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

2016

**Análise cinemática, cinética e eletromiográfica da
articulação do joelho durante a mudança de direção e
execução do arremesso do handebol**

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

Bruno Luiz de Souza Bedo

Dissertação

BRUNO LUIZ DE SOUZA BEDO

Análise cinemática, cinética e eletromiográfica da articulação do joelho durante a mudança de direção e execução do arremesso do handebol.

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

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

Área de concentração:
Fisioterapia

Orientador:
Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago

Ribeirão Preto

2016

Autorizo a divulgação parcial ou total deste estudo, 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

Bedo, Bruno Luiz de Souza

Análise cinemática, cinética e eletromiográfica da articulação do joelho durante a mudança de direção e execução do arremesso do handebol / Bruno Luiz de Souza Bedo; orientador Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago. – São Paulo, 2016.
97f.: il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo, 2016.

1. Handebol. 2. LCA. 3. *Sidestep cutting* 4. Biomecânica 5. Joelho I. Santiago, Paulo Roberto Pereira. II. Título: Análise cinemática, cinética e eletromiográfica da articulação do joelho durante a mudança de direção e execução do arremesso do handebol

Bedo, Bruno Luiz de Souza

Título: Análise cinemática, cinética e eletromiográfica da articulação do joelho durante a mudança de direção e execução do arremesso do handebol.

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

Aprovado em: 01 de abril de 2016

Banca examinadora

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

Julgamento APROVADO Assinatura _____

Prof. Dr. Sérgio Augusto Cunha Instituição FEF - UNICAMP

Julgamento APROVADO Assinatura _____

Prof. Dr. Renato de Moraes Instituição FMRP - USP

Julgamento APROVADO Assinatura _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, Mário Luiz Bedo Junior e Maria Ruth de Souza Bedo, por todo o carinho, apoio e amor incondicional, por todos os conselhos dados na longa caminhada da vida, principalmente, por todos os exemplos e incentivos que nunca me deixaram desistir e sempre me fizeram acreditar no meu potencial. Sem vocês, eu não estaria aqui.

Dedico em especial, ao meu avô paterno Mário Luiz Buchini Bedo, por me ensinar que a verdadeira felicidade não está nas coisas materiais. Agradeço também por ter me ensinado a importância da paciência e da persistência para a realização de um sonho e, sobretudo, por me revelar a importância da família para um homem. Você faz falta!

Amo vocês.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus por me permitir estar aqui hoje, viver como vivo e poder batalhar por todos os meus sonhos. Agradeço a Ele por permanecer comigo durante toda a minha vida, principalmente nos momentos de escuridão, afugentando os meus medos.

Agradeço aos meus progenitores, Mário e Ruth, pela formação e grande parte do conhecimento que ganhei durante esses anos vividos. Hoje entendo a importância de não medir esforços para dar a um filho uma boa educação, esse ensinamento com certeza levarei por toda a minha vida.

Agradeço ao meu melhor amigo, meu irmão, Douglas Luiz de Souza Bedo, por ter me ensinado, da sua maneira, a alegria nas pequenas coisas da vida. Por sempre ter me apoiado e ainda ter me cobrado nos momentos de fraqueza. Agradeço por ter me proporcionado a alegria de ter um irmão como você.

Agradeço a minha avó paterna, Neide, pelo amor incondicional.

Agradeço a meus familiares que infelizmente não estão mais presentes fisicamente conosco. Em especial meus avós maternos, Deoreste e Ruth, e avô paterno, Mario Bedo, por todos os ensinamentos, em especial, da importância do trabalho e da família para o crescimento profissional e pessoal.

Agradeço ao meu orientador e amigo, Paulo Roberto Pereira Santiago, que sempre se mostrou pronto para orientar e auxiliar nos momentos de dúvida. Agradeço pela confiança em meu potencial. Agradeço por dividir o seu conhecimento e por não medir esforços para indicar o melhor caminho no crescimento acadêmico.

Agradeço a todos os integrantes do Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM), Fábio Mariano, Luiz Henrique, Felipe Serenza, Vitor Andrade, Luciana

Oliveira, Natália Rinaldi, Rodrigo Leal, Andressa Busch, Andréia Abud, Lucas de Paula, Rosangela Batistela e Eduardo Bergonzoni. Todos vocês participaram dessa conquista.

Agradeço a todos os professores da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto pelo conhecimento passado durante a graduação, conhecimento esse, que foi de extrema importância durante a pós-graduação.

Agradeço ao Prof. Dr. Renato de Moraes pelas incontáveis vezes que o senhor esteve disposto a tirar dúvidas e me ajudar nessa dura caminhada do mestrado, com certeza o senhor me auxiliou muito nessa conquista.

Agradeço aos amigos do Gecifex – Grupos de Estudos em Ciências Fisiológicas e Exercício por todo apoio.

Agradeço à todas as atletas e comissão técnica pela simpatia e paciência nas coletas. Em especial, agradeço as atletas com quem tenho a oportunidade de dividir o meu conhecimento e poder ensinar um pouco dessa modalidade cujo me apaixonei, muito obrigado por confiar em meu trabalho e por me auxiliar nesta pesquisa

Agradeço ao Handebol, por ter me acompanhado desde a infância até hoje de uma maneira tão importante, fazendo com que me passasse a certeza de que a Educação Física era o meu destino, podendo assim concluir esse trabalho.

A todos os citados, meu sincero obrigado.

EPÍGRAFE

*“Aquele que habita no esconderijo do Altíssimo, à sombra do Onipotente descansará.
Direi do Senhor: Ele é o meu Deus, o meu refúgio, a minha fortaleza, e nele confiarei.
Porque ele te livrará do laço do passarineiro, e da peste perniciosa.
Ele te cobrirá com as suas penas, e debaixo das suas asas te confiarás; a sua verdade será o
teu escudo e broquel.
Não terás medo do terror de noite nem da seta que voa de dia,
Nem da peste que anda na escuridão, nem da mortandade que assola ao meio-dia.
Mil cairão ao teu lado, e dez mil à tua direita, mas não chegará a ti.
Somente com os teus olhos contemplarás, e verás a recompensa dos ímpios.
Porque tu, ó Senhor, és o meu refúgio. No Altíssimo fizeste a tua habitação.
Nenhum mal te sucederá, nem praga alguma chegará à tua tenda.
Porque aos seus anjos dará ordem a teu respeito, para te guardarem em todos os teus
caminhos.
Eles te sustentarão nas suas mãos, para que não tropeces com o teu pé em pedra.
Pisarás o leão e a cobra; calcarás aos pés o filho do leão e a serpente.
Porquanto tão encarecidamente me amou, também eu o livrarei; pô-lo-ei em retiro alto, porque
conheceu o meu nome.
Ele me invocará, e eu lhe responderei; estarei com ele na angústia; dela o retirarei, e o
glorificarei.
Fartá-lo-ei com lonjura de dias, e lhe mostrarei a minha salvação.”
Salmo 91*

RESUMO

BEDO, B. L. S. **Análise cinemática, cinética e eletromiográfica da articulação do joelho durante a mudança de direção e execução do arremesso do handebol.** 2016. 97 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

O handebol é um esporte onde há mistura de velocidade, potência, resistência e, principalmente, mudanças rápidas de direção. Estas mudanças são responsáveis por um número elevado de lesões nos atletas. A ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) é frequente em atletas e pode ocorrer de duas maneiras: com ou sem contato direto. As lesões no LCA sem contato direto (LCASC) representam de 70 a 85% das lesões no joelho em atletas, ocorrendo normalmente em mudanças de direção denominadas “*sidestep*”. Entender os fatores de risco e os mecanismos das lesões são algumas das etapas do processo de prevenção. O presente estudo tem como objetivo analisar as variáveis biomecânicas na articulação do joelho durante a mudança de direção seguida de um arremesso em atletas profissionais e universitárias de handebol com e sem informação visual. Participaram do estudo 14 atletas de nível profissional ($GP = 21,5 \pm 2,58$) e 15 de nível universitário ($GU = 22,4 \pm 2,63$), do sexo feminino. Foram posicionados 25 marcadores refletivos no tronco e membros inferiores da participante além de oito eletrodos posicionados em: glúteo médio, bíceps femoral, reto femoral em ambos os membros. Os valores angulares foram calculados pelos ângulos de Euler e a velocidade angular foi calculada pelos quatérnions. As participantes realizaram o, *sidestep cutting* com bola (SIDB) e *sidestep cutting* com bola e luz (SIDB_{LUZ}). Foram encontrados maiores valores de flexão no CI, 40_{ms} e 100_{ms} para GU para ambos os membros. GU também apresentou maiores valores de rotação interna do joelho aos 40_{ms} e 100_{ms} para ambos os membros. Não foi encontrado diferença entre grupos nos valores de abdução, entretanto, na comparação entre condições, SIDB apresentou maiores valores de abdução aos 40_{ms} e 100_{ms} para os membros dominante e não dominante respectivamente. GP apresentou maiores valores de velocidade angular (*quatérnions*) aos 100_{ms} na execução do SIDB. Foi encontrado uma forte interação entre condição e grupo nos valores de razão de co-contração do reto femoral e glúteo. GU apresentou maiores valores de V_{CI} e V_{CF} para membro dominante e não dominante, respectivamente, durante mudanças de direção. Conclui-se que atletas universitários e profissionais apresentam padrões cinemáticos diferentes durante a execução de tarefas de mudanças de direção.

Palavras-chave: Handebol; LCA; *sidestep cutting*; Biomecânica; Joelho.

ABSTRACT

BEDO, B. L. S. **Kinematics, kinetic and electromyography analysis of the knee joint during sidestep cutting and handball pitch.** 2016. 97 p. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

Handball is a sport where there is a mixture of speed, power, resistance, and especially fast changes of direction. These changes are responsible for a high incidence of injuries in handball athletes. The rupture of the anterior cruciate ligament (ACL) is common in athletes and can occur in two different ways: with or without contact. The non-contact ACL (LCASC) injuries represent 70 to 85% of knee injuries in athletes, typically in changes of direction called "sidestep". Understanding the risk factors and mechanisms of injury are some of the steps to prevent them. This study aims to analyze the biomechanical variables in the knee joint during the change of direction followed by a pitch in professional and college handball athletes with and without visual information. All participants were female, 14 professional athletes ($GP = 21.5 \pm 2.58$) and 15 college athletes ($GU = 22.4 \pm 2.63$). In total, 25 reflective markers were positioned on the trunk and lower limbs of the participant along with eight electrodes placed on: gluteus medius, biceps femoris, rectus femoris in both limbs. The angles were calculated by Euler angles and the angular velocity was calculated from quaternions. The participants performed a sidestep cutting maneuver with a ball (SIDB) and a sidestep cutting with a ball and a light (SIDB_{luz}). Greater knee flexion values were found in the CI (initial contact), 40_{ms} and 100_{ms} for GU in both limbs. GU also showed greater internal rotation values at 40_{ms} and 100_{ms} for both limbs. No difference was found in the abduction values in the groups compared. However, in the comparison between conditions, SIDB showed greater knee abduction values at 40_{ms} and 100_{ms} for dominant and non-dominant limbs, respectively. GP showed greater angular velocity values (*quaternions*) at 100_{ms} in the SIDB execution. A strong interaction between condition and group on rectus femoral and gluteus maximus co-contraction values was found. GU showed greater V_{CI} and V_{CF} values for dominant and non-dominant limb, respectively during the direction changes. It is concluded that college and professional athletes have different kinematic patterns during the execution of change-of-direction tasks.

Key words: Handball; ACL; sidestep cutting; Biomechanics; Knee.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Ilustração da execução do *sidestep cutting* com bola (SIDB) em atletas universitárias e profissionais A: início do teste e quando necessário, acionamento do sensor de pressão posicionado no solo; B: Contato inicial na plataforma de força; C: Início do salto; B: Arremesso no alvo fixo.

Figura 2 - Conjunto de lâmpadas de *led* que forneciam a informação visual de para qual lado a voluntária deveria realizar a mudança de direção, LD (A) ou LE (B) acionadas por meio de um sensor de pressão posicionado no chão (C).

Figura 3 - Posicionamento do sensor de pressão no solo na distância de três metros do local da mudança de direção.

Figura 4 - Marcadores e eletrodos utilizados no momento da coleta (A e B). Reconstrução 3D realizada no *software* NEXUS (C).

Figura 5 - Posicionamentos das plataformas de força posicionadas no nível do solo sendo imperceptíveis durante a realização dos testes.

Figura 6 - Janela utilizada para realização das análises biomecânicas (Perda do contato com o solo do pé que antecede a aterrissagem na plataforma de força (A); Contato inicial com a plataforma de força (B); Fim do contato com a plataforma de força (C)).

Figura 7 - Esquema do posicionamento dos marcadores (a) para construção dos sistemas de referências locais da coxa e perna em relação ao sistema de referências global (b, c) segundo SANTIAGO (2009).

Figura 8 - Sinal eletromiográfico filtrado e integral normalizada pelo pico do músculo reto femoral durante a execução do SID.

Figura 9 - Apresentação dos resultados do Questionário Lysholm em ambos os grupos: GU (N = 15) e GP (N = 14).

Figura 10 - Comparação entre grupos dos valores de flexão da articulação do joelho no CI, 40_{ms} e 100_{ms} do membro DOM (* $p < 0,05$).

Figura 11 - Comparação entre grupos dos valores de flexão da articulação do joelho no CI, 40_{ms} e 100_{ms} no membro NDOM (* $p < 0,05$).

Figura 12 - Comparação entre condições dos valores de abdução na articulação do joelho do membro dominante (* $p < 0,05$).

Figura 13 - Comparação entre condições dos valores de abdução na articulação do joelho do membro não dominante (* $p < 0,05$).

Figura 14 - Comparação entre grupos dos valores de rotação interna da articulação do joelho do membro dominante (* $p < 0,05$).

Figura 15 - Comparação entre grupos dos valores de rotação interna da articulação do joelho do membro não dominante (* $p < 0,05$).

Figura 16 - Comparação entre condições dos valores de rotação interna da articulação do joelho do membro dominante (* $p < 0,05$).

Figura 17 - Comparação entre condições nos valores de velocidade de rotação da articulação do joelho do membro não dominante (* $p < 0,05$).

Figura 18 - Interação entre grupo e condição nos valores de razão de co-contração do RG no RG no membro dominante (* $p < 0,05$).

Figura 19 - Comparação entre condições dos valores de razão de co-contração de RG (* $p < 0,05$).

Figura 20 - Comparação entre condições dos valores de $FPRS_z$ para os membros dominante e não dominante (* $p < 0,05$).

Figura 21 - Comparação no TC entre GU e GP nos membros DOM e NDOM $p < 0,05$).

Figura 22 - Comparação no V_{CI} entre GU e GP nos membros DOM e NDOM (* $p < 0,05$).

Figura 23 - Comparação entre grupos dos valores de V_{CF} nos membros DOM e NDOM (* $p < 0,05$).

Figura 24 - Interação entre condições e grupos na V_{CF} no membro NDOM (* $p < 0,05$).

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Média $\pm$ desvio padrão (DP) da idade cronológica, massa corporal, estatura, tempo de treinamento e tempo exposto a prática da modalidade semanalmente nos grupos GU e GP.

Tabela 2 – Média $\pm$ DP dos valores de abdução do joelho durante a execução do SIDB e SIDB_{LUZ} no CI, 40_{ms} e 100_{ms}.

Tabela 3 – Média $\pm$ DP dos valores de velocidade angular do joelho durante a execução do SIDB e SIDB_{LUZ} no CI, 40_{ms} e 100_{ms}

LISTA DE SIMBOLOS E ABREVIATURAS

LCA - Ligamento cruzado anterior

LCASC - Ligamento cruzado anterior sem contato

SID – *Sidestep Cutting*

SIDB - *Sidestep Cutting* com bola

SIDB_{LUZ} - *Sidestep Cutting* com bola e luz

GP - Grupo de atletas profissionais

GU - Grupo de atletas Universitárias

MMII - Membros inferiores

DP - Desvio padrão

PF - Plataforma de força

SNC - Sistema Nervoso Central

MD - Média

DP – Desvio padrão

CI – Contato inicial

q₀ – Componente escalar

q₁,q₂,q₃ – Componente vetorial

.txt – Arquivo de texto

aux – auxiliar

α – Alfa

β - Beta

V_{CI} – Velocidade no contato inicial

V_{CF} – Velocidade no contato final

% - Porcentagem

// // - Módulo

EMG – Atividade eletromiográfica

TA - Tibial anterior

GA - Gastrocnêmio

BF - Bíceps Femoral

RF - Reto Femoral

FPRS - Força pico de reação no solo

CC - Razão de co-contração

F_z- Componente vertical

PC - Peso corporal

TC - Tempo de contato

DOM - Membro dominante

NDOM – Membro não dominante

ISB - *Internatinal Society of Biomechanics*

LISTA DE APÊNDICES

Apêndice A - Ficha de avaliação.

Apêndice B - Termo de consentimento livre e esclarecido.

Apêndice C - Parecer do comitê de ética e pesquisa do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto.

LISTA DE ANEXOS

Anexo A – Formulário de Avaliação Subjetiva do Joelho.

Anexo B – Questionário específico para Sintomas do Joelho – Lynsholm.

SUMÁRIO

1. Introdução	19
2. Revisão de literatura	21
2.1 Handebol.....	21
2.2 Lesões no Handebol.....	22
2.3 Lesões no ligamento cruzado anterior	24
2.4 Mecanismo de lesão do ligamento cruzado anterior sem contato	27
3. Hipóteses.....	33
4. Objetivo	34
4.1 Objetivo geral	34
4.2 Objetivos específicos	34
5. Materiais e métodos	35
5.1 Participantes.....	35
5.2 Procedimentos experimentais	37
5.3 Testes realizados	38
5.3.1 <i>Sidestep Cutting</i> com bola	38
5.3.2 <i>Sidestep Cutting</i> com bola e informação visual prévia.....	40
5.4 Coleta de dados	41
5.4.1 Cinemática	41
5.4.2 Eletromiografia	43
5.4.3 Dinamometria	43
5.5 Processamento dos dados.....	44
5.5.1 Cinemática	45
5.5.1.1 Cálculo dos ângulos de Euler.....	46
5.5.1.2 Cálculo dos quatérnions.....	48
5.5.2 Eletromiografia	50
5.5.3 Dinamometria	51
5.5.4 Variáveis de desempenho	52
5.6 Análise estatística	53
6. Resultados.....	54
6.1 Cinemática	55
Flexão.....	55
Abdução	56

Rotação interna	58
Velocidade angular	59
6.2 Eletromiografia	61
6.3 Dinamometria e desempenho.....	62
Força pico de reação no solo.....	62
Tempo de contato.....	63
Velocidade no contato inicial	63
Velocidade no contato final	64
7. Discussão	66
7.1 Cinemática	67
7.2 Eletromiografia	70
7.3 Dinamometria	72
7.4 Variáveis de desempenho	73
8. Conclusão.....	75
9. Considerações finais	76
10. Limitações do estudo	77
Referências.....	78
Apêndice – A	88
Ficha de avaliação.....	88
Apêndice B	91
Termo de consentimento livre e esclarecido.....	91
Apêndice C	93
Carta de aprovação do comitê de ética em pesquisa.....	93
Anexo A.....	94
Formulário de Avaliação Subjetiva do joelho	94
Anexo B	97
Questionário específico para sintomas do joelho (LYSHOLM)	97

1. INTRODUÇÃO

O esporte tornou-se, nos diferentes espaços sociais e culturais, um fenômeno comum no cotidiano dos indivíduos. Assim, de acordo com o contexto de vida dos espectadores, praticantes ou profissionais, a inserção desses eventos ocorre por diversas formas e níveis de intensidade. A prática esportiva tem sido descrita na literatura como uma ferramenta importante para melhorar a saúde dos indivíduos. Entre os praticantes identificam-se benefícios motores, fisiológicos e psicológicos (HEYWARD, 2013). No entanto, os sujeitos envolvidos na prática esportiva são também aqueles que estão mais expostos a fatores determinantes para o surgimento de lesões (OLSEN et al., 2006).

O handebol é um dos esportes mais praticados na Europa, e passou a ser estudado no Brasil a partir da década de 80. Atualmente, os estudos têm sido conduzidos por pesquisadores de diferentes áreas de conhecimento, buscando preencher as lacunas da literatura para uma melhor compreensão da modalidade, por meio de investigações inerentes a aspectos fisiológicos, bioquímicos e/ou biomecânicos. Assim, têm se observado o aumento do interesse acadêmico pelo handebol por diversas áreas do conhecimento, como: Computação (Ciências Exatas), Psicologia e Sociologia (Ciências Humanas), Fisiologia e Bioquímica (Ciências Biológicas) (MENEZES, 2007).

Conquanto, as lesões esportivas, definidas como toda lesão decorrente da participação na atividade esportiva (VAN MECHELEN et al., 1992; CAINE et al., 1996), acompanham seus praticantes constantemente (DOMINGUES, 2008), sobretudo em esportes de alto rendimento, na qual os atletas durante as sessões de treinamento são expostos ao limite do corpo, ocasionando falhas nas funções fisiológicas, biomecânicas e cinesiológicas, resultando em lesões.

O handebol é caracterizado como um esporte de alta intensidade e de contato físico constante entre seus praticantes (LANGEVOORT et al., 2007). Observa-se na literatura

que as lesões ocorridas durante a prática do handebol acometem, em sua maioria, os membros inferiores, sobretudo a articulação do joelho. (WEDDERKOPP et al., 1997; MANDELBAUM et al., 2005; OLSEN et al., 2006; CUMPS et al., 2007; BEDO, 2013).

A lesão do ligamento cruzado anterior (LCA) do joelho é frequente em atletas (HEWETT et al., 2001; OLSEN et al., 2006; COCHRANE et al., 2007). Sendo que ocorrem com maior frequência durante a desaceleração (OLSEN et al., 2004); aterrissagens (ZEBIS et al., 2009); e atividades de pivô (GRIFFIN et al., 2006; ALENTORN-GELI et al., 2009).

A literatura reporta que um dos principais mecanismos responsáveis pelas lesões do ligamento cruzado anterior sem contato (LCASC) são as mudanças de direção realizadas em alta velocidade, desse modo, para melhor entendimento dos mecanismos de lesão, diversos estudos utilizaram testes de mudanças de direção para a avaliação da articulação do joelho (BESIER, THOR F et al., 2001; DONNELLY, LLOYD, et al., 2012; KRISTIANSLUND et al., 2012; KRISTIANSLUND e KROSSHAUG, 2013).

Entretanto, mudanças de direção realizadas com e sem conhecimento prévio apresentam valores angulares diferentes (BESIER, T. F., LLOYD, D. G., ACKLAND, T. R., et al., 2001; LEE et al., 2013; 2016). Além disso, questiona-se que atletas de diferentes níveis apresentem diferentes padrões biomecânicos na articulação do joelho durante a execução de mudanças de direção (MCLEAN et al., 1999; SIGWARD e POWERS, 2006; LEE et al., 2013; 2016), tornando-se mais suscetíveis a lesões.

Neste sentido, explorar os fatores de risco e os mecanismos de lesão é um dos passos sugeridos por Hlobil et al. (1987) para a prevenção de lesões. No entanto, o entendimento quanto aos mecanismos de lesões durante a atividade esportiva ainda é limitado (KIRKENDALL e GARRETT, 2000). Deste modo, como sugerido por van

Mechelen et al. (1992) pesquisas como a presente dissertação, são de extrema importância, atuando como balizador para futuros estudos de caráter preventivo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 HANDEBOL

De acordo com Vieira e Freitas (2007) seria errôneo dizer que o handebol foi inventado, uma vez que, para essa modalidade não se encontra um ano e/ou uma data específica da sua criação. O handebol pode ser caracterizado como uma modalidade que surgiu como resultado da influência de várias modalidades esportivas, as quais possuem como característica a alta velocidade e objetivo de passar a bola de mão em mão até atingir o alvo final: o gol.

Este esporte, tornou-se oficial na Alemanha em 1920, mas ainda com o formato de 11 atletas para cada time, sendo alterado devido ao frio rigoroso na Europa, passando a ser praticado em quadras fechadas com apenas sete jogadores de cada lado. No Brasil, o esporte chegou a menos de cem anos, trazidos por alemães pós Primeira Guerra Mundial. Segundo a Confederação Brasileira de Handebol, em 1954, o handebol foi oficializado como uma modalidade “de quadra” (VIEIRA e FREITAS, 2007)

Atualmente, a principal competição brasileira de handebol é a Liga Nacional, promovida desde 1997. Esse torneio firma um período de expansão e maior profissionalização da modalidade, em ambos os sexos (VIEIRA e FREITAS, 2007).

A Federação Internacional de Handebol (IHF) possui mais de 123 países membros e tem cerca de 12 milhões de jogadores registrados em todo o mundo (AKGUN et al., 2008). A modalidade faz parte das Olimpíadas desde 1972 e é caracterizada como um esporte de alta intensidade e grande contato físico entre os jogadores (MYKLEBUST et al., 1997; LANGEVOORT et al., 2007), exigindo uma mistura de velocidade, potência e

resistência, por parte de seus praticantes (SANCHES e BORIN, 2009), fatores estes que em conjunto com a frequente colisão entre os jogadores, a velocidade da bola e a rigidez da superfície de contato (AKGUN et al., 2008) incidem em um alto índice de lesão entre os atletas (BACKX et al., 1991; LINDBLAD et al., 1992; MYKLEBUST et al., 1997; MYKLEBUST et al., 1998; SEIL, ROMAIN et al., 1998; LANGEVOORT et al., 2007; ENGBRETSSEN et al., 2013).

2.2 LESÕES NO HANDEBOL

Uma lesão é um dano sofrido pelos tecidos do nosso corpo em resposta a um trauma físico (WHITING e ZERNICKE, 2001; 2009). Para Caine et al. (1996), Hoff e Martin (1986) e van Mechelen et al. (1992) lesão esportiva é o nome coletivo dado para todos os tipos de danos relacionados às atividades físicas e, segundo os autores, o Registro Nacional de Lesões Esportivas (NAIRS) define o termo “lesão” como o acontecimento que limita a participação do atleta por, no mínimo, um dia após a sua ocorrência.

As lesões esportivas são resultantes de variáveis intrínsecas ou extrínsecas. As variáveis intrínsecas referem-se as características do indivíduo lesionado como a idade, sexo, histórico de lesões na família, entre outros. Enquanto às variáveis extrínsecas caracterizam-se pelo ambiente, que pode exercer influência sob os fatores de risco para o desenvolvimento de lesões como, por exemplo, a segurança do local de prática, nível da competição, forma como o treinamento é realizado e condições climáticas (WHITING e ZERNICKE, 2009).

Devido às características de jogo do handebol supracitadas (velocidade, potência do jogo, contato frequente entre os praticantes, etc.), esta modalidade possui grande expressão nos índices de lesões esportivas, sendo que, majoritariamente, os membros inferiores (MMII) são os mais acometidos por lesões (NOYES et al., 1996; OLSEN et al.,

2006). Corroborando a isso, Seil et al. (1998) observaram, por meio de um estudo conduzido na Alemanha durante uma temporada, que atletas (mulheres) de handebol estão mais predispostas a lesões no MMII. Dentre as 16 equipes que fizeram parte da amostra, foram encontradas 2,5 lesões a cada 1000 horas de jogo em cada atleta. Desse valor total de lesões, percebeu-se que a maior incidência de lesão ocorria durante os jogos, chegando ao valor de 14,3 lesões a cada 1000 horas jogadas. Em relação às partes anatómicas acometidas por lesões, 54% ocorreram nos membros inferiores, sendo que o joelho foi à articulação que mais sofreu lesões.

Wedderkopp et al. (1997) analisaram a extensão e gravidade de lesões em 217 jogadoras de handebol na Europa, com idade entre 16 e 18 anos. Os autores verificaram que a incidência de lesão foi muito elevada (40,7/1000 horas de jogo), sendo as atletas que atuam na armação, as participantes que apresentaram maiores índices de casos de lesão (54/1000 horas jogadas). Ademais, as lesões ocorreram, predominantemente nos MMII e os valores apresentaram-se altos quando comparados aos encontrados nos estudos de Myklebust et al. (1997), de 14,3 lesões/1000 horas de jogo para atletas masculinos da mesma modalidade.

Olsen et al. (2006) identificaram que atletas de handebol, de ambos os gêneros, estão mais predispostos ao desenvolvimento de lesões quando comparados a atletas de outras modalidades, sendo que as lesões nas articulações do joelho e tornozelo, foram sinalizadas como as mais comuns. O mesmo foi encontrado por Lindblad et al. (1992), na qual verificaram maior incidência de lesões em mulheres, sendo que em 62% dos casos foram diagnosticados entorses e rupturas ligamentares.

2.3 LESÕES NO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR

A ruptura do LCA é frequente em atletas (HEWETT et al., 2001; OLSEN et al., 2006; COCHRANE et al., 2007) e pode ocorrer de duas maneiras: com ou sem contato direto. As lesões no LCA sem contato direto (LCASC) representam de 70 a 85% das lesões no joelho em atletas (ARENDT e DICK, 1995; GRIFFIN et al., 2000; ALENTORN-GELI et al., 2009; MICHEO et al., 2010), ocorrendo com maior frequência durante os movimentos de desaceleração (OLSEN et al., 2004); aterrissagens (ZEBIS et al., 2009) e atividades de pivô, quando a articulação do joelho está próxima a sua extensão total (GRIFFIN et al., 2006; ALENTORN-GELI et al., 2009; MICHEO et al., 2010).

As ações supracitadas como as situações de risco para lesões do LCASC são frequentemente realizadas durante a prática do handebol, em especial durante a mudança de direção, que é denominada dentre os praticantes da modalidade como “finta” (VIEIRA e FREITAS, 2007), na qual o objetivo é ludibriar o adversário no momento do ataque onde há sequências de direção denominadas “*sidestep*” (MCLEAN et al., 2004; KRISTIANSUND et al., 2012). Assim como descrito por Olsen et al. (2006), que relataram que a maioria das lesões no LCA estão relacionada a essa movimentação quando o atleta está focado na cesta, alvo ou adversários (LEE et al., 2013).

Para Ford et al. (2003) o valgo do joelho é o principal mecanismo de lesão de LCA no sexo feminino. Diversos estudos desde cadavéricos a pesquisas *in vivo* observaram a relação entre as cargas de valgo no joelho e rupturas em lesões no LCA (LLOYD, 2001; FUKUDA et al., 2003; MICHEO et al., 2010; KRISTIANSUND et al., 2012). Durante aterrissagens, o valgo observado é denominado valgo dinâmico, definido como o movimento ou posicionamento da região distal da tíbia para longe da linha sagital mediana do corpo, enquanto a região distal do fêmur está mais próxima da linha sagital mediana (HEWETT et al., 2005; CESAR, 2010; CESAR et al., 2011).

Koga et al. (2010) realizaram uma análise cinemática de 10 lesões de LCASC em jogadoras de handebol e basquetebol. Foi encontrado que aos 40_{ms} após o contato inicial com o solo houve um aumento de 12° no ângulo valgo do joelho. Ademais, identificou-se que a maioria das lesões acompanhadas no estudo ocorreram aos 40_{ms}. O mesmo foi encontrado por outros pesquisadores que concluíram que aos 40_{ms} e 100_{ms} após o contato inicial com o solo são momentos propícios para que lesões do LCASC venham a ocorrer durante as execuções de aterrissagens e mudanças de direção (WITHROW, THOMAS J et al., 2006; SHIN et al., 2007).

Além disso, há estudos que relatam as lesões de LCASC com a translação da tíbia decorrente do colapso valgo do joelho (GRIFFIN et al., 2006; ALENTORN-GELI et al., 2009; QUATMAN e HEWETT, 2009; KRISTIANSUND et al., 2012), sendo essa mais comum em atletas do sexo feminino.

Essas diferenças devem-se a fatores anatômicos (espessura do LCA) (GRIFFIN et al., 2000), biomecânicos (ângulo Q) (GRIFFIN et al., 2000; HEWETT et al., 2005), hormonais (relação entre picos de hormônios sexuais femininos e frouxidão ligamentar) (ARENDT et al., 2002) e neuromusculares (diferenças nos padrões de ativação quadríceps em relação aos isquiotibiais) (HEWETT, 2000; LLOYD, 2001; HEWETT et al., 2002).

Diferenças neuromusculares como, por exemplo, diferentes padrões de recrutamento, padrão de disparo e a força muscular são importantes fatores no controle dinâmico da articulação do joelho (CESAR, 2010). Principalmente durante execução de movimentos propícios para lesões no LCASC, como aterrissagens e mudanças de direção, na qual os isquiotibiais e quadríceps necessitam apresentar bom controle neuromuscular para evitar movimentos indesejados na articulação do joelho, como, por exemplo, a

abdução (valgo) excessiva. Ademais, sabe-se que o músculo glúteo médio, estabilizador do quadril, pode estar ligado com o movimento valgo do joelho (POWERS, 2010).

Com relação aos músculos estabilizadores do quadril, sabe-se que estes auxiliam no alinhamento do joelho valgo no momento da aterrissagem (ZAZULAK et al., 2005), sendo que o glúteo médio exerce o papel de estabilizador pélvico durante a marcha e outras atividades funcionais (EARL, 2005) atuando na estabilização do joelho, no entanto, seu déficit pode ser prejudicial.

Além disso, os músculos que controlam o ângulo do joelho apresentam relevância similar à do glúteo médio em relação à dissipação das forças, que quando não controladas, são lesivas à articulação do joelho. Uma vez que a força de reação do solo, durante uma aterrissagem, for transmitida para articulação do joelho sem o acomodamento possível através da flexão do joelho, o corpo atenuará menos essa força (CESAR, 2010).

A co-contração muscular é caracterizada pela contração simultânea de dois ou mais músculos em torno de uma articulação (FONSECA, 2001). Neste caso, se os principais músculos que influenciam na articulação do joelho, quadríceps e isquiotibiais, apresentarem bom controle neuromuscular, geram maior estabilidade na articulação, assim, diminuindo o risco de translação da tíbia em relação ao fêmur (BUCHANAN e LLOYD, 1997; NEPTUNE et al., 1999; PALMIERI-SMITH et al., 2009).

O desequilíbrio muscular entre o bíceps femoral e quadríceps também são componentes importantes do mecanismo de lesão do LCASC, sendo que a ativação do quadríceps durante a contração excêntrica está relacionada com a ruptura do ligamento (GRIFFIN et al., 2000). Assim como descrito por Shelburne e Pandy (1997), os isquiotibiais tem alto potencial de reduzir a sobrecarga sobre a tíbia quando o joelho está próximo à extensão total, momento em que ocorre a maioria das lesões do LCASC (COLBY et al., 1999; MALINZAK et al., 2001).

Li et al. (1999) investigaram a função do quadríceps isoladamente e combinado com os isquiotibiais na força resultante no LCA em diferentes graus de flexão. Quando levado em consideração apenas o quadríceps, a sobrecarga no LCA aumentou próximo à extensão total da articulação e diminuiu a partir de maiores valores de flexão. No entanto, quando levado em consideração a ação dos isquiotibiais (80 N) em conjunto ao bíceps femoral, foi encontrado diminuições significativas nas forças no LCA em 15°, 30° e 60° de flexão. Além disso, as forças no LCA foram menores em maiores graus de flexão da articulação do joelho. Corroborando com esse achado, More et al. (1993) encontraram que a estabilização da articulação do joelho é dependente da co-contração entre agonista e antagonistas para evitar forças excessivas no LCA.

2.4 MECANISMO DE LESÃO DO LIGAMENTO CRUZADO ANTERIOR SEM CONTATO

Lesões no LCA acontecem normalmente em situações de mudanças de direção (ALENTORN-GELI et al., 2009), em inglês *sidestep cutting maneuver*, é um mecanismo comum de lesão do LCASC (CROSS, MERVYN J et al., 1989; MCLEAN et al., 1999; BESIER, T. F., LLOYD, D. G., COCHRANE, J. L., et al., 2001). Recentemente, diversos estudos utilizaram testes de mudanças de direção para a avaliação da articulação do joelho (BESIER, THOR F et al., 2001; DONNELLY, LLOYD, et al., 2012; KRISTIANSUND et al., 2012; KRISTIANSUND e KROSSHAUG, 2013; LEE et al., 2013; SANKEY et al., 2015; LEE et al., 2016).

As mudanças de direção, quando realizadas de forma rápida, favorecem que a articulação do joelho realize movimentos propícios para rupturas do LCASC, na qual a mais comum é a combinação de rotação externa da tíbia próximo a extensão total do joelho (20 a 30°) (COCHRANE et al., 2007). Essa rotação, que supostamente venha

ocorrer durante a mudança de direção, pode gerar forças no LCA de magnitude suficiente para a ruptura do ligamento.

Andrews et al. (1977) descreveram a sequência de eventos que envolve a mudança de direção:

1. A perna de apoio inicia a desaceleração do corpo;
2. O quadril gira em torno da perna de apoio no sentido do lado que a mudança de direção está sendo realizada (i.e. rotação interna do quadril);
3. A perna de apoio gira na nova direção antes da perda de contato como solo.

O deslocamento lateral denominado *Sidestep Cutting* (SID) consiste na desaceleração seguida de um deslocamento lateral (KRISTIANSLUND et al., 2012) e por ser realizado em alta velocidade, aproxima-se da realidade esportiva, principalmente de modalidades que possuam características de invasão (i.e. futebol, basquetebol, handebol e etc.). Deste modo, essa técnica, tem sido sugerida para análises biomecânicas de mecanismos de lesão do LCASC (ANDREWS et al., 1977; CROSS, M. J. et al., 1989; MCLEAN et al., 1999; MCLEAN et al., 2004; MCLEAN et al., 2005; DONNELLY, LLOYD, et al., 2012; KRISTIANSLUND et al., 2012).

No estudo de Kristianslund et al. (2012), foi solicitado a atletas de handebol que realizassem mudanças de direção semelhantes às movimentações realizadas para fintar o adversário durante uma partida. Foram encontrados altos valores de abdução da articulação do joelho na execução do teste. Posteriormente, Kristianslund e Krosshaug (2013) encontraram maiores valores de rotação interna do joelho durante a execução do SID quando comparados a um teste específico de valgo (*Drop Jump*), que por sua vez, apresentou maiores valores de valgo do joelho quando comparados ao SID.

McLean et al. (1999) compararam os valores de flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/externa do joelho durante a execução do SID entre o sexo masculino e

feminino. Não foram identificadas diferenças significativas entre os valores de flexão/extensão e abdução/adução do joelho entre os sexos durante o teste.

Entretanto, para os valores de rotação interna/externa da articulação do joelho, as mulheres apresentaram coeficientes de variação mais longos quando comparadas aos participantes homens. Ademais, no mesmo estudo, os autores levantaram o questionamento acerca da experiência na modalidade, uma vez que esta pode interferir nos valores angulares. Quando relacionado o nível de variabilidade dos dados com o tempo de experiência no esporte que possui como característica mudanças de direção constantes, os participantes com maior vivência da modalidade apresentaram menores valores de variabilidade. Deste modo, é possível que a diminuição nos valores de oscilação angular seja influenciada pelo nível de experiência além do tempo de prática (MCLEAN et al., 1999).

Lee et al. (2013) investigaram variáveis cinemáticas do quadril, tronco e joelho durante a execução do SID em atletas de futebol do sexo masculino de diferentes níveis. Os autores encontraram que em diferentes estímulos visuais e níveis de experiência da modalidade influenciam na postura dos participantes durante a execução da mudança de direção. Jogadores de alto nível apresentaram menor oscilação no plano frontal do quadril, sobrecarregando menos a articulação do joelho. Entretanto, nos valores de rotação interna da articulação do joelho foram encontrados resultados semelhantes entre atletas de diferentes níveis.

Recentemente, os mesmos autores encontraram diferenças nos valores de flexão lateral do tronco entre atletas de níveis distintos de experiência. Ademais, atletas profissionais posicionaram o pé de apoio mais próximo a linha pélvica diminuindo à sobrecarga na articulação do joelho (LEE et al., 2016). Esse segundo resultado encontrado, pode ocorrer por dois fatores: gerar o mínimo de força na articulação do

tornozelo para redirecionar o centro de massa para o lado da mudança de direção ou posicionar o pé de forma mais amplo no momento do toque final, diminuindo a oscilação corporal (PATLA et al., 1999).

Besier, et al. (2001) identificaram que as cargas externas de flexão, valgo e rotação na execução do SID são maiores do que quando comparadas à uma corrida em linha reta. Assim, apresentam potencial para aumentar a carga no LCA, favorecendo ocorrência de lesões. Entretanto, durante a execução do teste, os participantes estavam cientes sobre qual lado deveria ser realizada a mudança de direção, desviando-se assim da especificidade do jogo, na qual, muitas vezes, os atletas necessitam realizar tomadas de decisão rápidas devido a fatores externos como, por exemplo, o posicionamento do adversário.

Ainda, os mesmos autores compararam variáveis de desempenho e biomecânicas durante a execução do SID em duas situações: com e sem conhecimento prévio para qual lado deveria ser realizada a mudança de direção. Foram encontrados maiores valores de abdução e rotação da articulação do joelho em situações em que o indivíduo realizou a tarefa respondendo ao estímulo visual, ou seja, sem conhecimento prévio. No entanto, nas variáveis de desempenho, as tentativas que o indivíduo devia responder ao estímulo visual apresentaram piores valores de desempenho (velocidade de execução) (BESIER, THOR F et al., 2001).

Diversas formas de análise de desempenho são conhecidas, a saber: metodologias fisiológicas, bioquímicas e biomecânicas (RUSSOMANNO, 2011). Com relação as análises biomecânicas, estas são realizadas com intuito de estudar e entender o movimento humano e seus meios, através de sequências de movimentos como, por exemplo, no handebol, um arremesso ou no deslocamento do corpo em um plano (MENEZES, 2007).

Considerando a relevância da análise cinemática do movimento específico da modalidade (PORI et al., 2005), entende-se que investigações acerca da análise da mudança de direção seguida do arremesso são de extrema importância para o fortalecimento da literatura específica e desenvolvimento do esporte. Principalmente, por se aproximar da especificidade da modalidade e, por conseguinte, por que análise do comportamento e do desempenho de uma tarefa de arremesso que é antecedido por uma mudança de direção.

2.5 ABORDAGENS MATEMÁTICAS PARA ANÁLISE ANGULAR DA ARTICULAÇÃO

Para van Mechelen et al. (1992), o entendimento acerca dos mecanismos de lesões esportivas é uma das etapas para a criação e desenvolvimento de treinamentos preventivos que tenham como objetivo diminuir a incidência de lesões durante à pratica de diferentes modalidades esportivas.

Com relação às análises biomecânicas frente aos fatores envolvidos na lesão do LCASC, identifica-se na literatura que uma vasta gama de pesquisadores opta pela utilização do SID em suas pesquisas. Esta técnica, composta por movimentos semelhantes aos realizados em esportes de invasão (sobretudo quanto à velocidade das ações) (ANDREWS et al., 1977; CROSS, M. J. et al., 1989; MCLEAN et al., 1999; BESIER, T. F., LLOYD, D. G., ACKLAND, T. R., et al., 2001; BESIER, T. F., LLOYD, D. G., COCHRANE, J. L., et al., 2001; BESIER et al., 2003; MCLEAN et al., 2004; MCLEAN et al., 2005; SIGWARD e POWERS, 2006; DONNELLY, LLOYD, et al., 2012; KRISTIANSUND et al., 2012), têm sido empregada visando aproximar os testes laboratoriais à prática esportiva. Além disso, reproduz um dos principais mecanismos de lesão do LCASC (OLSEN et al., 2004; COCHRANE et al., 2007; KRISTIANSUND e KROSSHAUG, 2013).

Para Lee et al. (2013; 2016), estudar a manobra do SID em um ambiente laboratorial, que imita a situação real de jogo, é de extrema importância para a identificação dos principais fatores envolvidos na lesão do LCASC. Além disso, a inclusão de características de jogo em estudos laboratoriais, no caso, o arremesso do handebol, torna o teste mais específico para a modalidade investigada, desta maneira, fornecendo resultados mais fidedignos para a população analisada, no estudo em questão, atletas de handebol do sexo feminino.

Sendo assim, algumas abordagens matemáticas com base em matrizes de rotação são empregadas para descrever o componente rotacional do movimento, como por exemplo, ângulos de Euler, de Cardan, eixos eliciais e mais recentemente quatérnions (CUNHA et al., 2008; SANTIAGO, 2009). Entretanto, a Sociedade Internacional de Biomecânica (*International Society of Biomechanics*) – ISA recomenda a utilização dos ângulos de Euler para análise tridimensional de articulações (WU et al., 2002).

Os ângulos de Euler foram formulados por Leonard Euler para descrever a orientação de um corpo girante em um espaço euclidiano tridimensional, deste modo representam uma orientação espacial de um sistema com a composição de suas rotações. Entretanto, para sua utilização faz-se necessário a criação de dois sistemas de coordenadas. Sendo um fixo e outro que realiza as rotações (SANTIAGO, 2009).

Para localização do corpo que realiza as rotações em relação ao fixo, utiliza-se três ângulos independentes e não-colineares no seguimento em questão. Assim, é possível a aplicação dos ângulos de Euler. No entanto, outros métodos ainda não utilizados com frequência em análises biomecânicas articulares, podem ser aplicados para esse tipo de investigação. Como, por exemplo, a teoria dos *quatérnions*.

Esta teoria foi introduzida e desenvolvida por Sir William Rowan Hamilton, em 1843, quando buscava um sistema algébrico que operasse no espaço tridimensional de maneira análoga a que operam os números complexos do plano (CUNHA et al., 2008).

Embora todas as suas tentativas tenham falhado, Hamilton obteve sucesso quando considerou quádruplas de números reais (vetores $\mathbb{R}^4$). Ao conjunto de todos os elementos de forma $a + b\mathbf{i} + c\mathbf{j} + d\mathbf{k}$, na qual, a, b, c e d são números reais e que pode ser classificado por quádrupla (a,b,c,d) , por isso foi dado o nome *quatérnions* (SANTIAGO, 2009).

Identifica-se algumas vantagens na utilização de quatérnions quando comparadas a outras metodologias como, por exemplo, ângulos de Euler. A ocorrência o *Gimbal Lock*, caracterizado como o fenômeno com o qual se defrontam animadores que representam a orientação das entidades em seu universo virtual utilizando ângulos de Euler (BIASI e GATTASS, 2007), devido a limitação dos graus de liberdade no momento da rotação. Além de que os quatérnions apresentam apenas duas possibilidades de representação, enquanto ângulos de Euler possibilitam mais de duas parametrizações para uma mesma rotação.

No entanto, apesar da existência destas vantagens, à utilização desse método ainda é limitada quando comparada a outras, visto que, os *quatérnions* ainda são um universo desconhecido e distante para muitos pesquisadores da área de biomecânica (SANTIAGO, 2009).

3. HIPÓTESES

Acredita-se na hipótese de que atletas de handebol de diferentes níveis apresentam diferenças nas variáveis biomecânica na articulação do joelho durante a execução do *sidestep cutting* seguida de um arremesso de handebol.

Ademais, que a execução da mudança de direção com e sem informação prévia podem apresentar diferentes resultados nas variáveis biomecânicas.

4. OBJETIVO

4.1 OBJETIVO GERAL

Comparar as variáveis biomecânicas na articulação do joelho durante a mudança de direção seguida de um arremesso em atletas profissionais e universitárias de handebol.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Descrever e comparar os padrões cinemáticos (flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa) da articulação do joelho via ângulos de Euler em atletas de handebol de nível profissional e universitário;
- Descrever e comparar a velocidade angular de rotação da articulação do joelho via Quatérnions em atletas de handebol de nível profissional e universitário;
- Descrever e comparar a força pico de reação no solo no momento da mudança de direção entre atletas profissionais e universitárias;
- Descrever e comparar a razão de co-contração dos músculos, bíceps femoral (BF), reto femoral (RF) e glúteo médio (GM) em jogadoras profissionais e universitárias;
- Comparar variáveis de desempenho entre atletas de handebol e universitárias;
- Comparar as variáveis biomecânicas e de desempenho durante a execução do *Sidestep Cutting* com e sem informação visual.

5. MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 PARTICIPANTES

Inicialmente, foram contatadas 17 atletas de handebol profissionais e 15 de nível universitário, do sexo feminino. Entretanto, como critério de inclusão/exclusão para participarem do estudo, as voluntárias, de ambos os grupos, não deveriam ter passado por nenhum processo cirúrgico nos membros inferiores (MMII). Sendo assim, o grupo de atletas profissionais (GP) foi constituído por 14 atletas e o grupo universitários (GU) por 15 atletas universitárias (Tabela 1).

Todas as atletas do GP participavam de sessões de treinamentos sistematizados de handebol com frequência de quatro a seis vezes na semana, além de possuírem experiência esportiva na modalidade há mais de cinco anos e estarem participando de competições de caráter profissional de alto nível como por exemplo: campeãs dos jogos regionais (1ª divisão), vice-campeãs dos jogos abertos (1ª divisão) e campeonato paulista de handebol. Além de possuírem no elenco atletas que representam a seleção brasileira de handebol feminino.

As integrantes do GU praticavam a referida modalidade em suas respectivas faculdades, com frequência máxima de duas vezes por semana, além de participarem de competições de nível universitário.

Todas as participantes do presente estudo responderam a uma ficha de avaliação (Apêndice A) contendo dados pessoais (nome, idade), dados antropométricos (massa e altura) (Tabela 1), nível de atividade física (modalidade praticada, posição, tempo de treinamento), histórico de lesões (lesões decorrentes da prática esportiva, cirurgias realizadas, tempo da lesão e/ou se possuía dor ou incômodo nos MMII no dia da coleta).

Tabela 1. Média $\pm$ desvio padrão (DP) da idade cronológica, massa corporal, estatura, tempo de treinamento e tempo exposto a prática da modalidade semanalmente nos grupos GU e GP.

Variáveis	Grupos	
	GU (N = 15)	GP (N = 14)
Idade (anos)	22,4 $\pm$ 2,63	21,5 $\pm$ 2,58
Massa corporal (Kg)	60,81 $\pm$ 4,96	68,68 $\pm$ 10,63
Estatura (cm)	164,5 $\pm$ 6,23	169,57 $\pm$ 3,81
Tempo de treinamento (anos)	3,57 $\pm$ 1,29	8,21 $\pm$ 2,93
Tempo de prática semanal (horas)	3,25 $\pm$ 0,94	10

As participantes responderam o Formulário de Avaliação Subjetiva do Joelho, *International Knee Documentation Committee* (IKDC), que é constituído de 18 itens dividido em três domínios, que avaliam os sintomas, atividades esportivas e a função do joelho (Anexo A). O formulário é autoaplicável e tem como finalidade detectar melhoria ou prejuízo dos sintomas, da função e das atividades esportivas, relacionadas a alterações no joelho. A pontuação é realizada pela diferença entre a pontuação total e a pontuação mais baixa possível multiplicada por 100. O IKDC foi escolhido por relacionar atividades esportivas com o joelho, além de apresentar validação e tradução para língua portuguesa (HAMBLY e GRIVA, 2010; METSAVAHT et al., 2010; COLLINS et al., 2011).

As participantes também responderam o Questionário Específico para Sintomas do Joelho, o Lysholm, que é um dos mais utilizados para avaliação de cirurgias ligamentares do joelho, e os sintomas de instabilidade articular. Ele é composto de oito questões de respostas fechadas, e os resultados podem ser descritos 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. Também possui validação e tradução para Língua Portuguesa (PECCIN et al., 2006; BRIGGS et al., 2009; COLLINS et al., 2011) (Anexo B).

Todos os procedimentos realizados durante a pesquisa, assim como os possíveis riscos e benefícios foram explicados para as participantes que assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido para a participação do presente estudo. Além disso, para

realização do presente estudo, o projeto foi aprovado Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (n. 6320/2014) (APÊNDICE D).

5.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Todos os procedimentos envolvidos neste estudo foram realizados no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCoM) da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (EEFERP).

Após a realização da anamnese e da coleta dos dados antropométricos, as voluntárias realizaram um breve aquecimento padronizado (cinco minutos de corrida), instruído pelo grupo de pesquisa. Subsequente a isso, as participantes realizaram uma tomada estática na posição anatômica durante 10 segundos, para que fosse possível encontrar os valores angulares anatômicos das participantes, bem como a massa corporal encontrada por meio de uma plataforma de força.

Por fim, as voluntárias realizaram as movimentações quantas vezes necessárias para adaptação ao teste, para que então fosse iniciada a coleta de dado. Além disso, entre as tentativas, as participantes foram aconselhadas a realizar uma pausa entre 45 a 60 segundos (DONNELLY, LLOYD, et al., 2012; KRISTIANSUND et al., 2012) para evitar a fadiga, uma vez que ela pode interferir nas variáveis biomecânicas desejadas (WHITING e ZERNICKE, 2009).

5.3 TESTES REALIZADOS

Os testes foram definidos como: *Sidestep Cutting* com bola (SIDB) *Sidestep Cutting* com bola e informação visual prévia (SIDB_{LUZ}).

5.3.1 SIDESTEP CUTTING COM BOLA

O *Sidestep Cutting* (SID), constitui-se de uma desaceleração da corrida em linha reta de cinco metros e a realização um deslocamento lateral de 45° em relação ao eixo da corrida (BESIER, T. F., LLOYD, D. G., COCHRANE, J. L., et al., 2001; KRISTIANSUND e KROSSHAUG, 2013). A mudança de direção de 45° foi orientada por uma fita, em destaque, no chão. Quando a mudança de direção era realizada para o lado direito, o membro esquerdo realizava a função de apoio, deste modo, o membro analisado correspondia ao oposto ao lado que a mudança de direção foi realizada.

Entretanto, na ciência do esporte, em especial em análise de gestos esportivos, quanto mais próximo da realidade, ou seja, o mais próximo dos movimentos realizados durante a prática real da modalidade, mais fidedignos os resultados tendem a ser.

Partindo desse pressuposto, foi instruído as participantes que realizassem o *Sidestep Cutting* com bola, ou seja: um membro do grupo de pesquisa com vivência do handebol, posicionado ao lado esquerdo, à três metros da participante, realizava passes para os participantes momentos antes da execução da mudança de direção.

Posteriormente a recepção, as participantes realizavam a mudança de direção o mais próximo do realizado durante a prática do handebol e em seguida, efetuavam um arremesso da maneira mais confortável em um alvo fixo posicionado a nove metros do início do teste (Figura 1).

Para caracterização de tentativas válidas e não válidas levou-se em consideração o membro de apoio que realizava a mudança de direção, assim como, a execução do arremesso no alvo.

Figura 1. Ilustração da execução do *sidestep cutting* com bola (SIDB) em atletas universitárias e profissionais A: início do teste e quando necessário, acionamento do sensor de pressão posicionado no solo; B: Contato inicial na plataforma de força; C: Início do salto; D: Arremesso no alvo fixo.

5.3.2 *SIDESTEP CUTTING* COM BOLA E INFORMAÇÃO VISUAL PRÉVIA

Considerando que a prática esportiva de modalidades coletivas que possuam como características invasão requerem tomadas de decisão rápidas decorrentes de ações externas que o atleta não tem controle como, por exemplo, o posicionamento de um companheiro de equipe ou adversário, foi realizado o mesmo teste descrito anteriormente (SIDB) com informação visual, sinalizando sobre qual lado a mudança de direção deveria ser realizada, denominado *Sidestep Cutting* com bola e informação visual prévia (SIDB_{LUZ}).

Um sensor de pressão posicionado à distância de três metros do local da realização mudança de direção era acionado quando a participante pisava no sensor (Figuras 2 e 3). Assim, a participante deveria realizar a mudança de direção para o lado que a luz acendesse. A aleatoriedade dos lados foi feita por meio de um sorteio previamente realizado pelos pesquisadores.

No momento da mudança de direção com a informação visual, era aconselhado à participante que realizasse o padrão de corrida normal e que, se necessário, a participante poderia realizar qualquer ajuste na corrida para realizar a mudança de direção. Foram realizados três testes válidos com o membro inferior dominante e três com o não dominante.

A dominância da participante foi obtida por alto relato.

Figura 2. Conjunto de lâmpadas de *led* que forneciam a informação visual sobre o lado a voluntária deveria realizar a mudança de direção. LD (A) ou LE (B) eram acionadas por meio de um sensor de pressão posicionado no chão (C).

Figura 3. Posicionamento do sensor de pressão no solo na distância de três metros do local da mudança de direção.

5.4 COLETA DE DADOS

5.4.1 CINEMÁTICA

Para obtenção das variáveis cinemáticas, foi utilizado um sistema de análise de movimento tridimensional, constituído por oito câmeras de vídeo infravermelho VICON (Contennial, CO, EUA) MX-T-40S com quatro megapixels de resolução operando na

frequência de 250 Hz cada permitindo a obtenção das coordenadas tridimensionais dos marcadores anatômicos.

Foram utilizados 25 marcadores refletivos (10 mm de diâmetro) posicionados nas seguintes proeminências ósseas: acrômio direito e esquerdo, processo espinhoso das vertebra C7, T10, primeira vertebra sacral, espinha ilíaca anterossuperior 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 quinto metatarso direito e esquerdo, cabeça do primeiro metatarso direito e esquerdo, e tuberosidade do calcâneo (Figura 4).

Os dados tridimensionais de cada marcador foram exportados do *software* NEXUS® em formato C3D para posterior processamento.

Figura 4. Marcadores e eletrodos utilizados no momento da coleta (A e B). Reconstrução 3D realizada no *software* NEXUS (C).

5.4.2 ELETROMIOGRAFIA

A atividade eletromiográfica (EMG) foi monitorada por meio de um condicionador de sinais biológicos Trigno Wireless (Delsys, Inc., Boston Massachusetts, EUA), com 16 canais, 16 bits de resolução, frequência de aquisição de 2000 Hz. Os eletrodos de superfície eram bipolares, sem fio, em formato de barra paralela (tamanho: 37 mm x 26 mm x 15 mm) e com distância fixa de 1,0 cm, o que diminui a variabilidade temporal e de amplitude das medidas.

Previamente à fixação dos sensores foi realizada tricotomia e limpeza de pele por abrasão com lixa fina e álcool (70%), sendo que o posicionamento dos mesmos seguiu as diretrizes propostas por *Surface EMG for Non- Invasive Assessment of Muscles* (HERMENS et al., 1999) para os músculos glúteo médio, bíceps femoral e reto femoral (BOUILLON et al., 2012).

5.4.3 DINAMOMETRIA

Para a obtenção das variáveis de força, foram utilizadas duas plataformas de força (PF) Bertec (tamanho: 40 x 60 cm) (Columbus, OH, EUA) operando na frequência 2000 Hz.

Ambas as plataformas foram fixadas abaixo de um tablado, na altura do solo, deste modo, sendo imperceptível para as participantes qual o local que estavam posicionadas, conforme observado na Figura 5. Sendo assim, foi aconselhado às voluntárias que realizassem os testes o mais próximo do realizado durante a prática do handebol.

Figura 5. Posicionamentos das plataformas de força posicionadas no nível do solo sendo imperceptíveis durante a realização dos testes.

5.5 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Os sinais eletromiográficos, cinemáticos e dinamométricos foram sincronizados por meio do *software* NEXUS (Contennial, CO, EUA). Esse *software* possibilitou a reconstrução tridimensional dos marcadores e, se necessário, a interpolação dos dados por meio de um filtro *Pattern*. Posteriormente, os dados foram exportados em formato *txt* e processados por rotinas elaboradas em ambiente Matlab® (Mathworks INC. Natick, MA, USA).

Como padronização, foi selecionada a mesma janela de análise para ambos os grupos. Essa janela foi caracterizada como o momento que o pé contrário ao que realiza a aterrissagem na PF perde o contato com o solo até o momento em que os sinais encontrados nas PF retornam a zero, conforme ilustrado na Figura 6.

Figura 6. Janela utilizada para realização das análises biomecânicas (Perda do contato com o solo do pé que antecede a aterrissagem na plataforma de força (A); Contato inicial com a plataforma de força (B); Fim do contato com a plataforma de força (C)).

5.5.1 CINEMÁTICA

Para o processamento das variáveis cinemáticas, definimos primeiramente o sistema global de referência, no qual os eixos desse sistema foram alinhados aos eixos do corpo humano, em que o eixo z foi definido na direção vertical, com sentido positivo para cima, o eixo y que foi definido como anteroposterior, com sentido positivo para anterior das participantes e, por fim, o eixo x foi definido como produto vetorial de y por z .

Todos os dados cinemáticos foram filtrados por um filtro *Butterworth* digital (passa-baixa) de quarta ordem com frequência de corte de 10 Hz. Os sistemas de referência local da coxa e perna foram definidos de acordo com as coordenadas dos marcadores (HAMILTON, 1847; GROOD e SUNTAY, 1983). Posteriormente, por meio de rotinas criadas no *software* Matlab® foi possível quantificar a amplitude de movimento da articulação do joelho por meio de representações matemáticas dos ângulos de Euler, sequência $XY'Z''$ (WU et al., 2002) e os valores de velocidade de rotação via quatérnions (HAMILTON, 1847).

Por fim, todas as variáveis angulares foram obtidas nos seguintes momentos:

- Contato inicial (CI);
- 40 ms após o CI.
- 100 ms após o CI.

5.5.1.1 CÁLCULO DOS ÂNGULOS DE EULER

Para que fosse possível a realização dos cálculos dos ângulos de Euler na articulação do joelho, foram construídos dois sistemas de referência (coxa e perna), com a perna sendo considerada como um segmento rotacional, ou seja, móvel, em redor do segmento coxa. Por meio de dois sistemas de coordenadas é possível obter a matriz de rotação para representar um determinado movimento de rotação ocorrido (SANTIAGO, 2009).

Deste modo, os sistemas de referência locais foram definidos pelos versores i, j, k construímos através das coordenadas tridimensionais de cada marcador. A coxa foi formada pelos marcadores do trocânter maior do fêmur, epicôndilo lateral do fêmur e epicôndilo medial do fêmur. Já perna foi formada pelos marcadores da cabeça da fíbula, maléolo lateral e medial (Figura 7).

Figura 7. Esquema do posicionamento dos marcadores (a) para construção dos sistemas de referências locais da coxa e perna em relação ao sistema de referências global (b, c) segundo SANTIAGO (2009).

Considerando trocânter maior do fêmur direito (p1), epicôndilo lateral do fêmur direito (p2), epicôndilo medial do fêmur direito (p3), cabeça da fíbula direita (p4), maléolo lateral direito (p5) e maléolo medial esquerdo (p6) conforme observado na figura 7a, calculou-se:

Sistema de referência local da 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 de referência local da 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 $[S_{perna}]$:

$$[S_{perna}] = \begin{bmatrix} \dot{i}_{x_{perna}} & \dot{j}_{x_{perna}} & \dot{k}_{x_{perna}} \\ \dot{i}_{y_{perna}} & \dot{j}_{y_{perna}} & \dot{k}_{y_{perna}} \\ \dot{i}_{z_{perna}} & \dot{j}_{z_{perna}} & \dot{k}_{z_{perna}} \end{bmatrix} \quad (10)$$

Nos quais os símbolos $\|$ e $\times$ representam, respectivamente, as operações do módulo e produto vetorial em $\mathbb{R}^3$ (SANTIAGO, 2009).

A partir dos referenciais locais definidos, foi possível a realização dos cálculos necessários para obtenção dos ângulos de Euler a partir das matrizes de rotação $[M_R]$ que representam os movimentos de rotação ocorridos na articulação do joelho. Deste modo, utilizou-se a função ‘*dcm2angle*’ do Matlab na sequência de rotação $XY'Z''$ das 12 possíveis rotações de Euler.

Abaixo o cálculo das rotações:

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

Uma vez encontrada a matriz de rotação $[M_R]$, é possível extrair os ângulos de Euler e os *quatérnions* que representam as rotações ocorridas no sistema fixo (distal) em relação ao fixo (proximal).

Isto posto, os valores encontrados no eixo X representaram flexão (-) e extensão (+), os movimentos ocorridos no eixo Y' corresponderam a abdução (-) e adução (+) do joelho. E o eixo Z'' representou rotação externa (+) e interna (-).

5.5.1.2 CÁLCULO DOS QUATÉRNIONS

Nos cálculos das velocidades angulares através dos quatérnions, foram utilizadas as mesmas formulações dos cálculos dos ângulos de Euler. A partir disso, os quatérnions

unitários foram utilizados para descrever a velocidade angular de rotação da articulação do joelho de cada participante durante a execução dos testes.

Esse método foi empregado devido ao fato de menor número de coordenadas usadas para sua descrição e a multiplicação efetuada de modo mais eficiente (GOMES e VELHO, 2008), maior facilidade em encontrar o ângulo de rotação em torno do eixo em que ocorre a rotação (KUIPERS, 1999) e poucas restrições sobre as coordenadas (BLOOMENTHAL, 1990). Os cálculos dos quatérnions apresentam-se ótimas ferramentas para análises de gestos esportivos, como descritos por Cunha et al. (2008), Santiago (2009) e utilizado recentemente por Spanó et al. (2016).

5.5.2 ELETROMIOGRAFIA

A atividade eletromiográfica (EMG) foi utilizada para encontrar a razão de co-contracção entre os músculos reto-femoral e bíceps femoral (RB) e entre reto-femoral e glúteo médio (RG). O fenômeno de co-contracção é caracterizado pela contracção simultânea de dois ou mais músculos em torno de uma articulação (FONSECA, 2001), deste modo auxiliando diretamente na estabilização articular, neste caso, da articulação do joelho.

Para obtenção da razão de co-contracção, os sinais eletromiográficos brutos referentes a janela de análise passaram por um conjunto de etapas descritas abaixo:

1. Retificação total dos sinais eletromiográficos brutos;
2. Suavizados por um filtro *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 50-500 Hz (passa-banda);
3. Criação do envelope linear por meio da aplicação de um filtro *Butterworth* também de quarta com frequência de corte de 50 Hz (passa baixa);
4. Normalização dinâmica (pico) (Figura 8).

Figura 8. Sinal eletromiográfico do músculo reto femoral filtrado e integral normalizada pelo pico durante a execução do SID.

Nota: SID (*Sidestep cutting*).

Esse método de normalização é utilizado comumente em atividades dinâmicas (LLOYD e BUCHANAN, 2001; BESIER et al., 2003), como, por exemplo, atividades de

aterrissagem para análises biomecânicas da articulação do joelho (CROCE et al., 2004; CESAR, 2010).

Posteriormente a normalização, o valor da integral de cada músculo dentro da janela de análise foi utilizado para encontrar a razão de co-contracção: o músculo que possuía maior valor de integral normalizada era utilizado como denominador. Deste modo, o valor encontrado sempre foi menor ou igual a um.

Se o valor encontrado fosse próximo a um indicava que a participante apresentava excelente co-contracção (melhor estabilidade articular). No entanto, se o valor encontrado fosse próximo de zero, representava que a participante apresentava uma pobre co-contracção na musculatura que auxilia na estabilidade da articulação do joelho. Todos os procedimentos para os cálculos de co-contracção basearam-se em Lloyd e Buchanan (2001), Besier et al. (2003) e César et al. (2011).

Para obtenção dos valores de co-contracção nas janelas de interesse (CI, 40_{ms} e 100_{ms}), foram utilizados os seguintes momentos: para o CI, caracterizou-se como a integral dos 40_{ms} que antecederiam o CI. Dos 40_{ms}, como a integral entre o CI e os 40_{ms} posteriores. Assim como os 100_{ms}, que foi calculado como a integral do CI até os 100_{ms}.

5.5.3 DINAMOMETRIA

A utilização de plataformas de força em atividades dinâmicas tem sido comumente utilizada em atividades dinâmicas, dentre elas aterrissagens (RIEMANN et al., 2002; KOGA et al., 2010; MAKARUK et al., 2014) e mudanças de direção (BESIER, T. F., LLOYD, D. G., COCHRANE, J. L., et al., 2001; DONNELLY, ELLIOTT, et al., 2012; DONNELLY, LLOYD, et al., 2012; KRISTIANSUND et al., 2012).

Primeiramente, os dados da componente vertical da plataforma de força (F_z) do pé de apoio foram suavizados com um filtro *Butterworth* digital (passa-baixa) de quarta ordem com frequência de corte de 60 Hz.

Posteriormente o conjunto de dados foi normalizado pela massa da participante, e por último, foi encontrada a força pico de reação no solo da componente vertical (FPRS_Z) que consistiu no valor máximo da componente vertical durante a execução do teste.

5.5.4 VARIÁVEIS DE DESEMPENHO

Com intuito de comparar o desempenho entre os grupos GP e GU, um conjunto de variáveis de desempenho foi utilizado para investigar se atletas de diferentes níveis de experiência apresentam diferenças no desempenho durante à execução de mudanças de direção com e sem informação visual prévia.

Sendo assim, utilizou-se as seguintes variáveis de desempenho:

- Velocidade no CI: V_{CI} ;
- Velocidade no CF: V_{CF} ;
- Tempo de contato: TC.

Para encontrar os quadros que representavam o CI e CF, utilizou-se a F_z da PF do pé de apoio durante a execução do teste. O primeiro quadro acima de 20N (*newtons*) (SANKEY et al., 2015) foi caracterizado como CI e o último quadro como CF. Deste modo, também foi possível calcular o TC com o solo durante a execução do teste.

Posteriormente, foi utilizado o marcador da vértebra sacral para o cálculo da velocidade do marcador no momento do CI e CF.

5.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente média e desvios padrão (DP) foram realizados. Na sequência à normalidade foi testada por *Shapiro Wilk Test*. Desta forma, ANOVA na comparação entre grupo (GU e GP) e condição (SIDB e SIDB_{LUZ}) com medidas repetidas no segundo fator e testes de contraste para localizar as possíveis diferenças foram realizadas, com $\alpha < 0,05$.

Todo o tratamento estatístico foi realizado no *software* SPSS.20.

6. RESULTADOS

Com o objetivo de facilitar a visualização dos achados do presente estudo, os resultados das análises cinemática, eletromiográfica e dinamométrica foram compilados em categorias e apresentados separadamente.

O questionário *Lysholm* apontou que nenhum grupo apresentou resultados ruins em relação a estabilidade da articulação do joelho. Ambos os grupos, foram classificados na maioria como excelentes, bons e por último regulares (Figura 9).

Figura 9. Apresentação dos resultados do Questionário Lysholm em ambos os grupos: GU (N = 15) e GP (N = 14).

Nota: Grupo de atletas universitárias (GU); Grupo de atletas profissionais (GP).

6.1 CINEMÁTICA

FLEXÃO

Para ambos os membros e grupos, os maiores valores de flexão foram encontrados aos 100_{ms}.

Com relação ao membro dominante (DOM), independente das condições, ANOVA revelou para GU maiores valores de flexão no CI ($F_{(1-27)} = 12,80$; $p = 0,01$), 40_{ms} ($F_{(1-27)} = 17,75$; $p = 0,01$) e 100_{ms} ($F_{(1-27)} = 9,29$; $p = 0,01$) conforme observado na Figura 10.

Figura 10. Comparação entre grupos dos valores de flexão da articulação do joelho no CI, 40_{ms} e 100_{ms} do membro DOM (* $p < 0,05$).

Nota: Membro dominante (DOM); grupo de atletas universitárias (GU); grupo de atletas profissionais (GP).

Entretanto, quando analisados os valores do membro não dominante (NDOM), GU apresentou maiores valores de flexão apenas para os seguintes momentos: CI ($F_{(1-27)} = 4,60$; $p = 0,04$) e 40_{ms} ($F_{(1-27)} = 9,16$; $p = 0,01$) (Figura 11).

Figura 11. Comparação entre grupos dos valores de flexão da articulação do joelho no CI, 40_{ms} e 100_{ms} no membro NDOM (* $p < 0,05$).

Nota: Membro dominante (DOM); Membro não dominante (NDOM).

ABDUÇÃO

Quando analisados os valores angulares no plano frontal, em ambas condições (SIDB e $SIDB_{LUZ}$) os maiores valores de abdução ocorreram nos 40_{ms} , como observado na Tabela 2. Entretanto, não foram encontradas diferenças significativas na comparação entre grupos.

Tabela 2. Média $\pm$ DP dos valores de abdução do joelho durante a execução do SIDB e $SIDB_{LUZ}$ no CI, 40_{ms} e 100_{ms} .

		GU				GP			
		DOM		NDOM		DOM		NDOM	
CI (°)	SIDB	-13.38	3.82	-11.59	3.01	-10.93	3.82	-10.61	3.01
	$SIDB_{LUZ}$	-12.65	4.05	-11.44	3.52	-10.68	4.05	-9.89	3.52
40_{ms} (°)	SIDB	-16.10	5.05	-12.65	3.79	-14.65	5.05	-12.45	3.79
	$SIDB_{LUZ}$	-13.46	5.44	-10.77	4.39	-12.21	5.44	-11.54	4.39
100_{ms} (°)	SIDB	-12.01	6.04	-8.73	4.60	-11.70	6.04	-9.12	4.60
	$SIDB_{LUZ}$	-10.73	8.56	-5.96	5.24	-9.71	8.56	-8.78	5.24

Nota: (+) abdução/valgo; (-) adução/varo

Conquanto, quando comparados entre condições os valores de abdução da articulação do joelho independente dos grupos, ANOVA apresentou significância aos 40_{ms} ($F_{(1-27)} = 9,23$; $p = 0,01$) para o membro DOM (Figura 12) e aos 100_{ms} ($F_{(1-27)} = 4,78$; $p = 0,04$) para o membro NDOM (Figura 13).

Figura 12. Comparação entre condições dos valores de abdução na articulação do joelho do membro dominante (* $p < 0,05$).

Nota: Membro dominante (DOM); *sidestep cutting* com bola (SIDB); *sidestep cutting* com bola e luz (SIDB_{luz}).

Figura 13. Comparação entre condições dos valores de abdução na articulação do joelho do membro não dominante (* $p < 0,05$).

Nota: Membro não dominante (NDOM); *sidestep cutting* com bola (SIDB); *sidestep cutting* com bola e luz (SIDB_{luz}).

ROTAÇÃO INTERNA

Já para os valores de rotação da articulação do joelho, ambos os membros apresentaram resultados similares. Desta forma, independentemente da condição, o GU apresentou maiores valores de rotação interna aos 40_{ms} (DOM: $F_{(1-27)} = 4,47$; $p = 0,04$; NDOM: $F_{(1-27)} = 4,12$; $p = 0,05$) e 100_{ms} (DOM: $F_{(1-27)} = 8,49$; $p = 0,01$; NDOM: $F_{(1-27)} = 7,55$; $p = 0,01$), conforme apresentado nas Figuras 14 e 15 respectivamente.

Figura 14. Comparação entre grupos dos valores de rotação interna da articulação do joelho do membro dominante (* $p < 0,05$).

Nota: Membro dominante (DOM); grupo de atletas universitárias (GU); grupo de atletas profissionais (GP).

Figura 15. Comparação entre grupos dos valores de rotação interna da articulação do joelho do membro não dominante (* $p < 0,05$).

Nota: Membro não dominante (NDOM); grupo de atletas universitárias (GU); grupo de atletas profissionais (GP).

Além das diferenças encontradas entre os grupos, ANOVA também apresentou diferença na comparação entre condições, para o membro DOM aos 100_{ms} ($F_{(1-27)} = 4,78$; $p = 0,04$) como observado abaixo (Figura 16). Não foram encontradas diferenças significativas entre as condições para o membro NDOM.

Figura 16. Comparação entre condições dos valores de rotação interna da articulação do joelho do membro dominante (* $p < 0,05$).

Nota: Membro dominante (DOM); *sidestep cutting* com bola (SIDB); *sidestep cutting* com bola e luz (SIDB_{luz}).

VELOCIDADE ANGULAR

Altos valores de velocidade de rotação, calculada via quatérnions, foram encontrados em ambos os grupos e testes. Sendo que em todas as condições e grupos, os maiores valores foram encontrados aos 40_{ms} (Tabela 3). No entanto, a análise univariada revelou que independentemente da condição, apenas uma única diferença significativa entre grupos foi encontrada para o membro NDOM aos 100_{ms} ($F_{(1-27)} = 4,38$; $p = 0,04$), na qual maiores valores foram encontrados no SIDB_{LUZ}.

Tabela 3. Média $\pm$ DP dos valores de velocidade angular do joelho durante a execução do SIDB e SIDB_{LUZ} no CI, 40_{ms} e 100_{ms}.

		GU				GP			
		DOM		NDOM		DOM		NDOM	
CI (%/seg)	SIDB	350.33	168.71	342.80	141.29	310.66	168.71	328.76	141.29
	SIDB _{LUZ}	303.33	157.17	268.04	125.34	281.48	157.17	241.94	125.34
40 _{ms} (%/seg)	SIDB	471.98	126.43	431.48	106.55	453.39	126.43	438.48	106.55
	SIDB _{LUZ}	469.49	114.33	423.81	132.76	457.57	114.33	465.80	132.76
100 _{ms} (%/seg)	SIDB	0.72	89.38	-23.81*	47.63	52.43	89.38	70.73*	47.63
	SIDB _{LUZ}	-13.67	59.46	6.37	65.16	67.29	59.46	91.26	65.16

Nota: * $p < 0,05$.

Além disso, resultados significativos foram encontrados na comparação entre condições para o membro NDOM no CI ($F_{(1-27)} = 10,03$; $p = 0,01$) e 100_{ms} ($F_{(1-27)} = 4,38$; $p = 0,05$), conforme apresentado na figura abaixo (Figura 17).

Figura 17. Comparação entre condições nos valores de velocidade de rotação da articulação do joelho do membro não dominante (* $p < 0,05$).

Nota: Membro dominante (DOM); *sidestep cutting* com bola (SIDB); *sidestep cutting* com bola e luz (SIDB_{luz}).

6.2 ELETROMIOGRAFIA

Nos valores de razão de co-contracção obtidos a partir da eletromiografia, ambos os membros não apresentaram resultados significativos para RB. Entretanto, para RG, foi encontrado forte interação ($F_{(1-27)} = 12,99$; $p = 0,001$) para o membro DOM no CI (Figura 18).

Figura 18. Interação entre grupo e condição nos valores de razão de co-contracção do RG no RG no membro dominante (* $p < 0,05$).

Nota: Reto femoral e glúteo médio (RG); Grupo de atletas universitárias (GU); Grupo de atletas profissionais (GP); *sidestep cutting* com bola (SIDB); *sidestep cutting* com bola e luz (SIDB_{luz}).

Ademais, para o membro NDOM, ANOVA apresentou significância na comparação entre condições no CI ($F_{(1-27)} = 9,21$; $p = 0,01$) conforme apresentado na Figura 19. Diferenças e interações entre grupos e condições nos momentos 40_{ms} e 100_{ms} não apresentaram significância.

Figura 19. Comparação entre condições dos valores de razão de co-contracção de RG para o membro não dominante (* $p < 0,05$).

Nota: Reto femoral e glúteo médio (RG); Grupo de atletas universitárias (GU); *sidestep cutting* com bola (SIDB); *sidestep cutting* com bola e luz (SIDB_{luz}).

6.3 DINAMOMETRIA E DESEMPENHO

FORÇA PICO DE REACÇÃO NO SOLO

A FPRS_Z não apresentou diferenças significativas na comparação entre os grupos.

Entretanto, quando os valores foram comparados entre condições, ANOVA apresentou diferença significativa para o membro NDOM ($F_{(1-27)} = 4.81$; $p = 0,04$) (Figura 20).

Figura 20. Comparação entre condições dos valores de FPRS_Z para os membros dominante e não dominante (* $p < 0,05$).

Nota: Membro dominante (DOM); Membro não dominante (NDOM); Grupo de atletas universitárias (GU); *sidestep cutting* com bola (SIDB); *sidestep cutting* com bola e luz (SIDB_{luz}), Peso corporal (PC).

TEMPO DE CONTATO

Para o TC, não foram encontradas valores significantes na comparação entre grupos e condições para o membro DOM. Entretanto, para NDOM, foi encontrado diferença significativa entre os grupos, na qual, GP apresentou maior TC independentemente do teste realizado ($TC (F_{(1-27)} = 7,57; p = 0,10)$), como pode ser observado Figura 21.

Figura 21. Comparação no TC entre GU e GP nos membros DOM e NDOM $p < 0,05$.
Nota: Membro dominante (DOM); Membro não dominante (NDOM); Grupo de atletas universitárias (GU); Grupo de atletas profissionais (GP).

VELOCIDADE NO CONTATO INICIAL

Não foram encontradas diferenças significantes, quando comparados os valores de V_{CI} em diferentes condições. No entanto, quando realizado a comparação entre grupos, GP apresentou maiores valores de V_{CI} ($F_{(1-27)} = 5,65; p = 0,02$) para o membro DOM (Figura 22).

Figura 22. Comparação entre grupos dos valores de V_{CI} nos membros DOM e NDOM (* $p < 0,05$).

Nota: Membro dominante (DOM); Membro não dominante (NDOM); Grupo de atletas universitárias (GU); Grupo de atletas profissionais (GP).

VELOCIDADE NO CONTATO FINAL

Para V_{CF} , ambos os membros não apresentaram resultados significantes entre as condições. Conquanto, quando comparados entre os grupos, o GU apresentou valores superiores em relação ao GP no membro NDOM ($F_{(1-27)} = 4.01$; $p = 0,05$) (Figura 23). Além disso, o mesmo membro apresentou interação entre grupo/condição ($F_{(1-27)} = 4,35$; $p = 0,05$) como observado na Figura 24.

Figura 23. Comparação entre grupos dos valores de V_{CF} nos membros DOM e NDOM (* $p < 0,05$).

Nota: Membro dominante (DOM); Membro não dominante (NDOM); Grupo de atletas universitárias (GU); Grupo de atletas profissionais (GP).

Figura 24. Interação entre condições e grupos na V_{CF} no membro NDOM (* $p < 0,05$).
 Nota: Membro dominante (DOM); Membro não dominante (NDOM); Grupo de atletas universitárias (GU); Grupo de atletas profissionais (GP); *sidestep cutting* com bola (SIDB); *sidestep cutting* com bola e luz (SIDB_{luz}).

7. DISCUSSÃO

O esquadramento acerca dos mecanismos de lesões é uma relevante etapa para a obtenção de melhores marcadores de saúde bem como para o desenvolvimento e implementação de ferramentas que auxiliem na prevenção de lesões decorrentes da prática esportiva (VAN MECHELEN et al., 1992).

Sabe-se que, as lesões esportivas são resultantes de variáveis intrínsecas e extrínsecas. Neste sentido, durante a prática esportiva, os movimentos realizados pelo praticante não dependem exclusivamente dele, isto é, fatores extrínsecos como a dinâmica do jogo e o posicionamento dos companheiros de equipe e dos adversários possuem influência direta nas ações que serão realizadas no momento da prática. Isto porque a percepção visual de uma pessoa é sensível à diferentes exigências ambientais e informações visuais que podem alterar estratégias de locomoção adotadas para a realização de adaptações motoras (PATLA et al., 1999).

Entretanto, poucos estudos realizaram a comparação entre as variáveis biomecânicas que influenciam na articulação do joelho durante manobras de risco em atletas com níveis de experiência diferentes. Acredita-se que o nível de experiência seja uma variável que deve ser levada em consideração ao efetuar movimentos propícios para lesões na articulação do joelho (MCLEAN et al., 1999; SIGWARD e POWERS, 2006; LEE et al., 2013).

Deste modo, o estudo investigou as diferenças nos padrões biomecânicos em atleta de nível profissional e universitário, ademais, explorou-se também a possível diferença nos padrões biomecânicos da articulação do joelho durante a execução de um mesmo teste com e sem informação visual prévia.

Os achados do presente estudo serão discutidos por meio de eixos temáticos, a partir das variáveis biomecânicas a diferença entre GU e GP e em diferentes condições.

7.1 CINEMÁTICA

A literatura atual tem documentado a forte relação entre lesão do LCASC com a abdução da articulação do joelho (LLOYD e BUCHANAN, 2001; FORD et al., 2003; OLSEN et al., 2004; CESAR, 2010; KOGA et al., 2010; MICHEO et al., 2010; CESAR et al., 2011; KRISTIANSUND et al., 2012). No presente estudo, foram encontrados valores similares aos descritos na literatura durante a execução dos testes, entretanto, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos em nenhuma condição.

Os achados do presente estudo corroboram com os de Koga et al. (2010), na qual os maiores valores de abdução foram encontrados aos 40_{ms}, período caracterizado como o momento em que o atleta está mais suscetível a lesões articulares em ações como aterrissagens e mudanças de direção (WITHROW, T. J. et al., 2006; SHIN et al., 2007; KOGA et al., 2010).

No entanto, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos. O mesmo foi encontrado por Sigward e Powers (2006), na qual os pesquisadores não encontraram diferenças nos valores de abdução da articulação do joelho durante a execução do SID em mulheres praticantes de futebol com tempo de experiência diferentes. Para esse achado, acredita-se que independentemente do nível de *expertise* das participantes a variação angular no plano frontal é similar.

Na comparação entre condições, maiores valores de abdução foram encontrados no SIDB aos 40_{ms} e 100_{ms} para os membros DOM e NDOM respectivamente. Acredita-se que na execução do teste com conhecimento prévio (SIDB), a tarefa é realizada com maior confiança, favorecendo que a articulação do joelho realize movimentos indesejados. Já em situações sem conhecimento prévio (SIDB_{LUZ}), por se tratar de uma tarefa mais desafiadora, executa-se o movimento com insegurança, consecutivamente, com maior atenção, não sobrecarregando a articulação do joelho. Considerando que

tarefas aprendidas recentemente demandam maior atenção para sua realização (YOGEV-SELIGMANN et al., 2012), fortalecem a ideia de que atletas com maior exposição a prática do handebol realizaram a mudança de direção com maior confiança.

Esses achados vão de encontro aos apresentados por Besier, et al. (2001), na qual maiores valores de abdução foram encontrados na execução do *sidestep cutting* sem conhecimento. Entretanto, distâncias e velocidades diferentes foram utilizadas entre este estudo e o estudo mencionado.

Além disso, no presente estudo, a mudança de direção era realizada antes da execução do arremesso do handebol em um alvo fixo, fazendo com que as participantes priorizassem a execução do arremesso e não a mudança de direção. Deste modo, um grande número de informações extras pode ter influenciado no comportamento articular durante a mudança de direção. Contudo, acredita-se que esse método seja mais fidedigno para mudanças de direção no handebol devido à sua especificidade.

Em todas as tentativas, os maiores valores de flexão foram encontrados aos 100_{ms} após o CI, confirmando que ambos os grupos, independentemente da condição, realizavam a flexão do joelho gradativamente com intuito de amortecer o movimento.

Entretanto, atletas universitárias apresentaram maiores valores de flexão no CI, 40_{ms} e 100_{ms} durante a execução de mudanças de direção. Embora a flexão da articulação do joelho possibilite maior amortecimento e dissipação das forças na articulação (DEVITA e SKELLY, 1992; PRAPAVESSIS e MCNAIR, 1999; SALCI et al., 2004; MYER et al., 2005; LINDENBERG e CARCIA, 2013), acredita-se que as atletas que compuseram GP produziram força suficiente para absorver a carga imposta na articulação do joelho com menor deslocamento da articulação.

Assim como encontrado no plano sagital, atletas universitárias apresentaram maiores valores de rotação interna quando comparadas ao grupo de atletas profissionais.

Sabe-se que a rotação interna da tíbia, é um dos fatores que está ligado diretamente às lesões do LCASC (ZAZULAK et al., 2005; RUSSELL et al., 2006; HEWETT et al., 2009), principalmente em momentos caracterizados como críticos para ocorrência de LCASC (WITHROW, THOMAS J et al., 2006; SHIN et al., 2007; KOGA et al., 2010).

Uma possibilidade para esse achado refere-se ao tempo de prática na modalidade (ver Tabela 1). Ou seja, pelo GP possuir maior vivência da modalidade e maior treinamento semanal, sugere-se que elas estão mais habituadas com realização de mudanças de direção, realizando com maior facilidade e menor variação angular e, por conseguinte, dissipando a carga e sobrecarregando menos a articulação do joelho de maneira mais rápida.

Os achados da presente dissertação, corroboram aos de Lee et al. (2013; 2016), na qual atletas profissionais apresentaram estratégias mais seguras no momento da mudança de direção em diferentes condições, deste modo, apresentando menores valores de deslocamento angular não sobrecarregando a articulação.

McLean et al. (1999) observaram que atletas com maior tempo de vivência da modalidade apresentaram menor variabilidade angular na articulação durante a execução de testes de mudança de direção, sendo que o nível de experiência é um dos fatores relacionados a maior incidência de lesões em mulheres do que em homens (ZELISKO et al., 1982).

Identificou-se que as atletas que compuseram o GU apresentaram valores superiores de flexão e rotação interna do joelho durante a execução da mudança de direção. Entretanto, tratando-se dos valores de velocidade angular, GP apresentou maiores valores quando comparados a GU, sendo que apenas nos 100_{ms} foram encontradas diferenças significantes. Para isso, acredita-se que atletas com maior experiência da modalidade e maior exposição semanal a sessões de treino, absorvam as

cargas impostas na articulação durante a mudança de direção de maneira eficaz em um menor período de tempo quando comparadas a atletas universitárias, sobrecarregando menos a articulação do joelho além de possibilitar melhoras no desempenho. Esse achado corrobora com os de Spano et al. (2016), que verificaram que os maiores valores de velocidade angular foram encontrados em mulheres que participaram de sessões de treinamento.

Considerando que maiores velocidades angulares são de extrema relevância no que tange à prevenção das estruturas moles (músculo, tendões e ligamentos), como o caso do LCA, atletas com maiores velocidades angulares podem acomodar com maior eficiência as estruturas dos MMII diminuindo as cargas na articulação, entretanto, as velocidades angulares dos joelhos são pouco exploradas (SANTIAGO, 2009; YEOW et al., 2009).

7.2 ELETROMIOGRAFIA

Na presente dissertação, as razões de co-contração de RB e RG foram sugeridas devido ao fato de que esses grupos musculares apresentarem boas razões de sinergismo e agonista-antagonista respectivamente, produzindo maior estabilidade na articulação, consequentemente, menor chance de lesões (BUCHANAN e LLOYD, 1997; NEPTUNE et al., 1999; LLOYD e BUCHANAN, 2001; PALMIERI-SMITH et al., 2009).

Assim, altos valores de razão de co-contração foram encontrados nos dois grupos em ambas as condições. Todos os valores médios ficaram muito próximos do valor de 1 (um) na razão de co-contrações. 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.

Entretanto, maiores valores de co-contração foram encontrados durante o SIDB para o membro NDOM no CI. Esses achados podem ser justificados pelo fato de que em situações com e sem conhecimento prévio, o tempo e a amplitude da ativação muscular podem apresentar padrões distintos (BENVENUTI et al., 1997).

Na comparação entre grupos, para o membro DOM, GU apresentou melhores valores de razão de co-contração em situações menos desafiadoras (SIDB). Contudo, em situações mais desafiadoras (SIDB_{LUZ}) foram encontrados resultados opostos, na qual GP apresentou resultados superiores.

Para isto, acredita-se na possibilidade de que durante as situações que são realizadas comumente durante a prática do handebol, atletas com maior nível de experiência realizem a mudança de direção com maior confiança, ou seja, de maneira mais confortável, apresentando assim menores valores de co-contração. Em contraste a isso, ao realizarem mudanças de direção, as atletas universitárias necessitam de maior demanda de atenção, contraindo mais a musculatura para maior estabilidade articular.

Conquanto, em situações sem conhecimento prévio (SIDB_{LUZ}), as atletas possuem menos tempo de adaptação motora para realização da mudança de direção. Deste modo, acredita-se que atletas profissionais devido a maior exposição a sessões de treinamento, apresentam melhor controle neuromuscular, assim, apresentando maiores valores de razão de co-contração. Dissemelhante a isso, devido a menor exposição a sessões de treinamento semanais de treinamento, GU apresentou redução nos valores de co-contração no SIDB_{LUZ}.

Durante a execução da mudança de direção, antes mesmo de ocorrer o CI, os músculos flexores e extensores do joelho, responsáveis pela estabilização articular, apresentam alta atividade (NEPTUNE et al., 1999). Essa situação pode ser caracterizada como mecanismo de prevenção da articulação, para que, no momento do CI, a

musculatura esteja estabilizada. No entanto, quando realizado em condições sem o conhecimento prévio, a articulação pode não possuir tempo suficiente para adaptação, assim, apresentando menores valores de co-contração na execução do SIDB_{LUZ}.

Além disso, diversos estudos têm mostrado que sessões de treinamento neuromuscular se mostram eficientes para a diminuição dos fatores de risco de lesões articulares (HEWETT et al., 2001; HEWETT et al., 2002; MANDELBAUM et al., 2005; MYER et al., 2005; SPANO et al., 2016). Deste modo, os valores superiores de razão de co-contração durante a execução de mudanças de direção, identificado em atletas profissionais, devem-se ao fato da maior exposição às sessões de treinamento, que possibilitam o ganho de força e melhoria na ativação muscular estabilizadora da articulação do joelho. Diferente das atletas universitárias, que apresentam valores menores de razão de co-contração em uma tarefa mais desafiadora.

7.3 DINAMOMETRIA

A literatura relaciona a FPRS_Z com a sobrecarga na articulação do joelho durante testes de mudança de direção (DONNELLY, LLOYD, et al., 2012; KRISTIANSUND et al., 2012; SANKEY et al., 2015) e aterrissagens (DEVITA e SKELLY, 1992; PRAPAVESSIS e MCNAIR, 1999; SALCI et al., 2004; MYER et al., 2005; LINDENBERG e CARCIA, 2013).

Assim, os valores de FPRS_Z do presente estudo, corroboram com os achados na literatura, na qual valores de até três vezes da massa corporal da participante foram encontrados. Apesar disso, não foram encontradas diferenças significativas na comparação entre os grupos; em contrapartida, na comparação entre as condições, foram encontrados maiores valores de FPRS_Z durante a execução do SIDB_{LUZ} para o membro NDOM.

Para isto, acredita-se que devido ao menor tempo de adaptação em relação ao momento das mudanças de direção, o corpo não realizou todas as adaptações necessárias para o melhor acomodamento e dissipação da força na articulação. Uma vez que em situações com e sem informação prévia, a articulação se comporta de maneira diferente (MCLEAN et al., 1999). Contudo, na presente dissertação, não foram utilizadas análises do centro de massa durante atividades com e sem conhecimento.

Sabe-se que o Sistema Nervoso Central realiza, involuntariamente, respostas antecipatórias em condições de perturbação sem conhecimento prévio para manutenção da estabilidade dinâmica, que é caracterizada como o controle do centro de massa durante mudança da base de suporte dentro das bases de apoio e suas estratégias de resposta (MARIGOLD e PATLA, 2002), sejam elas estratégias antecipatórias, preditivas e reativas quando expostas às situações de perturbação do equilíbrio (PATLA, 1997), sendo que em situações sem o conhecimento, o centro de massa se comporta de maneira diferente, apresentando maior oscilação (PATLA et al., 1999)

7.4 VARIÁVEIS DE DESEMPENHO

Embora a exposição à prática do handebol seja maior no grupo de atletas profissionais, os resultados demonstraram diferenças no TC no membro NDOM, na qual GP apresentou maiores valores quando comparada a GU. Entretanto, seria errôneo dizer que esse resultado é considerado “melhor”, uma vez que mesmo com menor tempo de TC, GU apresentou maior variabilidade articular nas mudanças de direção. Sendo assim, acredita-se que às atletas podem diminuir a sobrecarga na articulação se ficarem mais tempo em contato com o solo, amortecendo o movimento de maneira mais eficiente.

Em relação às diferenças encontradas nos valores de V_{CI} e V_{CF} para os membros DOM e NDOM respectivamente, na qual GU apresentou maiores valores em ambas as

variáveis, acredita-se que devido a especificidade do teste utilizado, às participantes não realizam o teste com o foco na mudança de direção, e sim no arremesso realizado posteriormente. Contudo, acredita-se que esse teste seja mais específico para análises cinemáticas do SID em atletas de handebol.

Todos os testes foram realizados em ambiente laboratorial, longe da especificidade, deste modo, levantando o questionamento de possíveis resultados diferentes se analisados em um ambiente mais próximo da realidade da prática do handebol como, por exemplo, no próprio local da prática do esporte, a quadra.

8. CONCLUSÃO

Atletas universitárias e profissionais apresentaram padrões cinemáticos diferentes durante a execução de mudanças de direção. Atletas universitárias apresentaram maiores valores angulares de flexão e rotação interna da articulação do joelho durante mudanças de direção quando comparado com as atletas profissionais. Não foram encontradas diferenças nos valores de abdução na comparação entre os grupos.

Em relação as condições, maiores valores de abdução da articulação do joelho foram encontrados em testes sem informação visual (SIDB) nos 40_{ms}.

Atletas universitárias e profissionais apresentaram resultados de FPRS_Z similares. Entretanto, na comparação entre condições, maiores valores de FPRS_Z foram encontrados para o membro NDOM na execução da mudança de direção com informação visual (SIDB_{LUZ}).

Ambos os grupos apresentaram valores similares de co-contração para RB. Entretanto, para RG, foi encontrado forte interação entre condição e grupos. Na qual, no SIDB, GU apresentou maiores valores de co-contração, já em uma tarefa mais desafiadora (SIDB_{LUZ}), GP apresentou maiores valores de co-contração.

Atletas universitárias e profissionais apresentam diferenças tratando-se de variáveis de desempenho no momento da mudança de direção: GP apresentou maior tempo de contato para o membro NDOM; GU apresentou V_{CI} e V_{CF} maiores para o membro DOM e NDOM respectivamente.

9. CONSIDERAÇÕES FINAIS

No contexto nacional, o handebol destaca-se por ser a modalidade esportiva mais praticada por crianças nas escolas. Entretanto, sua visibilidade e influência nos meios de comunicação e na sociedade, de uma maneira geral, ainda é fragilizada, sobretudo quando comparada com outros países. Considerando o esporte de alto nível como um fenômeno complexo permeado de barreiras físicas e psicossociais, identifica-se que o empenho e força de vontade apresentados pelos atletas de alto desempenho são fatores determinantes (e elementos fundamentais) para seu engajamento e desenvolvimento no esporte. No que tange a melhores condições à prática desportiva desta modalidade, é notória a necessidade da articulação entre diferentes dispositivos sociais para o reconhecimento do esporte bem como para o desenvolvimento e qualidade na assistência aos atletas.

Deste modo, sugere-se que novos estudos sejam realizados buscando entender os mecanismos de lesões esportivas, para que, futuramente, seja possível desenvolver treinamentos preventivos que possam auxiliar técnicos, fisioterapeutas e preparadores físico na prevenção de lesões no handebol.

Ademais, indica-se que novos estudos sejam realizados para melhor entendimento do corpo durante ações esportivas com e sem conhecimento como, por exemplo, a análise do centro de massa durante a execução do SIDB e SIDB_{LUZ}.

Também se acredita na possível diferença entre membros dominante e não dominante durante mudanças de direção em atletas de handebol, sugere-se que novas pesquisas sejam realizadas para melhor entendimento da assimetria articular em atletas de diferentes níveis.

10. LIMITAÇÕES DO ESTUDO

No presente estudo foram posicionados marcadores no tronco, quadril e MMII. No entanto, não se utilizou marcadores nos membros superiores, impossibilitando o cálculo fidedigno do centro de massa. Sugere-se que em futuros estudos utilize-se marcadores nos membros superiores, assim como o comportamento do centro de massa em situações com e sem o conhecimento prévio para a realização da mudança de direção.

Na análise dinamométrica utilizou-se apenas a componente vertical como método para de investigação, entretanto, acredita-se que os eixo anteroposterior e mediolateral assim como os momentos, possam apresentar diferenças entre atletas de diferentes níveis, assim como testes com e sem informação prévia.

Sabe-se que a pesquisa esportiva quando realizada o mais próximo da prática tende a encontrar resultados mais representativos e contextuais. Sendo assim, o presente estudo foi realizado em ambiente laboratorial controlado, com um alvo fixo e sem interferência de adversários. Sugere-se que novos estudos sejam realizados em um ambiente mais real a prática esportiva, assim como, com utilização de adversários no momento das mudanças de direção

REFERÊNCIAS

AKGUN, U. et al. Direction of the load on the elbow of the ball blocking handball goalie. **Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy**, v. 16, n. 5, p. 522-530, May 2008. ISSN 0942-2056.

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**, v. 17, n. 7, p. 705-729, 2009. ISSN 0942-2056.

ANDREWS, J. R. et al. The cutting mechanism. **The American journal of sports medicine**, v. 5, n. 3, p. 111-121, 1977. ISSN 0363-5465.

ARENDT, E.; BERSHADSKY, B.; AGEL, J. Periodicity of noncontact anterior cruciate ligament injuries during the menstrual cycle. **The journal of gender-specific medicine: JGSM: the official journal of the Partnership for Women's Health at Columbia**, v. 5, n. 2, p. 19-26, 2002. ISSN 1523-7036.

ARENDT, E.; DICK, R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer NCAA data and review of literature. **The American journal of sports medicine**, v. 23, n. 6, p. 694-701, 1995. ISSN 0363-5465.

BACKX, F. J. G. et al. Injuries in High-Risk Persons and High-Risk Sports - a Longitudinal-Study of 1818 School-Children. **American Journal of Sports Medicine**, v. 19, n. 2, p. 124-130, Mar-Apr 1991. ISSN 0363-5465.

BEDO, B. L. S. **Lesões em jogadores de handebol: uma análise do índice e de métodos de prevenção**. 2013. (Bacharel). Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo

BENVENUTI, F. et al. Flexibility of anticipatory postural adjustments revealed by self-paced and reaction-time arm movements. **Brain research**, v. 761, n. 1, p. 59-70, 1997. ISSN 0006-8993.

BESIER, T. F.; LLOYD, D. G.; ACKLAND, T. R. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 1, p. 119-127, Jan 2003. ISSN 0195-9131.

BESIER, T. F. et al. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 7, p. 1176-1181, 2001. ISSN 0195-9131.

BESIER, T. F. et al. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. **Med Sci Sports Exerc**, v. 33, n. 7, p. 1176-81, Jul 2001. ISSN 0195-9131 (Print) 0195-9131.

BESIER, T. F. et al. External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, n. 7, p. 1168-1175, Jul 2001. ISSN 0195-9131.

BIASI, S. C.; GATTASS, M. Utilização de quatérnios para representação de rotações em 3D. **Relatório técnico, TecGraf–Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, PUCRIO. Disponível em** < <http://www.tecgraf.pucrio.br/~mgattass>, 2007.

BLOOMENTHAL, J. Calculation of reference frames along a space curve. In: GLASSNER, A. S. (Ed.). **Graphics gems**. Boston: Academic Press, 1990. p.567-571. ISBN 0122861655 (alk. paper).

BOUILLON, L. E. et al. Electromyographic assessment of muscle activity between genders during unilateral weight-bearing tasks using adjusted distances. **International journal of sports physical therapy**, v. 7, n. 6, 2012. ISSN 2159-2896.

BRIGGS, K. K. et al. The reliability, validity, and responsiveness of the Lysholm score and Tegner activity scale for anterior cruciate ligament injuries of the knee 25 years later. **The American journal of sports medicine**, v. 37, n. 5, p. 890-897, 2009. ISSN 0363-5465.

BUCHANAN, T. S.; LLOYD, D. G. Muscle activation at the human knee during isometric flexion-extension and varus-valgus loads. **J Orthop Res**, v. 15, n. 1, p. 11-7, Jan 1997. ISSN 0736-0266 (Print) 0736-0266.

CAINE, D. J.; CAINE, C. G.; LINDNER, K. J. Epidemiology of Sports Injuries. **The Nurse Practitioner**, v. 21, n. 9, p. 142, 1996.

CESAR, G. M. Influência do ciclo menstrual na atividade eletromiográfica e na cinemática do joelho durante a aterrissagem do salto. 2010.

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. **Knee**, v. 18, n. 4, p. 224-30, Aug 2011. ISSN 1873-5800 (Electronic) 0968-0160 (Linking).

COCHRANE, J. L. et al. Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. **J Sci Med Sport**, v. 10, n. 2, p. 96-104, Apr 2007. ISSN 1440-2440 (Print).

COLBY, S. et al. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers: implications for anterior cruciate ligament injury. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 1, n. 2, p. 15, 1999. ISSN 1440-2440.

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 Outcome Survey Activities of Daily Living Scale (KOS-ADL), Lysholm Knee Scoring Scale, Oxford Knee Score (OKS), Western Ontario

and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC), Activity Rating Scale (ARS), and Tegner Activity Score (TAS). **Arthritis care & research**, v. 63, n. S11, p. S208-S228, 2011. ISSN 2151-4658.

CROCE, R. V. et al. Knee muscular response strategies differ by developmental level but not gender during jump landing. **Electromyography and clinical neurophysiology**, v. 44, n. 6, p. 339-348, 2004. ISSN 0301-150X.

CROSS, M. J.; GIBBS, N. J.; BRYANT, G. J. An Analysis of the Sidestep Cutting Maneuver. **American Journal of Sports Medicine**, v. 17, n. 3, p. 363-366, May-Jun 1989. ISSN 0363-5465.

CROSS, M. J.; GIBBS, N. J.; BRYANT, G. J. An analysis of the sidestep cutting manoeuvre. **The American journal of sports medicine**, v. 17, n. 3, p. 363-366, 1989. ISSN 0363-5465.

CUMPS, E.; VERHAGEN, E.; MEEUSEN, R. Efficacy of a sports specific balance training programme on the incidence of ankle sprains in basketball. **J Sports Sci Med**, v. 6, n. 2, p. 212-9, 2007. ISSN 1303-2968 (Electronic) 1303-2968 (Linking).

CUNHA, S. A. et al. Rotações em biomecânica usando quatérnios: formulação teórica e exempli de aplicação. In: BLUCHER (Ed.). **Modelos matemáticos nas ciências não-exatas**, v.1, 2008. p.55-63.

DEVITA, P.; SKELLY, W. A. Effect of Landing Stiffness on Joint Kinetics and Energetics in the Lower-Extremity. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 24, n. 1, p. 108-115, Jan 1992. ISSN 0195-9131.

DOMINGUES, M. L. Treino proprioceptivo na prevenção e reabilitação de lesões nos jovens atletas. **Motricidade**, v. 4, n. 4, p. 29-37, 2008. ISSN 1646-107X.

DONNELLY, C. J. et al. Changes in knee joint biomechanics following balance and technique training and a season of Australian football. **Br J Sports Med**, v. 46, n. 13, p. 917-22, Oct 2012. ISSN 1473-0480 (Electronic) 0306-3674 (Linking).

DONNELLY, C. J. et al. Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: implications for ACL injury risk. **J Biomech**, v. 45, n. 8, p. 1491-7, May 11 2012. ISSN 1873-2380 (Electronic) 0021-9290 (Linking).

EARL, J. E. Gluteus medius activity during 3 variations of isometric single-leg stance. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 14, n. 1, p. 1-11, Feb 2005. ISSN 1056-6716.

ENGEBRETSEN, L. et al. Sports injuries and illnesses during the London Summer Olympic Games 2012. **Br J Sports Med**, v. 47, n. 7, p. 407-14, May 2013. ISSN 1473-0480 (Electronic) 0306-3674 (Linking).

FONSECA, S. T. Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contracção muscular. **Rev. Bras. Ciên. e Mov. Brasília** v, v. 9, n. 3, p. 23-30, 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. 1745-1750, Oct 2003. ISSN 0195-9131.

FUKUDA, Y. et al. A quantitative analysis of valgus torque on the ACL: a human cadaveric study. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 21, n. 6, p. 1107-1112, 2003. ISSN 0736-0266.

GOMES, J.; VELHO, L. **Fundamentos da Computação Gráfica**. Rio de Janeiro, RJ, Brazil: IMPA, 2008. ISBN 9788524402005.

GRIFFIN, L. Y. et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. **J Am Acad Orthop Surg**, v. 8, n. 3, p. 141-50, May-Jun 2000. ISSN 1067-151X (Print)
1067-151X (Linking).

GRIFFIN, L. Y. et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. **Am J Sports Med**, v. 34, n. 9, p. 1512-32, Sep 2006. ISSN 0363-5465 (Print)
0363-5465 (Linking).

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, n. 2, p. 136-144, 1983. ISSN 0148-0731.

HAMBLY, K.; GRIVA, K. Which one captures symptoms and disabilities most important to patients who have undergone initial anterior cruciate ligament reconstruction? , 2010. ISSN 0363-5465.

HAMILTON, W. R. On quaternions. Proceedings of the Royal Irish Academy, 1847. p.1-16.

HERMENS, H. J. et al. European recommendations for surface electromyography. **Roessingh Research and Development**, v. 8, n. 2, p. 13-54, 1999.

HEWETT, T. E. Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. **Sports medicine**, v. 29, n. 5, p. 313-327, 2000. ISSN 0112-1642.

HEWETT, T. E.; FORD, K. R.; MYER, G. D. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes - Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. **American Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 3, p. 490-498, Mar 2005. ISSN 0363-5465.

HEWETT, T. E.; MYER, G. D.; FORD, K. R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries. **Curr Womens Health Rep**, v. 1, n. 3, p. 218-24, Dec 2001. ISSN 1534-5874 (Print)
1534-5874 (Linking).

HEWETT, T. E.; PATERNO, M. V.; MYER, G. D. Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. **Clinical Orthopaedics and related research**, v. 402, p. 76-94, 2002.

HEWETT, T. E.; TORG, J. S.; BODEN, B. P. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. **British journal of sports medicine**, v. 43, n. 6, p. 417-422, 2009. ISSN 1473-0480.

HEYWARD, V. H. **Avaliação física e prescrição de exercício: técnicas avançadas**. 2013. ISBN 853630412X.

HLOBIL, H.; VAN MECHELEN, W.; KEMPER, H. C. **How can sports injuries be prevented?: summary of a literature study**. National Institute for Sports Health Care (NISGZ), 1987.

HOFF, G. L.; MARTIN, T. A. Outdoor and Indoor Soccer - Injuries among Youth Players. **American Journal of Sports Medicine**, v. 14, n. 3, p. 231-233, May-Jun 1986. ISSN 0363-5465.

KIRKENDALL, D. T.; GARRETT, W. E. The anterior cruciate ligament enigma - Injury mechanisms and prevention. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 372, p. 64-68, Mar 2000. ISSN 0009-921X.

KOGA, H. et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. **Am J Sports Med**, v. 38, n. 11, p. 2218-25, Nov 2010. ISSN 1552-3365 (Electronic) 0363-5465 (Linking).

KRISTIANSUND, E. et al. Sidestep cutting technique and knee abduction loading: implications for ACL prevention exercises. **British Journal of Sports Medicine**, v. 48, n. 9, p. 779-783, May 2012. ISSN 0306-3674.

KRISTIANSUND, E.; KROSSHAUG, T. Comparison of drop jumps and sport-specific sidestep cutting: implications for anterior cruciate ligament injury risk screening. **Am J Sports Med**, v. 41, n. 3, p. 684-8, Mar 2013. ISSN 1552-3365 (Electronic) 0363-5465 (Linking).

KUIPERS, J. B. **Quaternions and rotation sequences: a primer with applications to orbits, aerospace, and virtual reality**. Princeton, N.J.: Princeton University Press, 1999. xxii, 371 p. ISBN 0691058725 (cloth alk. paper).

LANGEVOORT, G. et al. Handball injuries during major international tournaments. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 17, n. 4, p. 400-407, Aug 2007. ISSN 0905-7188.

LEE, M. J. C. et al. Effects of Different Visual Stimuli on Postures and Knee Moments during Sidestepping. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 45, n. 9, p. 1740-1748, Sep 2013. ISSN 0195-9131.

_____. Different visual stimuli affect body reorientation strategies during sidestepping. **Scand J Med Sci Sports**, Mar 1 2016. ISSN 0905-7188.

LI, G. et al. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. **Journal of biomechanics**, v. 32, n. 4, p. 395-400, 1999. ISSN 0021-9290.

LINDBLAD, B. E. et al. Handball injuries. An epidemiologic and socioeconomic study. **Am J Sports Med**, v. 20, n. 4, p. 441-4, Jul-Aug 1992. ISSN 0363-5465 (Print) 0363-5465 (Linking).

LINDENBERG, K. M.; CARCIA, C. R. The influence of heel height on vertical ground reaction force during landing tasks in recreationally active and athletic collegiate females. **Int J Sports Phys Ther**, v. 8, n. 1, p. 1-8, Feb 2013. ISSN 2159-2896 (Electronic).

LLOYD, D. G. Rationale for training programs to reduce anterior cruciate ligament injuries in Australian football. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 31, n. 11, p. 645-654, 2001. ISSN 0190-6011.

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. ISSN 0021-9290.

MAKARUK, H. et al. The effects of single versus repeated plyometrics on landing biomechanics and jumping performance in men. **Biol Sport**, v. 31, n. 1, p. 9-14, Mar 2014. ISSN 0860-021X (Print) 0860-021X (Linking).

MALINZAK, R. A. et al. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 5, p. 438-445, Jun 2001. ISSN 0268-0033.

MANDELBAUM, B. R. et al. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up. **Am J Sports Med**, v. 33, n. 7, p. 1003-10, Jul 2005. ISSN 0363-5465 (Print) 0363-5465 (Linking).

MARIGOLD, D. S.; PATLA, A. E. Strategies for dynamic stability during locomotion on a slippery surface: Effects of prior experience and knowledge. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 1, p. 339-353, Jul 2002. ISSN 0022-3077.

MCLEAN, S. G.; HUANG, X.; VAN DEN BOGERT, A. J. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 20, n. 8, p. 863-70, Oct 2005. ISSN 0268-0033 (Print) 0268-0033.

MCLEAN, S. G. et al. Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 8, p. 828-838, Oct 2004. ISSN 0268-0033.

MCLEAN, S. G. et al. Knee joint kinematics during the sidestep cutting maneuver: potential for injury in women. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 31, p. 959-968, 1999. ISSN 0195-9131.

MENEZES, R. P. Analise cinematica das trajetorias de jogadores de handebol obtidas por rastreamento automatico. 2007.

METSAVAHT, L. et al. Translation and Cross-Cultural Adaptation of the Brazilian Version of the International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form Validity and Reproducibility. **The American journal of sports medicine**, v. 38, n. 9, p. 1894-1899, 2010. ISSN 0363-5465.

MICHEO, W.; HERNANDEZ, L.; SEDA, C. Evaluation, management, rehabilitation, and prevention of anterior cruciate ligament injury: current concepts. **PM R**, v. 2, n. 10, p. 935-44, Oct 2010. ISSN 1934-1482 (Print) 1934-1482 (Linking).

MORE, R. C. et al. Hamstrings—an anterior cruciate ligament protagonist An in vitro study. **The American journal of sports medicine**, v. 21, n. 2, p. 231-237, 1993. ISSN 0363-5465.

MYER, G. D. et al. Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 51-60, 2005. ISSN 1064-8011.

MYKLEBUST, G. et al. Registration of cruciate ligament injuries in Norwegian top level team handball. A prospective study covering two seasons. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 7, n. 5, p. 289-292, Oct 1997. ISSN 0905-7188.

MYKLEBUST, G. et al. A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. **Scand J Med Sci Sports**, v. 8, n. 3, p. 149-53, Jun 1998. ISSN 0905-7188 (Print) 0905-7188.

NEPTUNE, R. R.; WRIGHT, I. C.; VAN DEN BOGERT, A. J. Muscle coordination and function during cutting movements. **Med Sci Sports Exerc**, v. 31, n. 2, p. 294-302, Feb 1999. ISSN 0195-9131 (Print) 0195-9131.

NOYES, F. R. et al. Knee hyperextension gait abnormalities in unstable knees - Recognition and preoperative gait retraining. **American Journal of Sports Medicine**, v. 24, n. 1, p. 35-45, Jan-Feb 1996. ISSN 0363-5465.

OLSEN, O. E. et al. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. **American Journal of Sports Medicine**, v. 32, n. 4, p. 1002-1012, Jun 2004. ISSN 0363-5465.

_____. 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. 426-432, Dec 2006. ISSN 0905-7188.

PALMIERI-SMITH, R. M. et al. Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. **J Athl Train**, v. 44, n. 3, p. 256-63, May-Jun 2009. ISSN 1938-162X (Electronic) 1062-6050 (Linking).

PATLA, A. E. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. **Gait & Posture**, v. 5, n. 1, p. 54-69, 1997. ISSN 0966-6362.

PATLA, A. E.; ADKIN, A.; BALLARD, T. Online steering: coordination and control of body center of mass, head and body reorientation. **Experimental brain research**, v. 129, n. 4, p. 629-634, 1999. ISSN 0014-4819.

PECCIN, M. S.; CICONELLI, R.; COHEN, M. Questionário específico para sintomas do joelho. **Acta ortop. bras**, v. 14, n. 5, p. 268-272, 2006. ISSN 1413-7852.

PORI, P.; BON, M.; SIBILA, M. Jump shot performance in team handball: A kinematic model evaluated on the basis of expert modelling. **Kinesiology**, v. 37, n. 1, p. 40-49, 2005. ISSN 1331-1441.

POWERS, C. M. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 2, p. 42-51, Feb 2010. ISSN 0190-6011 (Print) 0190-6011.

PRAPAVESSIS, H.; MCNAIR, P. J. Effects of instruction in jumping technique and experience jumping on ground reaction forces. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 29, n. 6, p. 352-6, Jun 1999. ISSN 0190-6011 (Print) 0190-6011 (Linking).

QUATMAN, C. E.; HEWETT, T. E. The anterior cruciate ligament injury controversy: is "valgus collapse" a sex-specific mechanism? **British Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 5, p. 328-335, May 2009. ISSN 0306-3674.

RIEMANN, B. L. et al. Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 32, n. 12, p. 628-635, Dec 2002. ISSN 0190-6011.

RUSSELL, K. A. et al. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. **Journal of Athletic Training**, v. 41, n. 2, p. 166, 2006.

RUSSOMANNO, T. G. Desenvolvimento de ferramentas de análise de desempenho de atletas em 3 diferentes modalidades: Handebol, Provas Combinadas e Salto com Vara. 2011.

SALCI, Y. et al. Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 6, p. 622-628, Jul 2004. ISSN 0268-0033.

SANCHES, F. G.; BORIN, S. H. Lesões mais comuns no Handebol. **Anuário da Produção Acadêmica Docente**, v. 2, n. 3, p. 233-240, 2009. ISSN 2178-6860.

SANKEY, S. P. et al. How reliable are knee kinematics and kinetics during side-cutting manoeuvres? **Gait Posture**, v. 41, n. 4, p. 905-11, May 2015. ISSN 0966-6362.

SANTIAGO, P. R. P. **Rotações tridimensionais em biomecânica via quatérnions: aplicações na análise dos movimentos esportivos**. 2009. (PhD). Universidade Estadual Paulista

SEIL, R. et al. Sports injuries in team handball A one-year prospective study of sixteen men's senior teams of a superior nonprofessional level. **The American journal of sports medicine**, v. 26, n. 5, p. 681-687, 1998. ISSN 0363-5465.

SEIL, R. et al. Sports injuries in team handball. A one-year prospective study of sixteen men's senior teams of a superior nonprofessional level. **Am J Sports Med**, v. 26, n. 5, p. 681-7, Sep-Oct 1998. ISSN 0363-5465 (Print) 0363-5465 (Linking).

SHELBURNE, K. B.; PANDY, M. G. A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions. **Journal of biomechanics**, v. 30, n. 2, p. 163-176, 1997. ISSN 0021-9290.

SHIN, C. S.; CHAUDHARI, A. M.; ANDRIACCHI, T. P. The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: A simulation study. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 5, p. 1145-1152, 2007. ISSN 0021-9290.

SIGWARD, S.; POWERS, C. M. The influence of experience on knee mechanics during side-step cutting in females. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 21, n. 7, p. 740-7, Aug 2006. ISSN 0268-0033 (Print) 0268-0033.

SPANIO, N. V. et al. Neuromuscular training effect on knee rotation during drop landing in women. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. no prelo, 2016.

VAN MECHELEN, W.; HLOBIL, H.; KEMPER, H. C. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. **Sports medicine**, v. 14, n. 2, p. 82-99, 1992. ISSN 0112-1642.

VIEIRA, S.; FREITAS, A. **O que é handebol**. Casa da Palavra, 2007. ISBN 8577340414.

WEDDERKOPP, N. et al. Injuries in young female players in European team handball. **Scand J Med Sci Sports**, v. 7, n. 6, p. 342-7, Dec 1997. ISSN 0905-7188 (Print) 0905-7188 (Linking).

WHITING, W. C.; ZERNICKE, R. F. **Biomecânica da lesão musculoesquelética**. 2001.

_____. **Biomecânica funcional: e das lesões musculoesqueléticas**. GUANABARA, 2009. ISBN 9788527715553.

WITHROW, T. J. et al. The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 9, p. 977-983, Nov 2006. ISSN 0268-0033.

WITHROW, T. J. et al. The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing. **The American journal of sports medicine**, v. 34, n. 2, p. 269-274, 2006. ISSN 0363-5465.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543-548, 2002. ISSN 0021-9290.

YEOW, C. H.; LEE, P. V.; GOH, J. C. 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. 381-6, Oct 2009. ISSN 1873-5800 (Electronic) 0968-0160 (Linking).

YOGEV-SELIGMANN, G.; HAUSDORFF, J. M.; GILADI, N. Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization. **Mov Disord**, v. 27, n. 6, p. 765-70, May 2012. ISSN 0885-3185.

ZAZULAK, B. T. et al. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 35, n. 5, p. 292-299, 2005. ISSN 0190-6011.

ZEBIS, M. K. et al. Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. **The American journal of sports medicine**, v. 37, n. 10, p. 1967-1973, 2009. ISSN 0363-5465.

ZELISKO, J. A.; NOBLE, H. B.; PORTER, M. A comparison of men's and women's professional basketball injuries. **Am J Sports Med**, v. 10, n. 5, p. 297-9, Sep-Oct 1982. ISSN 0363-5465 (Print) 0363-5465.

APÊNDICE – A

FICHA DE AVALIAÇÃO

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 (MCOUTY'S; 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 giro e torção .
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 <u>Lachman</u>	MID(✓)	MIE(✓)
Teste <u>Pivot Shift</u>	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

<u>Lachman</u>		
Excelente	95-100	
Bom	84-94	
Regular	65-83	
Ruim	<64	

IKDC

Pontuação total 0-100 Percentil_genero_idade

APÊNDICE B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

Programa de Pós Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

(Conselho Nacional de Saúde, Resolução 466/12)

Pesquisadores Responsáveis: Bruno Luiz de Souza Bedo e Fábio Pamplona Mariano.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago

Você está sendo convidada a participar como voluntária da pesquisa: **“Análise Cinemática e Eletromiográfica da Articulação do Joelho em Atletas de Handebol e Universitárias”**

Sabe-se que lesões no joelho são decorrentes de múltiplos fatores risco e acometem frequentemente mulheres praticantes de modalidades esportivas como o handebol. Entretanto, ainda não está esclarecido como os fatores de movimentação articulação do joelho e ativação da musculatura envolvida nesses movimentos pode deixar o joelho mais suscetível a uma perda de função e desempenho. Assim, o objetivo deste estudo é analisar as movimentações angulares da articulação do joelho, a ativação da musculatura envolvida nessa articulação durante testes funcionais, e as variáveis de desempenho durante o arremesso do handebol, em atletas do handebol e universitárias do sexo feminino.

Procedimentos

Se você concordar em participar deste estudo é importante que saiba dos seguintes procedimentos. Será necessária uma única visita ao Laboratório de Biomecânica e Controle Motor (LaBioCom) na Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto. Primeiramente, passará por entrevista em que responderá três questionários: um de avaliação sobre suas condições de saúde, histórico de lesões e vivência esportiva; Formulário de Avaliação Subjetiva do Joelho e o Questionário Específico para Sintomas do Joelho. Em seguida, passará por uma avaliação clínica do joelho, com os principais testes de instabilidade ligamentar do joelho: Gaveta Anterior, Lackman, Pivot Shift, Gaveta Posterior e Estresse em Valgo e Varo. Um detalhamento destes testes pode ser visto no site: <http://www.youtube.com/watch?v=xz6KEJgoWWU>. Após a caracterização dos grupos serão colocados marcadores adesivos nos tornozelos, joelhos e quadris. Também serão colocados sensores com fitas adesivas nos quadris, coxas e panturrilhas. Posteriormente ao preparo, você deverá realizar os seguintes testes: aterrissar de uma plataforma, de 40 cm, e saltar em seguida o mais alto possível, realizar um salto com uma perna, realizar três saltos seguidos com uma perna, realizar três saltos seguidos cruzando uma linha no chão, realizar saltos seguidos numa distância de seis metros com uma perna e realizar uma mudança de direção de 45° após uma corrida de cinco metros, finalizando com um arremesso de handebol. A duração de todos os procedimentos é de aproximadamente 80 minutos. Todos os testes serão filmados e gravados para análise dos movimentos dos joelhos.

Possíveis benefícios

Por tratar de uma única coleta e não o acompanhamento das voluntárias por um período determinado não existem benefícios diretos esperados para a participante. Mas existem benefícios para o entendimento do mecanismo da lesão no joelho e desempenho no arremesso do handebol, e assim seja possível prescrever

com mais efetividade treinos preventivos e avaliar com mais precisão a instabilidade do joelho. Além disso, você está informada de que apenas as despesas de transporte e um lanche simples, com água, bolacha e uma fruta serão custeados pelos pesquisadores.

Desconforto e risco

Todas as tarefas realizadas no presente estudo apresentam o mínimo de desconforto ao participante. Assim, um examinador estará constantemente ao seu lado se eventualmente alguma ajuda for necessária para a execução dos testes. Você não será submetida a nenhum procedimento sem o seu conhecimento e consentimento.

Liberdade de participação e sigilo de identidade:

A participação no estudo é totalmente voluntária, e você pode interrompê-la a qualquer momento sem nenhum prejuízo à sua pessoa, e por obrigação, os pesquisadores responsáveis excluirão todos os seus dados.

Todos os dados pessoais e informações obtidas neste estudo serão confidenciais, e seu nome não será divulgado em momento algum. Entretanto, os dados obtidos poderão ser utilizados para fins didáticos e científicos, desde que seu anonimato seja resguardado.

Para qualquer dúvida durante todas as fases da pesquisa, favor contatar:

Bruno Luiz de Souza Bedo e Fábio Pamplona Mariano.

Mestrandos do Programa de Pós Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (FMRP/USP)

Fone: (16) 3602-0359 ou pelos e-mails: bruno.bedo@usp.br e fapamplona@yahoo.com.br

Para esclarecimentos éticos da pesquisa:

Comitê de Ética em Pesquisa do Comitê de Ética da FMRP/USP: (16) 3602 -2228

Eu, _____,
RG _____, data de nascimento ____/____/____, residente _____
_____, na cidade _____ estado _____,
telefone (____) _____ concordo em participar da pesquisa em que os responsáveis me explicaram todos os riscos envolvidos, o objetivo da pesquisa, se prontificaram a responder todas as minhas dúvidas sobre os procedimentos, além de entregar uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Ribeirão Preto, ____ de _____ de _____

Assinatura da voluntária

Bruno Luiz de Souza Bedo
Pesquisador Responsável

Fábio Pamplona Mariano
Pesquisador Responsável

APÊNDICE C

CARTA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

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 (ICH-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

4. Desde a sua lesão ou durante as quatro últimas semanas quão rígido ou inchado esteve seu joelho?

- ☐ Nem um pouco
- ☐ Pouco
- ☐ Moderado
- ☐ Muito
- ☐ Extremamente

5. Qual é o mais alto nível de atividade física que você pode realizar sem que cause inchaço significativo no joelho?

- ☐ Atividade muito vigorosa (como saltar ou girar o tronco como no basquete ou futebol)
- ☐ Atividade vigorosa (como realizar exercícios físicos intensos como surfe, jogar vôlei ou tênis)
- ☐ Atividade moderada (como realizar exercícios físicos moderados na academia, correr ou trotar)
- ☐ Atividade leve (como andar, realizar trabalhos domésticos ou jardinagem)
- ☐ Incapaz de realizar qualquer uma das atividades acima em virtude do inchaço no joelho

6. Desde a sua lesão ou durante as últimas quatro semanas seu joelho já travou?

- ☐ Sim ☐ Não

7. Qual é o mais alto nível de atividade física que você pode realizar sem falseio significativo no joelho?

- ☐ Atividade muito vigorosa (como saltar ou girar o tronco como no basquete ou futebol)
- ☐ Atividade vigorosa (como realizar exercícios físicos intensos como surfe, jogar vôlei ou tênis)
- ☐ Atividade moderada (como realizar exercícios físicos moderados na academia, correr ou trotar)
- ☐ Atividade leve (como andar, realizar trabalhos domésticos ou jardinagem)
- ☐ Incapaz de realizar qualquer uma das atividades acima em virtude do falseio no joelho

ATIVIDADES ESPORTIVAS

8. Qual é o mais alto nível de atividade física que você pode participar de forma regular?

- ☐ Atividade muito vigorosa (como saltar ou girar o tronco como no basquete ou futebol)
- ☐ Atividade vigorosa (como realizar exercícios físicos intensos como surfe, jogar vôlei ou tênis)
- ☐ Atividade moderada (como realizar exercícios físicos moderados na academia, correr ou trotar)
- ☐ Atividade leve (como andar, realizar trabalhos domésticos ou jardinagem)
- ☐ Incapaz de realizar qualquer uma das atividades acima em virtude do joelho

9. Quanto o seu joelho afeta a sua habilidade de:

	Sem Dificuldade	Fácil	Moderado	Difícil	Incapaz
a	Subir escadas				
b	Descer escadas				
c	Ajoelhar de frente				
d	Agachar				
e	Sentar com os joelhos dobrados				
f	Levantar-se de uma cadeira				
g	Correr para frente				
h	Saltar e aterrissar com a perna lesionada				
i	Frear e acelerar rapidamente				

FUNÇÃO

10. Em uma escala de 0 a 10 (sendo 10 normal e 0 incapaz de realizar suas atividades diárias), como você avaliaria o seu joelho?

Funcionalidade anterior a lesão no joelho:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Não consegue executar nenhuma atividade da vida diária												Sem limitações nas atividades da vida diária

Funcionalidade atual do joelho:

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Não consegue executar nenhuma atividade da vida diária												Sem limitações nas atividades da vida diária

ANEXO B

QUESTIONÁRIO ESPECÍFICO PARA SINTOMAS DO JOELHO (LYSHOLM)

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

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