários

Lysholm		
Excelente	95-100	
Bom	84-94	
Regular	65-83	
Ruim	<64	

IKDC

Pontuação total 0-100 Percentil_genero_idade

10. ANEXOS

10.1. ANEXO 1

Questionário Específico para Sintomas do Joelho
(*Lysholm Knee Scoring Scale*)

Mancar (5 pontos)

Nunca = 5
Leve ou periodicamente = 3
Intenso e constantemente = 0

Apoio (5 pontos)

Nenhum = 5
Bengala ou muleta = 2
Impossível = 0

Travamento (15 pontos)

Nenhum travamento ou sensação de travamento = 15
Tem sensação, mas sem travamento = 10
Travamento ocasional = 6
Frequente = 2
Articulação (junta) travada no exame = 0

Instabilidade (25 pontos)

Nunca falseia = 25
Raramente, durante atividades ou outros exercícios pesados = 20
Frequentemente durante atividades atléticas ou outros exercícios pesados (ou incapaz de participação) = 15
Ocasionalmente em atividades diárias = 10
Frequentemente em atividades diárias = 5
Em cada passo = 0

Dor (25 pontos)

Nenhuma = 25
Inconstante ou leve durante exercícios pesados = 20
Marcada durante exercícios pesados = 15
Marcada durante ou após caminhadas mais de 2 Km = 10
Marcada durante ou após caminhadas menos de 2 Km = 5
Constante = 0

Inchaço (10 pontos)

Nenhum = 10
Com exercícios pesados = 6
Com exercícios comuns = 2
Constante = 0

Subindo escadas (10 pontos)

Nenhum problema = 10
Levemente prejudicado = 6
Um degrau cada vez = 2
Impossível = 0

Agachamento (5 pontos)

Nenhum problema = 5
Levemente prejudicado = 4
Não além de 90 graus = 2
Impossível = 0

Pontuação total: _____

Quadro de pontuação: Excelente: 95-100; Bom: 84-94; Regular: 65-83; Ruim: <64.

10.2. ANEXO 2

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

Ribeirão Preto, 07 de agosto de 2014

Ofício nº 2686/2014
CEP/MGV

Prezados Senhores,

O trabalho intitulado **“ANÁLISE CINEMÁTICA E ELETROMIOGRÁFICA DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO EM ATLETAS DE HANDEBOL E UNIVERSITÁRIAS”**, foi analisado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, em sua 391ª Reunião Ordinária realizada em 04/08/2014 e enquadrado na categoria: **APROVADO**, bem como o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – Versão 3, de 29/05/2014**, de acordo com o Processo HCRP nº 6320/2014.

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.

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

Ilustríssimos Senhores

FÁBIO PAMPLONA MARIANO

PROF.DR.PAULO ROBERTO PEREIRA SANTIAGO(Orientador)

Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto-USP

Campus Universitário – Monte Alegre
14048-900 Ribeirão Preto SP

Comitê de Ética em Pesquisa HCRP e FMRP-USP
FWA-00002733;IRB-00002186 e Registro PB/CONEP n 5440
(16) 3602-2228
cep@hcrp.usp.br

www.hcrp.usp.br