

**CORRELAÇÃO DE PARÂMETROS BIOMECÂNICOS DO
SALTO VERTICAL EM JOGADORES DE FUTEBOL**

Guaratinguetá
2016

JONE MAYCON MONTEIRO

**CORRELAÇÃO DE PARÂMETROS BIOMECÂNICOS DO SALTO
VERTICAL EM JOGADORES DE FUTEBOL**

Guaratinguetá - SP
2016

M775c	<p>Monteiro, Jone Maycon Correlação de parâmetros biomecânicos do salto vertical em jogadores de futebol / Jone Maycon Monteiro – Guaratinguetá, 2016. 86 f : il. Bibliografia: f. 61-81</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2016. Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini Coorientador: Prof. Dr. Marcelo Sampaio Martins</p> <p>1. Biomecânica. 2. Futebol. 3. Joelhos – fraturas. I. Título</p> <p>CDU 612.766(043)</p>
-------	--

Jone Maycon Monteiro

CORRELAÇÃO DE PARÂMETROS BIOMECÂNICOS DO SALTO VERTICAL EM JOGADORES DE FUTEBOL

Dissertação apresentada a Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: José Elias Tomazini
Co-orientador: Marcelo Sampaio Martins

Guaratinguetá
2016



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

JONE MAYCON MONTEIRO

ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
"MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA"

PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. José Antonio Perrella Balestieri
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:


Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI
Orientador / Unesp-Feg


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Unesp-Feg


Prof. Dr. RENATA APARECIDA RIBEIRO CUSTÓDIO
UNIFEI

Julho de 2016

DEDICATÓRIA

de modo especial, à minha família, que sempre acreditou em mim e me apoiou, mesmo nos momentos em que nem eu acreditava.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus pelas oportunidades e disposição para chegar a conclusão desse tão gratificante trabalho. O caminho foi árduo, mais ao mesmo tempo prazeroso e com a felicidade de ter grandes pessoas ao meu lado durante todo o período.

Peço desculpas pelas ausências e agradeço a minha família por toda força e fé que sempre tiveram em mim. O afeto e a confiança deles sempre me mantiveram motivado.

Ao meu amigo e orientador Prof. José Elias Tomazini, o qual assumiu minha dissertação com grande atenção e dedicação, transmitiu todos os conhecimentos necessários para o bom andamento e sucesso da conclusão deste trabalho. Sou imensamente grato e admirador do seu trabalho.

Ao meu orientador inicial Prof. Tamotsu Hirata, meu co-orientador Marcelo Sampaio e ao técnico, extremamente pró-ativo, Walter Luiz Medeiros Tupinambá. Obrigado por todo suporte na fase de coletas, tratamento e análise de dados. Desculpem-me se dei muito trabalho, mas foi uma imensa satisfação aprender tanto com vocês.

Aos meus professores da graduação que me inspiraram e me direcionaram para o mestrado na área, Rubens Corrêa Araújo e Luciano Moreira Rosa. Sempre foram exemplos e hoje considero grandes amigos e dos profissionais que mais agregam a fisioterapia.

Por último a todos os funcionários da pós-graduação da FEG-UNESP, meus amigos e jogadores que aceitaram participar desse estudo. Sem vocês não haveria nem mesmo essa chance de agradecer a todos. Muito obrigado!

“Um pouco de ciência nos afasta de Deus. Muito, nos aproxima.”

Louis Pasteur

MONTEIRO, J. M. **Correlação de parâmetros biomecânicos do salto vertical em jogadores de futebol**. 2016. 86 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2016.

RESUMO

O futebol é o esporte mais popular do mundo. Cada vez mais se tem buscado ferramentas para otimizar a performance e diminuir a incidência de lesões nesse esporte. Nessa tentativa a biomecânica se mostra de grande valia e vem cada vez mais sendo utilizada. No futebol o joelho é comum haver lesão do ligamento cruzado anterior, levando a um grande período de afastamento, além de outros problemas que tiram um atleta de jogos, ou até o faz encerrar a carreira precocemente. O objetivo desse projeto de pesquisa é, por meio de instrumentação biomecânica, correlacionar características potencialmente lesivas dos membros inferiores de jogadores profissionais de futebol durante o salto vertical unipodal. Este estudo contou com dados de 5 atletas, referentes a um salto vertical unipodal sobre uma plataforma de força e com canais de eletromiografia nos músculos glúteo médio e vasto medial do quadríceps, simultaneamente a uma filmagem, em dois planos, para posterior análise cinemática. Na fase de impulsão, obteve-se, no momento de agachamento máximo, uma correlação da altura de 63% com a flexão de quadril, e de 80% com a flexão de joelho. A taxa de crescimento da força apresentou uma correlação negativa de 89% com a porcentagem de ativação do glúteo médio. Na fase de aterrissagem, no momento de agachamento excêntrico máximo, registrou-se que, o ângulo Q apresentou correlação proporcional de 90% com a flexão de joelho. A taxa de crescimento da aterrissagem apresentou uma relação proporcional de 70% com a flexão de quadril, de 97% com a força máxima de aterrissagem, e uma correlação negativa de 67% com a porcentagem de ativação do glúteo médio. A altura apresentou uma correlação proporcional de 67% com a força máxima de aterrissagem. A força máxima de aterrissagem, apresentou uma correlação proporcional com a flexão de quadril de 67%, e correlação negativa com a porcentagem de ativação do vasto medial, 67%, e glúteo médio, 76%. Os maiores percentuais de ativação de glúteo médio e vasto medial tiveram uma correlação de 97%.

PALAVRAS-CHAVE: Futebol. Biomecânica. Lesões do joelho.

MONTEIRO, J. M. **The correlation of biomechanics parameters of the vertical jump of soccer players.** 2016. 86 f. Master Thesis (Master in Mechanical Engineering) - College of Guaratinguetá Campus Engineering, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2016.

ABSTRACT

Football is the most popular sport in the world. Tools have been sought to optimize the performance and reduce the incidence of injuries in this sport. Biomechanics shows itself of great value and it is increasingly being used. In football, the anterior cruciate ligament, for example, has a high incidence, leading to a long period of absence, and other problems that take off a game player, or even finish his career earlier. The objective of this research was, through biomechanical instrumentation, correlating potentially injurious characteristics of the lower limbs of professional soccer players during one-leg vertical jump. This study had data from five athletes of a single leg vertical jump on a force plate and with electromyography channels in the gluteus medius and vastus quadriceps while a shooting in two plans for further kinematic analysis. In the impulsion phase, obtained at the time of maximum squat, the height has a correlation of 63% with the hip flexion, and of 80% proportional with the knee flexion. The growth rate of force showed a negative correlation of 89% with the gluteus medius activation percentage. On the landing stage in the most eccentric squats time, it was registred that the Q angle showed correlation of 90% with knee flexion. The growth rate of the landing showed a proportional relationship with 70% hip flexion, 97% with the maximum force of landing, and a negative proportional correlation of the 67% with the gluteus medius activation percentage. The height presented a proportional correlation of 67% with a maximum force of landing. The maximum force of landing presented a proportional correlation with the hip flexion of 67%, and negative correlation to the percentage of the vastus activation, 67%, and gluteus medius, 76%. The highest percentages of gluteus medius and vastus activation had a correlation of 97%.

KEYWORDS: Soccer. Biomechanic. Knee injuries.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - As fases do salto vertical unipodal com contra movimento.	26
Figura 2 - Ângulo Q	30
Figura 3 - Teste de Trendelenburg	35
Figura 4 - Dedos ao Chão (Q°: Quadril, J°: Joelho, TL°: Tóraco-lombar, TT°: tíbio-társico).36	36
Figura 5 - Marcadores cinemáticos	37
Figura 6 - Posicionamento dos eletrodos.....	38
Figura 7 - Fases do salto a partir do repouso.....	39
Figura 8 - Análise cinemática do membro inferior do jogador 1	44
Figura 9 - Análise cinemática do membro inferior do jogador 2	44
Figura 10 - Análise cinemática do membro inferior do jogador 3	45
Figura 11 - Análise cinemática do membro inferior do jogador 4	45
Figura 12 - Análise cinemática do membro inferior do jogador 5	46
Figura 13 - Pressão patelar sobre a tróclea	47
Figura 14 - Ângulo de valgo (eixo vertical) em relação ao ângulo de flexão do joelho (eixo horizontal), em graus.	48
Figura 15 - M, força do quadríceps; P, força do lig. patelar; R, força resultante femoropatelar. R maior quando o joelho flete pelo fechamento do ângulo β e pela diminuição do braço de alavanca de M em relação a P.	49
Figura 16 - Parâmetros adquiridos da força de reação vertical: Força máxima da impulsão (F max1), força máxima da aterrissagem (F max2) e suas respectivas taxas de crescimento (TC)	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Revisão dos locais e lesões mais presentes no futebol.	18
Tabela 2 - Valores articulares e ângulo Q da análise cinemática em graus.....	43
Tabela 3 - Comparação de parâmetros cinemáticos do salto unipodal.....	50
Tabela 4 - Dados da análise eletromiográfica.	51
Tabela 5 - Dados da plataforma de força.....	53
Tabela 6 - Coeficiente de correlação de Spearman na Bipedia.	54
Tabela 7 - Coeficientes de correlação de Spearman para o agachamento máximo.....	55
Tabela 8 - Coeficientes de correlação de Spearman para excêntrico máximo de aterrissagem.....	55
Tabela 9 - Parâmetros do jogador com sinal de Clarke positivo.	56

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 Objetivos.....	13
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1 Lesões no futebol.....	14
2.2 Salto Vertical	26
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
3.1 Aspectos éticos	34
3.2 Delineamento da pesquisa e amostra.....	34
3.3 Instrumentação.....	34
3.4 Procedimento	35
3.5 Análise estatística	40
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	41
4.1 Características e lesões dos jogadores de futebol.....	41
4.2 Cinemática.....	43
4.3 Eletromiografia.....	51
4.4 Cinética.....	52
4.5 Correlação estatística.....	54
4.6 Jogador 4: sinal positivo de Clarke	56
4.7 Limitações do estudo	58
6 CONCLUSÃO.....	60
REFERÊNCIAS	61
ANEXOS	82
Anexo 1 – Relatório de calibração da plataforma de força	82

1 INTRODUÇÃO

O futebol é o esporte mais popular no mundo, com aproximadamente 200 milhões de praticantes, entre amadores e profissionais (WALDÉN, HÄGGLUND e EKSTRAND, 2005). Essa adesão ao futebol se deve tanto pela inclusão social que ele proporciona, quanto pelos benefícios proporcionados pelo exercício físico, que são cada vez mais difundidos na sociedade, sendo que o esporte em geral é considerado um componente vital para um estilo de vida ativo e saudável, reduzindo o risco de várias doenças e contribuindo para uma melhor apresentação social e física (VAN BEIJSTERVELDT et al, 2012).

O futebol é um esporte de alta intensidade com contínuas mudanças de direção e movimentos com carga sob apoio unipodal, exigindo grandes demandas de controle motor, agilidade e força excêntrica/pliométrica (VAN BEIJSTERVELDT et al, 2012), esses fatores intrínsecos associados a mais uma série de outros extrínsecos, tornam o futebol um esporte com vários fatores predisponentes à lesão. De fato, lesões no futebol representam de 30% a 56% de todas as lesões relacionadas ao esporte em alguns países europeus (INKLAAR et al, 1996; HOY et al, 1992). Em média um jogador de futebol de elite sofre 1,5 a 7,6 lesões a cada 1000 horas de treino, e 12 a 35 a cada 1000 horas de jogo (HÄGGLUND, WALDÉN e EKSTRAND, 2003).

Na Holanda, estima-se que os custos com lesões relacionados ao esporte, onde estão contabilizados gastos com cuidados médicos e inatividade do sujeito, sejam de aproximadamente 1,3 bilhões de euros por ano, onde 19% são lesões ocorridas na prática do futebol, o que corresponde a aproximadamente 679000 lesões (VAN BEIJSTERVELDT et al, 2011).

Não há dúvidas de que o local mais acometido no futebol é o membro inferior, apresentando uma taxa de 58% (TIMPKA, RISTO e BJORMSJO, 2008) a 81% de todas as lesões (GIZA et al, 2005). O joelho é uma das regiões mais afetadas, seja pela musculatura que atravessa essa articulação, lesões ligamentares ou pela síndrome femoropatelar.

Hoje, diante dos dados da literatura, conhece-se os principais mecanismos das lesões mais comuns no joelho. A síndrome femoropatelar, por exemplo, tem como uma das principais causas movimentos anormais da patela em cadeia cinética aberta (POWERS, 2000; SOUZA et al, 2010) e a excessiva rotação interna do fêmur durante a cadeia cinética fechada (POWERS et al, 2003; POWERS, 2010), conhecido como valgo dinâmico, o qual também é apontado como um fator predisponente à ruptura do ligamento cruzado anterior (LCA) (HEWETT et al, 2005; PATERNO et al, 2010).

As lesões de LCA correspondem a 4,6% de todas as lesões no futebol, com uma incidência de 0,09 lesões a cada 1000h de exposição (GIZA et al, 2005). Muitas dessas rupturas de LCA acontecem pela mudança de direção, movimento bastante exigido no futebol, que é uma fase de desaceleração com rápida mudança de direção, e nova aceleração, esportes que exigem rápidas paradas e cortes (cutting sports) podem aumentar o risco de lesão de LCA para mecanismos sem contato (FAUDE et al, 2005). A ruptura de LCA em particular, deve ter uma grande preocupação por parte da equipe médica no futebol pelo tempo de afastamento do atleta, sendo em média de 178 dias (FAUDE et al, 2005).

Outro fator importante é a precoce finalização da carreira, estudos feitos 12 anos após a ocorrência da ruptura do LCA, demonstraram que 34% das ex jogadoras analisadas tiveram alterações radiográficas compatíveis com osteoartrite (LOHMANDER et al, 2004). Assim, nesse esporte, julga-se de extrema importância identificar essas alterações que podem levar a uma lesão, em especial lesões de LCA pelos fatos já citados.

A dificuldade em determinar características que possam colocar um jogador em risco de ter uma lesão é a forma de avaliar o indivíduo, visto que a maioria dos testes e exames clínicos utilizados são estáticos e as lesões ocorrem, em sua grande maioria, durante o movimento, num gesto esportivo.

Tendo concepção dessa dificuldade em avaliar um atleta de forma dinâmica os profissionais da medicina desportiva tem buscado novas ferramentas para avaliar os atletas. Nesse cenário, cada vez mais se vê difundida a utilização da biomecânica, uma ciência que realiza análises a partir de conhecimentos mecânicos, ou físico matemáticos, de sistemas biológicos, assim, analisa movimentos humanos partindo da mecânica clássica (AMADIO e DUARTE, 1996). A biomecânica traz a possibilidade de quantificar dados do movimento de um indivíduo por meio de uma instrumentação mecânica e eletrônica, gerando dados precisos e que permitem identificar anormalidades no padrão de movimento, por exemplo, assimetrias entre membros ou uma alteração considerável numa razão de força e potência entre músculos agonistas e antagonistas, ou mesmo, momentos em que uma determinada função motora é ativada pelo atleta e pode vir a prejudicar seu desempenho ou predispor-lo a uma lesão, além de instabilidades. O que a olho nu seria praticamente impossível de se identificar, a biomecânica pode demonstrar e quantificar.

Porém, por ser uma ciência bastante recente no meio do futebol, ainda se percebe uma dificuldade de interpretar os dados coletados, prova disso é a escassez de estudos na literatura que englobem as ocorrências de lesões e avaliação biomecânica de atletas. Assim, esse estudo se propôs a realizar a análise do salto vertical para determinar os parâmetros biomecânicos,

associando-se à estabilidade nas articulações dos membros inferiores, podendo assim identificar potenciais riscos relacionados.

Optou-se pelo gesto do salto, pois ele propicia uma análise da eficiência muscular, bem como da estabilidade e do controle motor do indivíduo. Quando o tronco se encontra mais fletido, o centro de massa está mais anterior, isso aumenta o recrutamento dos extensores do quadril. Na fase em que o tronco está mais ereto, normalmente na fase de saída para assumir a fase voo, aumenta-se o recrutamento sob os extensores de joelho e não se tem mais um vetor que exija tanto dos extensores de quadril. Na aterrissagem o quadril tende a aduzir, rodar internamente e fletir, este movimento leva ao aumento do valgo dinâmico. Sabe-se que o glúteo médio tem papel estabilizador do quadril nesse alinhamento (POWERS, 2010), bem como a rigidez dos músculos isquiotibiais (BLACKBURN et al, 2013), sendo importante avaliar tais músculos, além de mecanismos compensatórios que podem ocorrer no quadril, no joelho, no tornozelo ou nos metatarsos. Tais mecanismos compensatórios podem promover maior eficiência muscular na absorção das forças de impacto, na melhor performance do salto e manutenção do equilíbrio (NYLAND et al., 2002), isso tudo podendo diminuir forças que seriam prejudiciais ao atleta.

1.1 Objetivos

O objetivo do presente trabalho é avaliar os parâmetros biomecânicos no salto unipodal: ângulo Q, ângulo de flexão de quadril e de joelho, porcentagem de ativação de glúteo médio e vasto medial, taxa de crescimento de força, força máxima de reação e altura do salto, nas fases: bipedia (repouso), excêntrico máximo de impulsão e excêntrico máximo de aterrissagem. Outro objetivo é verificar a correlação entre eles por meio de análise estatística.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Lesões no futebol

A seguir é feita uma revisão sistemática para analisar a incidência de lesões no futebol expressa sob a taxa de número de lesões a cada 1000 horas de exposição, conforme é recomendado pelo grupo de consenso de lesões da FIFA descrito por Fuller e colaboradores (FULLER et al., 2006), juntamente com as principais lesões e os possíveis fatores de risco que podem alterar a frequência das mesmas, tornando determinados atletas mais suscetíveis a algumas lesões.

O conhecimento dos tipos e mecanismos das lesões são uma base necessária para desenvolver uma estratégia de prevenção efetiva dentro do esporte (LONGO et al., 2012). O futebol foi escolhido por ser um dos esportes coletivos mais populares do mundo (STUDY, 1879), e que continua somando cada vez mais número de praticantes. A Canadian Soccer Association relata um aumento de mais de 7% ao ano no número de adeptos ao futebol no período de 1993 a 2003 (EMERY; MEEUWISSE, [s.d.]). Infelizmente o futebol é identificado como um dos esportes que mais causam lesões, tanto a incidência como a gravidade das lesões são altas nesse esporte, comparando-se com outros esportes olímpicos (JUNGE et al., 2006).

As causas das lesões podem ser definidas como multifatoriais, sendo considerados fatores intrínsecos como instabilidade articular, força muscular, tensão muscular, assimetrias, condições biomecânicas e psicológicas, além de fatores extrínsecos como nível do jogo, posição no campo de jogo, quantidade e padrões de treinos e jogos, equipamento, condições da passada do atleta, regras e jogo limpo (fair play). Lesões prévias e reabilitação inadequada também são fatores que favorecem a uma nova lesão (CHOMIAK et al., 2000; DVORAK; JUNGE, 2000; DVORAK et al., 2000; EMERY; MEEUWISSE, 2010b; INKLAAR, 1994).

As taxas de lesões apresentadas nos estudos, mesmo que em amostras semelhantes, variam consideravelmente. Há vários fatores que podem influenciar a taxa de lesões, mas dentre as principais estão:

(a) a diferente forma de se classificar uma lesão como tal, a diferença na definição de lesões no futebol. Isso dificulta as comparações entre os vários estudos (JACOBSON; TEGNER, 2007) e como resultado tem-se uma grande variação nas incidências apresentadas, mesmo em grupos homogêneos, por classificarem o termo “lesão” de uma forma diferente. Em 2006, Fuller e colaboradores realizaram um trabalho nomeado “Consensus statement on injury

definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries.”, o qual traz uma definição de lesão no futebol que é reconhecida e recomendada pela FIFA. Assim, a partir desse trabalho, a maioria dos estudos que tratavam de lesão no futebol tinha uma referência para definir o que é uma lesão no futebol, proporcionando uma melhor análise entre os estudos em diferentes grupos populacionais. Segundo o estudo, lesão é qualquer queixa física sustentada por um atleta que resulta de uma partida ou treino de futebol, resultando de necessidade de atenção médica ou tempo de ausência em alguma atividade do futebol. Uma lesão que resulta em um jogador receber atenção médica é referida como lesão com “atenção médica”, e uma lesão que resulte em um jogador ficando indisponível para participar de um completo jogo ou treino é referida como lesão com “tempo de ausência” (FULLER et al., 2006);

(b) na grande diferença reportada entre a taxa de lesões apresentada entre treinos e partidas, de acordo com diferentes estudos a incidência de lesões durante partidas é de 2 a 15 (SOLIGARD et al., 2010; EIRALE et al., 2012) vezes maior do que em treinos. Outra consideração importante é que a chance de ocorrer uma lesão aumenta conforme cada tempo se aproxima de seu final (EKSTRAND; HÄGGLUND; WALDÉN, 2011), isso pode ser explicado por alguns estudos sobre a demanda física no futebol tendo mostrado que a fadiga se desenvolve conforme o jogo caminha para seu final (BANGSBO; MARCELLO; KRUSTRUP, 2007). Dessa forma o número de treinos e de partidas disputadas durante o acompanhamento de cada estudo pode alterar a frequência das lesões;

(c) a influência regional apresentada na intensidade do jogo, estilo de jogo, táticas, julgamentos do árbitro, trabalho da equipe médica, condições climáticas e do gramado (WALDÉN; HÄGGLUND; EKSTRAND, 2005a);

(d) o número de jogos na temporada e o tempo de intervalo entre eles, o volume de jogos.

Jogadores mais habilidosos tendem a ter um maior índice de lesão, conforme reportado por Soligard e colaboradores (2010) em um estudo com atletas do sexo feminino. Essa pesquisa apresentou uma taxa de 4,4 a 4,9 lesões a cada 1000h jogadas nas atletas mais habilidosas em comparação com 2,8 a 4,0 lesões a cada 1000h de exposição ao futebol em atletas menos habilidosas. Uma explicação poderia ser devido às atletas mais habilidosas ficarem mais tempo com a posse da bola e assim serem mais envolvidas no jogo, sendo mais expostas a investidas das adversárias, a ataques para roubar a bola, do que suas companheiras menos habilidosas. O que pode reforçar essa hipótese é que, no mesmo estudo, as lesões com contato ocorreram em sua maior parte no momento de recepção da bola, passe e chute ou quando a atleta tinha a posse da bola no campo ofensivo. Além das mais habilidosas, as

atletas mais fortes fisicamente também tiveram uma maior incidência de lesões, provavelmente porque também mantém por mais tempo a posse da bola. Dessa forma essas atletas são mais susceptíveis às lesões no membro inferior, agudas e causadas por contato (SOLIGARD et al., 2010). Outro fato interessante apresentado num estudo feito por Faude et al. (2005) é que significativamente, maior parte das lesões afeta a perna dominante do atleta, em particular lesões por *overuse* ou causadas por contato, sendo consideravelmente mais frequentes as entorses de tornozelo, rupturas de ligamentos e contusões ocorridas no lado dominante. As lesões por *overuse* podem ser justificadas pela perna dominante sofrer uma maior demanda de trabalho do que a não dominante, por ser a responsável pela maioria das finalizações e passes dos atletas. Quanto às lesões causadas por contato, uma explicação pode ser pelo mecanismo típico de lesão reportado por Faude (2005), foi observado que na maioria dessas lesões ocorre um ataque por parte do adversário de lateral para medial no membro inferior sob o qual o jogador retém a bola, sendo esse ponto de ataque à perna com a qual o jogador que detém a posse da bola a conduz e chuta obviamente com o lado dominante, assim causando uma maior incidência de lesões nesse lado. Outro fato quanto ao membro dominante de atletas que têm a perna esquerda como dominante apresentam maior risco para lesões. A explicação que pode ser atribuída a um ambiente que é propício para destros, ou mesmo às diferenças funcionais causadas pelo desenvolvimento neurológico (GRAHAM; CLEVELAND, 1995).

Outro fato que pode aumentar a incidência das lesões é o volume de jogos realizado pelos atletas. Como se sabe a frequência de lesões é consideravelmente maior em partidas do que em treinos, conseqüentemente um maior número de partidas resulta em mais lesões. Num estudo feito por Dupont e colaboradores (2010), foram analisados dois grupos: no primeiro grupo os atletas realizavam apenas um jogo semanal, no segundo grupo eles participavam de dois jogos por semana. O resultado foi uma taxa seis vezes maior no grupo com maior volume de jogos, correspondendo a 25,6 lesões por 1000h de exposição, enquanto o grupo com apenas um jogo durante a semana teve uma taxa de apenas 4,1 lesões por 1000h de futebol (DUPONT et al., 2010). Um achado interessante nesse estudo foi que não houve queda significativa no desempenho físico dos atletas que realizavam dois jogos semanais em comparação com os que participavam de apenas um jogo, dificultando assim a identificação do proposto maior risco de lesão causado pelo volume de jogos, supostamente tendo a fadiga como uma de suas causas. Um outro estudo reportou que um calendário congestionado de jogos como em fins de temporada pode levar os atletas à fadiga, aumentando o risco de lesões além de prejudicar seu desempenho (EKSTRAND; HÄGGLUND; WALDÉN, 2004). Diante

desses dois estudos, é possível concluir que a fadiga torna os jogadores mais susceptíveis às lesões, embora possa não causar mudanças no desempenho físico dos atletas durante as partidas.

Quando se fala de gênero há divergências na literatura quanto a qual sexo é mais propenso a sofrer lesões. Diversos estudos reportam como os homens tendo uma maior incidência de lesões por horas de exposição (FULLER et al., 2007a, 2007b; WALDE; EKSTRAND, 2009a) enquanto em um estudo feito por McNoe et al. (2011) a maior taxa de lesões por horas do esporte foi encontrada entre as mulheres, porém outros estudos (EMERY; MEEUWISSE, 2010a; FULLER et al., 2007a, 2007b; GALL et al., 2006) reportaram que não foram encontradas diferenças significativas de incidência entre os gêneros.

As taxas encontradas para mulheres variaram de 1.93 lesões por 1000h de exposição à modalidade (FARRELL; ZARINS; GILL, 2005) a 47.7 lesões a cada 1000h de exposição ao futebol (KRAEMER; KNOBLOCH, 2009), ambos os estudos realizados em jogadoras de elite. Dentre os homens a incidência variou de 2.4 lesões por 1000h de exposição ao futebol em um estudo realizado com adolescentes (TIMPKA; RISTO; BJO, 2007) a 11.3 lesões num estudo onde foram acompanhadas as lesões de três campeonatos de jogadores de elite (HA; EKSTRAND, 2007), uma possibilidade para a maior taxa de lesão nos atletas de elite é pela pressão que sofrem e pelo nível em que jogam, exigindo ao máximo de seu corpo. Num estudo feito por Hagglund (2009), ele registrou as cinco lesões mais comuns no futebol, e suas respectivas taxas. De acordo com seu estudo, nos homens, as mais comuns, foram lesão dos isquiotibiais com uma incidência de 12%, lesão no músculo adutor com 11%, entorse de tornozelo em inversão ocorrendo em 8% dos atletas lesionados, contusão e estiramento do quadríceps ambos com 5%. Nas mulheres as lesões com maior incidência foram lesão dos isquiotibiais, atingindo 15% das atletas, entorse de tornozelo em inversão com 12%, dores na virilha com 6%, dor lombar ocorrendo em 5%, e estiramento de quadríceps em 4%. Como reportado nesse estudo, a maioria das lesões presente nos homens ocorrem também nas mulheres, apenas como uma incidência diferente, isso se dá provavelmente pelas características do esporte, do futebol, sendo uma particularidade desse esporte e não dos atletas, porém a dor lombar só foi reportada entre as cinco mais comuns entre as mulheres, acometendo 5% das mulheres. Uma sugestão para ela ser uma particularidade feminina, dentre as lesões, mais frequentes nesse estudo é a fraqueza dos músculos do tronco associado às flutuações hormonais e sintomas pré-menstruais (JACOBSON; TEGNER, 2007).

Não há dúvidas de que o local mais acometido no futebol, devido as suas características é o membro inferior, apresentando uma taxa de 58% (TIMPKA; RISTO; BJO, 2007) (a

maioria parte de 60%) a 81% de todas as lesões (EMERY; MEEUWISSE, 2010b; GIZA; MICHELI, 2005). O presente estudo revisou a literatura pesquisando os locais mais acometidos em ambos os gêneros, diagnóstico mais comum dentre o total de lesões e a idade dos indivíduos que cada estudo analisou e registrou, estando todos descritos e organizados cronologicamente na Tabela 1.

Tabela 1 - Revisão dos locais e lesões mais presentes no futebol.

Estudo	Região de maior incidência de lesões (%)	Região com segunda maior incidência de lesões (%)	Gênero da amostra (M/F)	Diagnóstico mais comum	Faixa etária da amostra do estudo
Arnason et al. 2000	Coxa (29)	Tornozelo (15) / joelho (15)	M	-	Jogadores profissionais
Kakavelakis 2003	Joelho (36)	Tornozelo (29)	M	Entorse (33%)	12-15
Giza et al. 2005	Joelho (32)	Cabeça (11%)	F	Estiramento (52%)	Jogadores profissionais
Waldén et al. 2005	Coxa (23)	Joelho (20)	M	Overuse (27)	Jogadores profissionais
FULLER et al. 2006 (Consenso sobre definição de lesão no futebol recomendado pela FIFA)					
Gall et al. 2006	Coxa (24.5)	Tornozelo (17.8)	M	Contusão/hematoma (30.6)	12-16
Faude et al. 2006	Coxa (32)	Joelho (24)	F	Entorse (38%)	Média de 22.4 anos
Emery et al. 2006	Tornozelo (29)	Perna (16)	M	-	13-18
	Tornozelo (28)	Joelho (23)	F	-	13-18
Timpka et al. 2007	Pé (17)	Tornozelo (15)	M	Contusão (29)	13-16
Jacobson et al. 2007	Joelho (25)	Coxa (19)	F	Overuse (31)/ estiramento (29)	16-36
Dvorak et al. 2007 (World cup 2002)	Coxa (17)	Perna (17)	M	Contusão (48%)	Jogadores profissionais
Dvorak et al. 2007 (World cup 2006)	Perna (21)	Tornozelo (17)		Contusão (50%)	
Gall et al. 2008	Tornozelo (25.4)	Coxa (20.7)	F	Entorse 26.9/ Estiramento 25.2	15-19
Tegnander et al. 2008	Tornozelo (24)	Coxa (18%)	F	Lesões musculares e ligamentares (36%)	17-34

Tabela 1 - Revisão dos locais e lesões mais presentes no futebol.

Hägglund et al. 2009	Coxa (21)	Tornozelo (19)	M e F	Estiramento muscular / ruptura (27)	Jogadores profissionais
Rosenbaum et al. 2009	Tornozelo (22)	Joelho (18)	M	Entorse (33%)	9-15
			F		10-18
Froholdt et al. 2009	Tornozelo (27%)	Joelho (16%)	M	Contusão (39)	6-12
	Coxa (20%)	Tornozelo (14%)		Contusão (45)	13-16
	Joelho (27)	parte superior do corpo (27)	F	Contusão (46)	6-12
	Tornozelo (26)	Parte superior do corpo (22)		Entorse (44)	13-16
Hägglund et al. 2009	Coxa (23)	Quadril/virilha (18)	M	Lesão muscular/ Estiramento (33%)	25+-5
	Coxa (23)	Joelho (22)	F	Lesão muscular/ Estiramento (28%)	23+-4
Ristolainen et al. 2010	Tornozelo (42)	Joelho (34)	M e F	-	15-35
Carling et al. 2010	joelho (8.6)	Tornozelo (8)	M	Estiramento	Jogadores profissional
Dvorak et al. 2011.	Coxa (24)	Perna (16)	M	Contusion (37)	Jogadores profissionais
Ekstrand et al. 2011	Coxa (23)	Joelho (18)	M	Lesão muscular / estiramento (35)	Jogadores profissionais
Eirale et al. 2012	Coxa (33.3)	Joelho (16.7)	M	Estiramento (30.8)	Jogadores profissionais, média de 23.8 anos

Fonte: Autoria própria

Um ponto importante a se destacar na tabela é a divisão realizada pelo artigo de Fuller et al. (2006), nesse estudo foi estabelecido através de um consenso a definição para lesão no futebol, sendo os artigos anteriores, ou que não seguiam essa referência, poderiam apresentar taxas diferentes de lesão, devido a essa falta de padronização antes desse estudo.

A análise dos locais e tipo das lesões é dificultada pelos diferentes valores apresentados por vários estudos, a incidência de cada lesão pode variar pelos mesmos motivos de variação apresentada na incidência geral, a influência regional apresentada na intensidade do jogo, estilo de jogo, táticas, julgamentos do árbitro, trabalho da equipe médica, condições climáticas e do gramado (WALDÉN; HÄGGLUND; EKSTRAND, 2005a), o volume de

jogos e pelo fato de atletas que sofreram lesão no ano anterior, isso leva a um maior risco de ter uma lesão do que os atletas que não sofreram lesão na temporada passada (EMERY; MEEUWISSE, 2010b).

Porém, mesmo diante dessas influências é possível perceber algumas semelhanças em muitos estudos quanto ao local mais acometido e tipo de lesão mais frequente, nos possibilitando apontar alguns fatores de risco. Por exemplo, dos 11 estudos que tiveram homens em sua amostra, 8 apontaram a coxa como lugar mais frequentemente acometido (ARNASON; ENGBRETSSEN; BAHR, 2000; DVORAK et al., 2011; EIRALE et al., 2012; EKSTRAND; HÄGGLUND; WALDÉN, 2011; GALL et al., 2006; GERMANY et al., 2007; HA; EKSTRAND, 2007; MCNOE; CHALMERS, 2010; SCIENCES, 2002; FROHOLDT et al., 1879; WALDE; EKSTRAND, 2009a, 2009b), 5 estudos apontaram estiramento como lesão mais comum (CARLING, 2009; EIRALE et al., 2012; EKSTRAND; HÄGGLUND; WALDÉN, 2011; WALDE; EKSTRAND, 2009a, 2009b) e 5 apontaram a contusão (DVORAK et al., 2011; GALL et al., 2006; GERMANY et al., 2007; FROHOLDT et al., 1879; TIMPKA; RISTO; BJO, 2007). O motivo pela coxa ser o local mais acometido é provavelmente pelo alto nível e velocidade do futebol entre os homens, isso leva a mais contato entre os jogadores em alta velocidade, ocasionando um grande número de contusões e sendo a coxa o local mais atingido devido a movimentos do atleta com o membro inferior visando manter a posse da bola ou mesmo na tentativa de um drible. Já, quanto aos estiramentos e lesões musculares, uma das lesões com grande incidência no futebol é a dos músculos posteriores da coxa, com uma incidência de 12,4 lesões por 1000h de exposição (KRAEMER; KNOBLOCH, 2009), sendo a lesão mais presente no futebol de elite, responsável por 12-16% de todas as lesões, e ocorrendo mais frequentemente em jogadores de velocidade e arrancada, sendo a taxa dessa lesão consideravelmente alta, 4,1 lesões a cada 1000h de exposição (WALDÉN; HÄGGLUND; EKSTRAND, 2005a). Outro problema é alto número de recidivas que essa lesão apresenta (ARNASON et al., 1996; WOODS et al., 2004). O maior risco de recidiva é no primeiro jogo após a reabilitação (PETERSEN et al., 2010). Uma sugestão para explicar pode ser uma reabilitação inadequada, ou por sessões de treino não reproduzirem adequadas condições para jogar as partidas, devido às diferenças de intensidade, velocidade, nível de competitividade, etc. entre treinos e partidas (PETERSEN et al., 2010). Nos atletas do sexo masculino mais jovens percebe-se uma grande incidência de lesões na região do tornozelo, sendo a contusão e o entorse as lesões mais reportadas. Atribui-se que esse dado possa ser proveniente do menor grau de coordenação e técnica por parte dos jovens atletas, levando a uma menor resposta de proteção no caso de contato com outro

jogador, tornando-os mais susceptíveis a entorses e contusões. Já entre os atletas adultos, a maioria dos artigos relata a coxa como local mais acometido (ARNASON; ENGBRETSSEN; BAHR, 2000; DVORAK et al., 2011; EIRALE et al., 2012; EKSTRAND; HÄGGLUND; WALDÉN, 2011; GERMANY et al., 2007; WALDE; EKSTRAND, 2009a, 2009b; WALDÉN; HÄGGLUND; EKSTRAND, 2005a), sendo a lesão muscular, principalmente o estiramento, colocada como a lesão mais comum entre esses atletas. Um fator de risco para lesões musculares são desequilíbrios de força não tratados, podendo ser identificados através de avaliações com aparelhos isocinéticos (CROISIER et al., 2008). Além disso, esse número tão expressivo de lesões musculares é provavelmente devido à exigência física que o futebol moderno exige, por sua intensidade, velocidade e volume de jogos.

As lesões por *overuse* foram registradas como mais comum no estudo feito por Waldén e colaboradores (2005a), acometendo principalmente lombar (n= 23/179), tendinopatia de achilles (n= 21/179), adutores, relatos de dores na virilha (n= 18/179) e tendinopatia patelar (n= 13/179). Nesse estudo, os jogadores foram avaliados durante a temporada 2001-2002, e todos jogavam a liga dos campeões, considerado um dos mais importantes campeonatos do mundo. Devido a isso a intensidade dos jogos e dos treinos deve ser levada em consideração, aumentando os riscos para lesão por *overuse*. As lesões por *overuse* são mais comum durante a pré temporada e as traumáticas durante toda a parte competitiva da temporada (JACOBSON; TEGNER, 2007), provavelmente as lesões por *overuse* são mais comuns na fase de preparação pelo fato dos atletas chegarem de férias, tendo um condicionamento não tão bom, bem como pela intensidade dos treinos feitos nessa fase.

A tendinopatia patelar constituiu 1.5% de todas as lesões registradas em 3 estudos cohort, com uma incidência de 0.12 lesões a cada 1000h de exposição. São conhecidos alguns fatores de risco para tendinopatia patelar, a qual pode ser uma razão para o fim prematuro de carreiras. Dentre os principais fatores estão gênero masculino, alta estatura (LIAN; ENGBRETSSEN; BAHR, 2005), grande massa corporal (CROSSLEY et al., 2007; LIAN; ENGBRETSSEN; BAHR, 2005; LIAN et al., 2003), e frequência de treino (LIAN; ENGBRETSSEN; BAHR, 2005; LIAN et al., 2003), alta frequência de saltos (LIAN; ENGBRETSSEN; BAHR, 2005; LIAN et al., 2003) e, no voleibol, jogar sobre superfícies duras (BAHR; REESER, 2003), podendo ser interpretado como a condição do gramado no futebol.

Quanto à região do membro inferior mais acometida nas mulheres, em todos os estudos apresentados na Tabela 2, mostrou-se o joelho e o tornozelo dentre os locais mais frequentemente lesionados (JACOBSON; TEGNER, 2007; FROHOLDT ET AL., 1879;

EMERY; MEEUWISSE, 2010; EMERY; MEEUWISSE; HARTMANN, 2005; FAUDE ET AL., 2006; GALL ET AL., 2008; GIZA; MICHELI, 2005; JACOBSON; TEGNER, 2007; RISTOLAINEN ET AL., 2010; ROSENBAUM ET AL., 2009; STUDY, 1879; TEGNANDER; OLSEN; BAHR, 2008; WALDE; EKSTRAND, 2009A, 2009B), e como o entorse e o estiramento, as principais lesões a acometer o sexo feminino, apontados em 9 dos 12 artigos que tinham mulheres em sua amostra, apresentados na Tabela 2. Isso se deve provavelmente pela lassidão ligamentar e a instabilidade mecânica e funcional das mulheres, causando um maior risco tanto para ligamentos como para o sistema muscular. Num estudo realizado com jogadoras de 16 a 36 anos, de várias categorias, reporta uma taxa de 25% de lesões no joelho, ou 1,5 a cada 1000h de exposição, sendo que as que mais se aproximaram dessa taxa foram as lesões na coxa com 19% ou 0.9 eventos a cada 1000h de prática de futebol (JACOBSON; TEGNER, 2007), provavelmente esses valores são devidos às características do futebol e, em sua maioria, causadas por contato com outra jogadora. Já Giza et al. (2005), num estudo feito com atletas do gênero feminino profissionais, encontrou o joelho como local mais acometido, com uma taxa de (31,8%) dentre os sítios de lesões (GIZA; MICHELI, 2005), e esse achado deve ser particularmente importante para a atuação da equipe médica num programa de prevenção de lesão no joelho, visando principalmente a ruptura do LCA, visto que num estudo que analisou o joelho 12 anos após a ocorrência da ruptura desse ligamento, 34% de ex jogadoras na Suécia tiveram alterações radiográficas compatíveis com osteoartrite (LOHMANDER et al., 2004). As lesões de LCA correspondem a 4,6% de todas as lesões, com uma incidência de 0,09 lesões a cada 1000h de exposição (GIZA; MICHELI, 2005), e o sexo feminino tem uma incidência de 2 a 8 vezes maior do que os homens. Muitas dessas rupturas de LCA acontecem pela mudança de direção, movimento bastante exigido no futebol, que é uma fase de desaceleração com rápida mudança de direção, e nova aceleração, esportes que exigem rápidas paradas e cortes (cutting sports) podem ser aumentar o risco de lesão de LCA para mecanismos sem contato. A ruptura de LCA, em particular, deve ter uma grande preocupação por parte da equipe médica no futebol também pelo tempo de afastamento do atleta, sendo em média 178 dias (FAUDE et al., 2006).

As mulheres pouco apresentaram variações que possam ser referidas em razão da idade, quanto ao local mais acometido, tipo de lesão mais comum ou incidência.

As lesões na virilha são citadas somente entre os homens, sendo frequentemente atribuída à deficiência da parede abdominal (sportsman's hérnia). As maiores cargas de treinos e jogos podem ser uma sugestão do porquê os homens são mais susceptíveis a essa lesão, sendo apontado que lesão prévia na virilha e fraqueza dos músculos adutores também

são fatores de risco (ENGBRETSEN et al., 2010). Aparentemente lesões no quadril/virilha levam a um longo tempo de afastamento e alguns treinos de prevenção poderiam ser benéficos a esses atletas, como exercícios para aumentar a amplitude de movimento da articulação do quadril, fortalecimento de core e da musculatura do quadril e virilha também pode ser importante (WALDE; EKSTRAND, 2009c).

A gravidade das lesões é classificada, na maioria dos estudos, na forma mínima, com 1 a 3 dias de afastamento das atividades; leve de 4 a 7 dias; moderada de 8 a 28 dias; e grave quando o afastamento do futebol ultrapassa os 28 dias. Na maioria dos estudos analisados, as lesões mínimas são as dominantes, sendo encontrada a menor taxa para ela de 28,3% numa categoria sub 14 (GALL et al., 2006), e a maior correspondente a 52.7% de todas as lesões num estudo realizado nos atletas que disputaram a copa do mundo FIFA de 2010 (DVORAK et al., 2011). Segundo Emery et al. (2005) pouco mais de 70% das lesões causam um afastamento menor do que uma semana. Já lesões classificadas como moderadas em um estudo que acompanhou 6 campeonatos da UEFA, sendo um de profissionais, dois sub 21 e um sub 19, encontrou uma taxa que varia de 7% a 32% para lesões moderadas, mas se analisar a amostra como um todo as lesões moderadas corresponderam a 25% de todas as lesões (WALDE; EKSTRAND, 2009b). Uma explicação para esse grande número de lesões classificadas como mínimas, leves e moderadas é que as contusões, uma das lesões mais comuns do futebol, são predominantemente causadoras de lesões de mínimas a moderadas (GIZA; MICHELI, 2005). As lesões severas são as menos comuns no futebol, num estudo feito por Emery e colaboradores (2005) as lesões graves corresponderam a 16% de todas as lesões, como reportado na média na literatura, e ele apontou quatro como as lesões que causam afastamento maior do que 28 dias mais comuns, sendo em ordem de frequência entre as lesões graves: estiramento de isquiotibiais, lesões do ligamento colateral medial, estiramento do quadríceps e dor ou estiramento dos músculos adutores.

Num estudo onde foi analisada a incidência de lesões em atletas com hipermobilidade em comparação com atletas sem hipermobilidade no futebol, o que se observou foi que em lesões com afastamento menor do que 28 dias, as de mínimas a moderadas, não houve diferença significativa entre os grupos, porém nas lesões severas o grupo com hipermobilidade teve uma incidência 5 vezes maior, apresentando 16 lesões severas, enquanto o grupo sem hipermobilidade teve apenas 3 lesões graves (KONOPINSKI; JONES; JOHNSON, 2012). Dentre as lesões severas também se encontram as fraturas por estress, sendo sua causa repetidas cargas submáximas levando a estrutura óssea à fadiga. Um estudo relata que uma incidência de 0,5% de todas as lesões ou 0,04 lesões para cada 1000h de

exposição, os locais que mais ocorreram esse tipo de fratura foram tíbia e quinto metatarso, acometendo principalmente os jogadores mais jovens. Recidivas de fraturas de estress causam maior afastamento do que a lesão prévia (WALDÉN; HÄGGLUND; EKSTRAND, 2005b), e na tíbia e no quadril são mais comuns, provavelmente por essas regiões serem de mais difícil tratamento do que, por exemplo, o quinto metatarso (EKSTRAND; TORSTVEIT, 2012). Nesses casos de fratura a mulher tem um grande fator de risco, a tríade da mulher atleta (distúrbio alimentar, disfunção menstrual e osteoporose), gerando uma baixa entrada de energia em combinação com um alto gasto energético em treinos e partidas (SUNDGOT-BORGEN; TORSTVEIT, 2007; TORSTVEIT; SUNDGOT-BORGEN, 2005), podendo ser um risco a qualquer atleta diante de uma nutrição inadequada e grande gasto energético devido a treinos intensos. Nesses casos, e no de muitos tipos de lesões causadas por excesso de exercício, é importante respeitar o tempo de recuperação do atleta para se ter um exemplo, Ispirlidis e colaboradores (2008) demonstrou que para normalizar os valores de um arranque de 20m, bem como marcadores sanguíneos de fadiga muscular (creatina quinase) e inflamação (ácido úrico), são necessárias de 96 a 120h de descanso, atletas não tem tanto tempo de recuperação, devido a isso seus valores fisiológicos provavelmente trabalham de forma constantemente alterada.

Uma das lesões que mais preocupa, devido ao risco e aos prejuízos que pode vir a acarretar ao atleta, são as lesões que ocorrem na região da cabeça e pescoço. Vários estudos epidemiológicos têm encontrado déficits cognitivos entre os jogadores os quais se atribuem a repetitivos traumas causados por cabecear a bola. A incidência de lesões na cabeça e no pescoço foi 12,8 para os homens e 11,5 para as mulheres, a incidência de lesões que resultaram em alguma ausência dos atletas nas atividades do esporte, seja treino ou partida, foi 3,5 por 1000h de exposição para homens e 4,1 para as mulheres. Jogadores cabeceando a bola representa uma incidência de lesão aguda de cabeçada de somente 0,05 por 1000h de prática, lesões por contato cabeça com cabeça representam uma taxa de 2,6 lesões por 1000h de exposição, das quais 16% foram concussões, isso demonstra que a cabeçada no futebol moderno representa muito menor risco do que contato cabeça com cabeça.

A forma como essas lesões ocorrem mais frequentemente são por uma disputa pela bola no ar, com o atleta de lado ou de frente para a bola, e a ação dos jogadores que mais causaram lesões foram o uso do membro superior ou cabeça, sendo que na maioria dos casos a disputa ocorreu de forma justa e limpa, dentro das regras do jogo (FULLER; JUNGE; DVORAK, 2005).

As regiões onde mais ocorrem lesões no campo são aquelas onde a posse da bola é disputada com maior intensidade, ou seja, defesa e ataque (FAUDE et al., 2006). Nos estudos analisados que reportaram a incidência de lesões quanto às posições dos jogadores há conflitos em relação à posição detentora da maior incidência de lesões, provavelmente esses conflitos de resultados são devido a diferentes estilos e níveis de jogos entre os vários países (ANDERSEN et al., 2004), porém não há dúvida de que os goleiros tem a menor taxa de lesão, os atacantes tiveram a maior taxa em 3 estudos (EIRALE et al., 2012; FAUDE et al., 2006; TIMPKA; RISTO; BJO, 2007), os meio campistas tiveram uma maior incidência segundo 3 outros artigos (GALL et al., 2006; PETERSEN et al., 2010; TEGNANDER et al., 2008), já os zagueiros foram reportados com maior incidência de lesões em 3 artigos (FULLER; JUNGE; DVORAK, 2005; GALL et al., 2006; TEGNANDER et al., 2008). Faude et al. (2006) coloca como atacantes e zagueiros sendo mais acometidos por lesões. Relata também que o maior risco de lesão para goleiros como mecanismo sem contato com outro atleta enquanto para zagueiros e atacantes o maior risco de lesões é causado por contato (FAUDE et al., 2006). Permite explicar esse dado, um achado de Rahnama (2002), que coloca como locais de maior risco de lesão, aqueles onde a posse da bola é mais intensamente, ou ferozmente, disputada, sendo essas as áreas de ataque e defesa, reforçando a hipótese de que o maior risco de lesão por contato é para os atletas dessas posições.

Treinos de equilíbrio específicos para o futebol (KRAEMER; KNOBLOCH, 2009) e um simples aquecimento neuromuscular de 15 minutos adequado (WALDÉN et al., 2012) mostraram-se efetivos para ser aplicados coletivamente com o intuito de prevenir lesões, porém, diante de tantos fatores de risco relacionados a gênero, idade, mobilidade, habilidade, perna dominante, posição do jogador, dentre outros. Mostra-se necessário uma avaliação individual de cada atleta, e um plano de prevenção direcionado para seus principais fatores de risco.

Novas pesquisas são necessárias para conhecer condutas de prevenção para específicas lesões e diferentes grupos populacionais que pratiquem o futebol, visando tornar o esporte mais seguro e aumentar ainda mais o número de adeptos, ou no caso da elite do futebol, elevar o nível dos jogos evitando atletas afastados por lesão, tanto quanto for possível. Porém ainda há necessidade de mais estudos quanto ao futebol tanto na parte de mecanismos dessas lesões consideradas como principais, bem como de intervenções que venham a se mostrar eficazes na diminuição da incidência das lesões nesse esporte.

2.2 Salto Vertical

O salto vertical com contra movimento (SVCM) é o gesto onde ocorre uma fase excêntrica, um agachamento, e então uma fase concêntrica, levando a impulsão e consequente fase de voo, seguido por uma fase de aterrissagem, como ilustrado na Figura 1:

Figura 1 - As fases do salto vertical unipodal com contra movimento.



Fonte: Adaptado de LEOPORACE et al, 2011.

Tal movimento se encaixa dentro do chamado ciclo alongamento/encurtamento ou, como mais usado no meio esportivo, pliometria, sendo que esse mecanismo está presente na maioria das atividades de vida de diária nos gestos esportivos (KROL; MYNARSKI, 2012).

Como no futebol utiliza-se muito de tal gesto a partir de um apoio unipodal (BEIJSTERVELDT ET AL., 2012), optou-se por adotar o salto com apoio unipodal para este estudo.

O salto vertical pode ser utilizado como avaliação da capacidade de geração de força e da habilidade para gerar essa força (CARVALHO, 2008). O parâmetro principal para a análise da performance do salto vertical é a altura do salto, a qual depende da velocidade ascendente do centro de gravidade do saltador no momento em que os pés saem do chão. Os músculos tem a função, além de acelerar o centro de gravidade para cima, de gerar equilíbrio para que o corpo se assuma a fase de voo (BABIC; LENARCIC, 2007).

Na fase de aterrissagem o corpo aumenta de velocidade em direção ao solo, e sofre uma força de reação vinda dele mesmo. Uma resposta adequada e segura a tal carga depende de uma série de fatores cinéticos, cinemáticos e neuromusculares.

A articulação que comumente sofre mais nessa condição é o joelho, visto que ele recebe elevados valores de força de reação ao solo verticalmente, as forças de tensão anterior, ao

momento flexor e ao momento de valgo (SHIN; CHAUDHARI; ANDRIACCHI, 2009). Estas forças podem ser extremamente agressivas para os tecidos presentes na articulação (YEOW; NG; CHEONG; LEE; GOH, 2009).

Estudos têm defendido a necessidade de desenvolver métodos que avaliem, principalmente a resposta articular à aterrissagem, a fim de relacionar o desempenho dos atletas nesta tarefa comum a vários esportes, com os padrões que possam vir a ser lesivos (HEWETT et al., 2005).

Pensando nessa estratégia de resposta à força de reação do solo, é importante compreender o conceito de estabilidade articular. A estabilidade articular pode ser definida como a habilidade da articulação em retornar ao seu estado original após sofrer uma perturbação. Ela é dependente tanto da resistência oferecida pelos tecidos moles a momentos externos durante uma tarefa motora, como também à capacidade das estruturas musculares de resistirem a forças que atuam nessa articulação, permitindo a realização de atividades funcionais, a partir da relação entre os componentes estáticos e dinâmicos (LEE; ROGERS; GRANATA, 2006; GABRIEL; ABRANTES; GRANATA; BULA-CRUZ; MELO-PINTO; FELIPE, 2008; ATALAIA; ABRANTES, 2009; ATALAIA; ABRANTES, 2010). Um sistema mecânico é tão mais estável quanto maior for a sua capacidade de recuperar o equilíbrio perdido após a ação de forças externas que levam a essa quebra (ATALAIA; ABRANTES, 2009; ATALAIA; ABRANTES, 2010). Assim, a estabilidade de um corpo consiste na sua capacidade em conservar o seu estado de equilíbrio utilizando-se de “estratégias” numa determinada tarefa motora.

De forma sucinta, a estabilidade articular resulta da capacidade motora de controlar os elementos que atuam em cada um dos complexos articulares, e suas posições, tanto os ativos (ou neuromusculares), como os passivos (propriedades mecânicas dos tecidos que compõem as articulações). O controle sobre agonistas e antagonistas de uma articulação permite ao executante controlar o deslocamento intersegmentar de acordo com o seu objetivo motor, determinando a velocidade angular ao objetivo de acordo com a informação combinada de feedback e feedforward, permitindo integrar e emitir ordens de controle eficientes (DOCHERTY; ARNOLD; ZINDER; GRANATA; GASNEDER, 2004; ABRANTES, 2008; ATALAIA; ABRANTES, 2009).

Este conceito permite gerar estratégias para que se proporcione mais estabilidade à determinada articulação, na tentativa de diminuir cargas que tenham um potencial lesivo a alguma estrutura do indivíduo.

A capacidade em manter uma articulação estável depende da força desestabilizadora e da capacidade dos grupos musculares e articulares correspondentes reagirem a esses desequilíbrios. Daí pode-se ter ideia de forças de tensão, ou rigidez, geradas a partir da variação angular associada aos momentos de força (ABRANTES, 2008).

Alguns autores apresentam um conceito chamado “*dynamic joint stiffness*”, traduzido como a rigidez articular dinâmica, podendo ser definida como a atividade muscular e das estruturas articulares como resposta a forças externas, cujo objetivo é manter o deslocamento angular intersegmentar adequado ao objetivo da tarefa (HANSEN; CHILDRESS; MIFF; GARD; MEDSPRAY, 2004; GABRIEL et al., 2008). Assim, a rigidez dinâmica vem da associação do controle neuromuscular com as propriedades mecânicas dos tecidos. Por exemplo, a capacidade do joelho em manter-se estável quando submetido a cargas que mudam rapidamente durante as atividades, resulta da congruência óssea, das propriedades mecânicas dos tecidos moles, das cargas aplicadas na articulação e da ação muscular. Tudo como preparação ou reação através do sistema de feedback e feedforward do corpo (JATIN, 2007).

A estabilidade articular no joelho é fornecida pelos estabilizadores passivos como congruência cartilagem/osso, ligamentos e cápsula, bem como por estabilizadores ativos, os músculos da região.

Esta articulação fica estável em extensão devido ao alinhamento articular, ao encaixe articular e ao efeito da gravidade sobre a articulação. Em qualquer posição de flexão, a articulação tíbio-femoral fica móvel e requer a estabilização dada pela cápsula, ligamentos e músculos que a cercam (JATIN, 2007).

A co-contração auxilia na estabilização das articulações, diminuindo a tensão ligamentar e, sendo um eficiente mecanismo de defesa, uma vez que aumenta a rigidez articular, e conseqüentemente a estabilidade.

Quando adequadamente utilizado tal mecanismo aumenta a resistência da articulação a deslocamentos, protegendo assim contra amplitudes que possam gerar lesões musculoesqueléticas (JATIN, 2007).

A utilização da co-ativação pode ter sua importância demonstrada a partir da análise dos momentos pré e pós aterrissagem de um salto. Durante o voo do salto, sabe-se que a regulação da atividade muscular é previamente ativada de forma a promover a co-contração para absorver parte das forças de reação do solo e proteger a articulação (GALINDO et al., 2009).

No contato com o solo, são desencadeados reflexos que interagem com atividade muscular consciente para amenizar e dissipar forças abruptas incidentes sobre a articulação,

uma vez que a atividade reflexa ocorre com determinado atraso, atribuído ao reflexo de alongamento e tempo de condução neural (ZUUR et al., 2010). Os estudos realizados por Santello, Liebermann & Hoffman (2005), demonstram que o tempo de atividade muscular preparatória é semelhante nas condições com e sem visão em saltos de baixas alturas, mas que podem ser modelados pelo tempo e altura da queda. Assim, as estratégias de movimento controladas por feedback são condicionadas pelo conhecimento e aprendizagem da tarefa realizada, não dependendo mais tanto, com a prática, de aferências como a visual. Mais um motivo para nesse estudo utilizar-se de um salto unipodal, visto que é o gesto mais comum para o jogador de futebol do que o salto bipodal.

Após o contato com o solo, a ativação do quadríceps de forma excêntrica é responsável pela desaceleração do movimento, porém sua contração de forma isolada provocaria um aumento significativo das forças anteriores aplicadas no joelho. Como resposta os isquiotibiais se contraem para se contrapor a essas forças e aumentar a estabilidade articular, gerando inclusive mais proteção ao LCA, uma vez que diminuem a tensão em sentido de anteriorização da tibia (BRYANT; CREABY; NEWTON; STEELE, 2008).

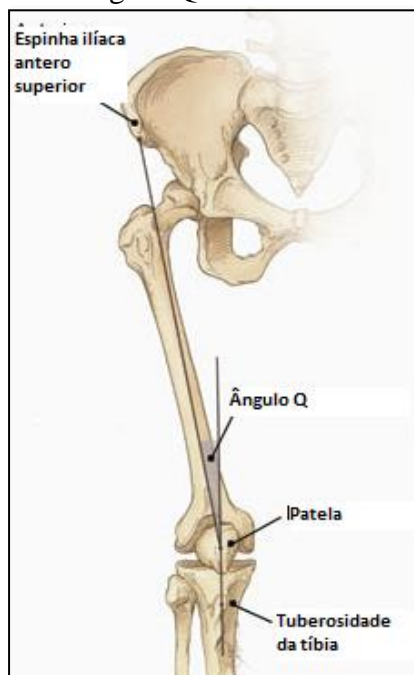
A contração do quadríceps reduz também a tensão sobre o ligamento colateral medial e trabalha com o ligamento cruzado posterior para estabilizar o deslocamento posterior da tibia. O vasto medial é o estabilizador medial da patela, porém não há comprovação de que há ativação seletiva entre os vastos, ambos se contraem igualmente através do arco de movimento. Já o reto femoral não contribui significativamente para a extensão do joelho, apenas se o quadril se encontrar em extensão, como num movimento de chute. Sabe-se que a rotação interna do quadril aumenta a sobrecarga na articulação patellofemoral. O grande glúteo é o principal rotador externo e extensor e a sua fraqueza contribui para o aumento da rotação interna (SOUZA; POWERS, 2009).

Portanto, na atividade de saltar o padrão neuromotor desempenhado pelos sistemas de feedback e feedforward são fundamentais para o ajuste da rigidez muscular e manutenção da estabilidade articular (KAMIBAYASHI; MURO, 2006). O controle motor é o resultado de uma complexa interação entre o sistema neural e o musculoesquelético. Tal modelo pode ser definido basicamente por três componentes: órgãos sensoriais, vias neurais e músculos. Os mecanismos de feedback e feedforward são tipicamente usados para explicar o funcionamento desse modelo. O feedback refere à atividade dos sensores que enviam inputs continuamente de algum parâmetro específico (temperatura, posição, dor), esses dados chegam ao sistema nervoso central que compara a medição a uma referência já conhecida (set point). Se a informação do sensor for diferente do que o planejado, uma estratégia de correção é gerada,

provocando uma resposta compensatória em busca do reequilíbrio, da homeostase, com o parâmetro referência desejado. Um exemplo clássico deste tipo de sistema é um sistema de aquecimento que regula a temperatura por meio de um termostato, quando se atinge um valor de temperatura fora do esperado admitem-se estratégias para regulá-la de acordo com o esperado. Por outro lado, o sistema de feedforward é um sistema que usa de alimentação antecipatória, tendo sensores situados para detectar potenciais distúrbios no ambiente que possa alterar o estado da variável regulada. Quando é detectado uma perturbação potencial por esse sistema, ele envia um impulso antecipatório indicando uma iminente modificação do comportamento em resposta a este sinal, buscando neutralizar os efeitos previsíveis da perturbação. Os comandos são gerados com base nas experiências passadas com distúrbios semelhantes. Um bom exemplo é a co-contracção na fase de voo, fornecendo uma estabilidade para o impacto que acontecerá (WILLIAMS et al., 2001).

Um dos aspectos importantes a se analisar no salto, tanto na fase de impulsão com na fase de aterrissagem é o ângulo Q, ou ângulo quadríceps. Insall et al., definiram o ângulo "Q" como o ângulo formado entre as linhas da espinha ilíaca ântero-superior (ELAS) e até o centro da patela, e da linha a partir da tuberosidade anterior da tíbia até o centro da patela. Ângulo ilustrado na Figura 2:

Figura 2 - Ângulo Q



Fonte: Adaptado de Floyd and Hosmer, 2012

Não há um consenso de medida do ângulo "Q". A falta de coeficiente de confiabilidade e os diferentes meios de medir essa angulação dificultam um valor de referência (CAYLOR; FITES; WORREL, 1993). Emami et al., (2007) encontraram um ângulo Q médio, para homens com dor anterior no joelho, de 15,3° e, para os sem dor na articulação, 12,1°. O mesmo estudo também colocou como um valor de ângulo Q normal para a população sem dor anterior no joelho $14,4 \pm 3,7^\circ$, nesse caso considerando homens e mulheres, porém, devido às mulheres tenderem a ter um maior ângulo Q, é importante levar isso em consideração no valor dessa média.

Um ângulo Q maior pressupõe uma maior tração lateral do quadríceps sobre a patela, e isso pode ser um fator potencial para desencadear uma desordem patelofemoral (HORTON; HALL, 1989).

Em um estudo realizado por Moss et al. (1992), medindo o ângulo Q em universitários com e sem dor anterior no joelho, foi registrado um significativo aumento no ângulo Q daqueles que apresentavam quadro de dor. Huberti e Hayes (1984) também constataram, por meio de estudos com cadáveres, que a pressão de contato na articulação femoropatelar era maior tanto em indivíduos com valores maiores como menores do que os considerados normais para tal ângulo. Concluindo assim que ângulos Q anormais, aumentados ou diminuídos, podem ser causas potenciais de condromalácia e outras disfunções do joelho.

A presença de valgismo dinâmico acentuado de joelho mostrou ter grande relação com a ruptura do LCA em atletas, segundo Hewett et al. (2005). Esse padrão de movimento impõe forças rotacionais e de cisalhamento na articulação do joelho, levando a um aumento na carga sobre o LCA.

A ruptura de LCA gera um gasto estimado de U\$17.000,00 por atleta (BURNHAM et al, 2010). O valgo dinâmico excessivo pode gerar uma alteração no alinhamento da patela, levando a uma irritação, ou desgaste, de estruturas como os retináculos patelares, cartilagem articular e coxim adiposo, facilitando o desenvolvimento de dor anterior no joelho (BOLGLA et al., 2008), além de tendinopatias patelares por um mau alinhamento tendíneo (MENDONÇA et al., 2005).

Durante o salto, o valgo dinâmico do joelho se acentua, devido ao aumento da rotação interna e da adução do fêmur e da pronação do pé (DONATELLI et al., 1999; JACOBS et al., 2007).

O aumento do valgismo do joelho pode ocorrer devido à fraqueza dos músculos abdutores e rotadores externos do quadril, principalmente glúteo médio e máximo. Um estudo feito por Leetun et al. (2004), verificou que atletas não lesionados apresentaram maior força,

em comparação com os que não sofreram lesões nos membros inferiores, dos abdutores e rotadores externos de quadril.

Outro estudo que aponta para a importância desses músculos foi feito por Geiser et al. (2010). Nele foi induzido um protocolo de fadiga para abdutores de quadril, e a conclusão foi que o joelho encontrava-se em uma posição mais aduzida, com maior valgismo durante atividades funcionais.

Além do controle neuromuscular, níveis adequados de rigidez tecidual podem ser necessários para garantir uma adequada estratégia de movimento, e conseqüente transferência eficiente de energia entre os segmentos da cadeia cinética. Uma maior eficiência em transferência de energia permitiria diminuição do gasto energético e menor sobrecarga dos tecidos do sistema musculoesquelético (FONSECA; OCARINO; Silva, 2007).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo buscou-se identificar e correlacionar parâmetros biomecânicos associados ao salto vertical unipodal, apoio em somente uma perna, e que possam ser lesivos.

Inicialmente os atletas foram equipados com marcadores cinemáticos e eletrodos de superfície para as coletas. Em seguida, após preparação da instrumentação os atletas realizavam um salto unipodal sobre uma plataforma de força.

Na eletromiografia foram coletados os dados de:

Porcentagem de ativação normalizada por pico – A normalização da atividade elétrica muscular por pico é feita através dos maiores valores de ativação apresentados na tarefa, comparado a outros instantes do gesto. A partir de tal cálculo obtém-se a porcentagem de ativação daquele músculo.

Os grupos musculares coletados foram glúteo médio e vasto medial do quadríceps. Precedendo a colocação dos eletrodos houve uma tricotomia e limpeza da pele com álcool. O posicionamento dos eletrodos seguiu as orientações da European recommendations for surface electromyography (SENIAM) (HERMENS et al., 1999).

Na análise cinemática acompanhou-se a amplitude articular das articulações de quadril e joelho no plano sagital, e ângulo Q no plano frontal. As medidas angulares foram obtidas por meio de filmagem e posterior tratamento de imagens, encaminhando as imagens correspondentes dos momentos propostos para uma análise por meio de rotina desenvolvida em ambiente MatLab (MathWorks®).

A análise cinética se concentrou em forças de reação e geração de força ao longo do tempo, as taxas de crescimento. Dividiram-se os saltos nos momentos de impulsão e aterrissagem e então, por meio de rotina desenvolvida no ambiente MatLab, foram obtidos os dados de força de reação máxima, taxa de crescimento (normalizados por peso corporal) e altura (estimada a partir do tempo de voo).

Os dados da plataforma de força foram normalizados pelo peso corporal de cada atleta. A eletromiografia foi normalizada por meio da atividade elétrica máxima durante o gesto, visto que segundo Ervilha (1998), dentre os métodos de normalização mais descritos na literatura, esse é o que apresenta menor coeficiente de variação.

Por fim, prosseguiu-se para a análise dos dados e estatística correlacional.

3.1 Aspectos éticos

Esse projeto foi aprovado pelo comitê de ética e pesquisa da Universidade de Taubaté. Os dados foram provenientes de um banco de dados coletados em avaliações biomecânicas realizadas pelo pesquisador em jogadores do Esporte Clube Taubaté, e para consulta de tais dados, a identidade dos atletas foi preservada.

3.2 Delineamento da pesquisa e amostra

A amostra foi constituída de 5 jogadores ativos de um time profissional de futebol paulista, com médias de: idade $26\pm 4,5$ anos; peso $80\pm 7,5$ kg; e altura $1,79\pm 0,08$ m.

Os fatores de exclusão foram jogadores com cirurgias próteses nos membros inferiores no último ano ou que limitem algum tipo de movimento fisiológico ou acessório, indivíduos com problemas congênitos ou morfológicos nos membros inferiores. Jogadores com lesões nos últimos seis meses na região dos membros inferiores.

A perna dominante, definida como aquela que se chuta a bola, foi escolhida para realizar o salto. Os dados de eletromiografia, cinemática e cinética foram analisados somente neste membro.

3.3 Instrumentação

No estudo utilizou-se de um sistema de aquisição de sinais biológicos (EMG System do Brasil 830C), constituído de oito canais, sendo que três foram destinados a eletromiografia, um ao sincronizador de sinal luminoso e outros quatro, às células de carga de uma plataforma de força utilizando strain gages conectados em ponte, construída no laboratório da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP e devidamente validada e calibrada pela empresa EMG System do Brasil. O relatório de calibração é mostrado no anexo 1.

Foram utilizados eletrodos adesivos descartáveis com hidrogel condutivo da marca Kendall, posicionados com uma distância de 20 mm entre seus centros.

Foram utilizadas duas câmeras posicionadas sobre tripés (Casio Exilim/EX-ZR200), para filmagem do salto. A frequência de aquisição para ambas as câmeras foi de 240 Hz, ou 240 frames por segundo (fps).

Marcadores cinemáticos foram colocados nas proeminências ósseas de referência, confeccionados a partir de esferas de 10 mm de diâmetro de isopor, aderidos à pele através de fita dupla face 3M.

3.4 Procedimento

Inicialmente, com os indivíduos descalços, realizou-se 4 testes ortopédicos que poderiam influenciar a cinemática articular do membro inferior, principalmente do joelho. Os testes são descritos a seguir.

O primeiro teste foi o da queda do navicular. Realizado conforme proposto por Brody (1992). Com o jogador sentado orientava-se-o a retirar ao máximo o peso do pé dominante mantendo um leve contato com o solo, nesse momento, somente com o pé recostado, a altura no navicular, sem carga, era mensurada. A seguir, solicitava-se que o indivíduo ficasse na posição ortostática distribuindo seu peso entre os membros inferiores, após 5 segundos mensurava-se novamente a altura do navicular. Uma diferença maior do que 10 mm classifica um pé plano, menor que 5 mm um pé cavo, e entre 5 e 10 mm considera-se normal, segundo o protocolo seguido nos estudos de Hargrave (2003), separando sua amostra em pé supinado (<5 mm), pé normal (5-10 mm) e pé plano (>10 mm).

O segundo teste foi o teste de Trendelenburg. Esse teste avalia principalmente a função do glúteo médio. O jogador deve se apoiar em somente uma perna, conforme ilustra Figura 3:

Figura 3 - Teste de Trendelenburg



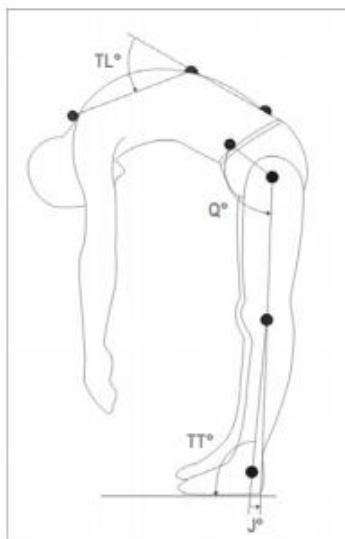
Fonte: Adaptado de HOPPENFELD, 2008.

Em um teste positivo, a pelve do lado que não sustenta o corpo sofre uma queda. Isso sugere que o glúteo médio do lado oposto está fraco, hipotônico ou ineficiente, chamado sinal de Trendelenburg. (HOPPENFELD, 2008)

O terceiro teste foi uma avaliação da flexibilidade dos músculos isquiotibiais. Os métodos de avaliação da flexibilidade muscular consistem em movimentos de alongamento dos músculos no sentido oposto às ações que normalmente são executadas por eles (KENDALL; MCCREARY; PROVANCE, 1995).

Para avaliação da flexibilidade dos músculos posteriores de coxa optou-se pelo teste da distância dos dedos ao chão, conforme descrito por Magnusson et al. (1997). Os sujeitos foram instruídos a manterem os joelhos estendidos e, então, flexionarem o tronco em direção ao chão, com os braços e a cabeça relaxados. O momento final da flexão era indicado por uma sensação de tensão muscular que causasse grande desconforto nos músculos isquiotibiais, aí se media a distância entre a ponta dos dedos e o chão. Os indivíduos nesse teste estavam sobre um degrau de 10 cm, acessório que foi utilizado para facilitar a mensuração de quanto os atletas alcançariam além de seus pés, considerando que alguns deles poderiam ultrapassar tal amplitude. Os indivíduos realizavam tal teste próximo à parede para evitar compensações como aumento dos ângulos entre tíbiotarsico e coxofemoral, que poderiam criar um viés na avaliação da flexibilidade, facilitando tocar o chão (SACCO, 2009). Este é ilustrado na Figura 4, sendo que as medidas angulares apresentadas foram controladas pelo avaliador a fim de evitar compensações, porém somente a distância entre dedos e solo foi medida:

Figura 4 - Dedos ao Chão (Q°: Quadril, J°: Joelho, TL°: Tóraco-lombar, TT°: tíbio-társico).



Fonte: CARREGARO et al., 2007.

E por último foi realizado, o teste do sinal de Clarke, realizado com o jogador em decúbito dorsal na maca, com os membros inferiores relaxados e em posição neutra. O terapeuta ensina e verifica se o indivíduo sabe contrair voluntariamente o músculo quadríceps, então, com o músculo do atleta relaxado, exerce uma pressão na borda superior da patela no sentido distal e contra o sulco troclear, em seguida pede uma contração do quadríceps mantendo a pressão. O teste é positivo se houver incapacidade de manter a contração, crepitação com ou sem sinal doloroso (Hoppenfeld, 2008).

Após os testes, os indivíduos eram instruídos a realizar uma caminhada de 10 minutos em terreno plano, a fim de aumentar a atividade muscular dos membros inferiores.

Após os indivíduos então deitavam em uma maca, onde eram colocados marcadores cinemáticos na região de espinha íliaca antero superior (EIAS), centro da patela, tuberosidade da tíbia, maléolo lateral e quinto metatarso conforme mostra a Figura 5. Para análise cinemática utilizou-se o programa Kinovea para desmembramento das imagens gravadas e um programa de análise 2D desenvolvido no Laboratório de Biomecânica descrita em plataforma MATLAB (MathWorks®), calibrado a partir de distâncias conhecidas. Nessa rotina de MATLAB os pontos correspondentes eram marcados e geravam a angulação de cada parâmetro desejado.

Figura 5 - Marcadores cinemáticos

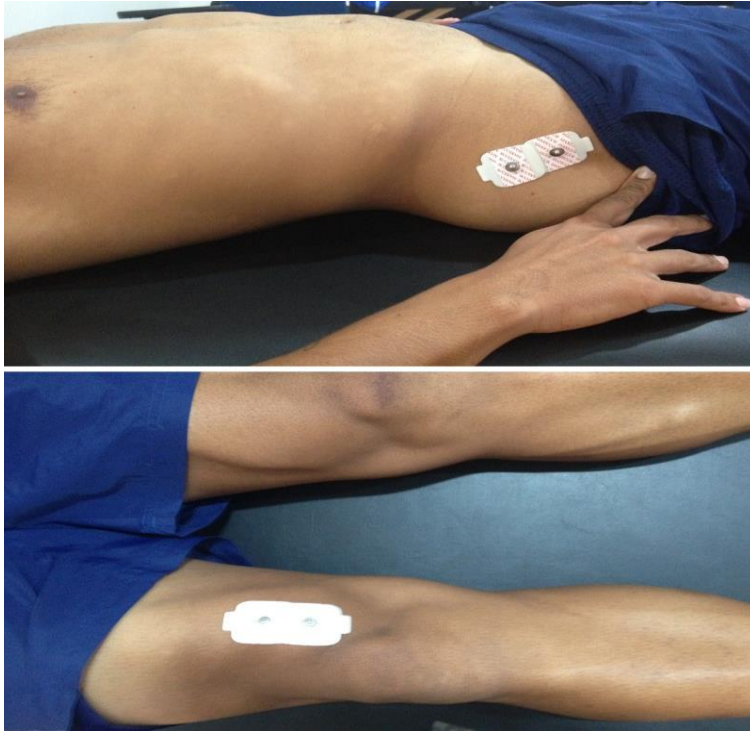


Fonte: Autoria própria.

Com o sujeito na mesma posição, na maca, foi feita a tricotomia e limpeza das impurezas da pele por meio de álcool gel, e acoplados os eletrodos nos músculos, do membro

dominante, glúteo médio, vasto medial do quadríceps femoral conforme orientação da SENIAM, ilustrado na Figura 6.

Figura 6 - Posicionamento dos eletrodos



Fonte: Autoria própria.

Nessa pesquisa tentou-se uma abordagem pioneira para monitorar a atividade do músculo poplíteo, porém após tentativas e utilizando de auxílio de exame ultrassonográfico, concluiu-se que não é possível captar sua atividade pela eletromiografia de superfície sem interferência do músculo gastrocnêmio. A contração do músculo poplíteo foi obtida a partir da exploração da fossa poplíteia, principalmente de sua região medial e inferior, com o instrumento caneta de eletroestimulação, ou o chamado modo monopolar. O resultado da ultrassonografia determinou não ser possível obter a contração isolada do músculo poplíteo por meio da eletroestimulação.

Já com os eletrodos e marcadores afixados o jogador então subia no centro da plataforma de força e era instruído do gesto a realizar, um salto vertical com contramovimento em apoio unipodal. A instrução era feita verbalmente por um mesmo pesquisador a todos os atletas no momento da coleta, com o seguinte comando verbal “quando eu autorizar, salte o mais alto que puder, com apoio somente na perna determinada”. Eram então esclarecidas possíveis dúvidas do atleta, com cuidados para não influenciar no gesto padrão de cada um. O

indivíduo, já com os marcadores e eletrodos conectados pelos cabos ao equipamento, podia realizar três saltos como familiarização.

A frequência de amostragem para eletromiografia e plataforma de força foi de 2000 Hz, e das câmeras de 240 Hz. Dessa forma, para analisar o comportamento eletromiográfico de um quadro de imagem, e foram sincronizados na mesma base de tempo. Antes ainda de selecionar esses quadros, o sinal eletromiográfico passou por um filtro que considerava frequências entre 20 e 500 Hz somente, visto que a maior faixa espectral se encontrava concentrada nesse intervalo.

Foi definido que o comando para o início do salto seria dado pelo comando verbal “Já!”. O pesquisador responsável realizava um aviso para o atleta se preparar, então dava o comando verbal de início no momento em que começava a coleta no software de aquisição de sinais biológicos, enquanto outro pesquisador já havia iniciado a filmagem nas duas câmeras, uma no plano frontal e outra no plano sagital, então o jogador realizava o salto. Além do repouso, as outras 4 fases do salto são apresentadas na Figura 7:

Figura 7 - Fases do salto a partir do repouso



Fonte: Autoria própria.

3.5 Análise estatística

Nos testes ortopédicos apenas um jogador, no teste de compressão patelar, apresentou um resultado positivo.

Para verificar a correlação entre os parâmetros biomecânicos decidiu-se por dividir o salto em três momentos: início ou repouso, flexão de joelho máxima para impulso e para aterrissagem, também chamado momento excêntrico máximo. Além disto, foram colocados na análise estatística, com exceção do momento de início, os parâmetros de altura do salto, taxa de crescimento da força e força máxima.

Devido à amostra constituída por 5 jogadores utilizou-se a correlação de Spearman, teste estatístico não paramétrico. Para considerar uma correlação entre variáveis decidiu-se por uma proporção positiva ou negativa, inversa, maior do que 60%.

O coeficiente ρ de Spearman mede a intensidade da relação entre variáveis ordinais. Utiliza-se, ao invés do valor observado, os valores ordenados. Por ser um teste não paramétrico o teste de Spearman é apropriado mesmo nos caso em que os dados não apresentam alguma tendência, com valores muito variáveis e alguns pontos muito afastados dos restantes, ou também nos que parece existir uma relação crescente ou decrescente em formato de curva. O coeficiente ρ de Spearman é tem a função exatamente de determinar essa relação.

Através da equação (1) pode-se calcular o coeficiente ρ de Spearman:

$$\rho = 1 - \frac{6 \sum_{i=1}^n d_i^2}{n^3 - n} \quad (1)$$

Nesta expressão, n é o número de pares (x_i, y_i) e d_i corresponde aos postos de x_i , menos os postos de y_i . Quando a ordenação dos postos de x e y foram exatamente iguais, ρ será 1.

O resultado do coeficiente pode variar de -1 a 1, sendo que mais próximo de -1 significa correlação negativa, ou seja, as variáveis variam em sentido contrário, os valores mais elevados de uma variável tem maior associação a categorias mais baixas da outra variável. E o valor mais próximo de 1 determina o oposto, os postos das duas variáveis tem um comportamento linear e no mesmo sentido. O teste de Spearman foi aplicado por meio do software SPSS Statistics (IBM® Softwares).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Características e lesões dos jogadores de futebol

Os resultados obtidos no salto unipodal mostraram-se capazes de representar alguns dos padrões tidos como potencialmente lesivos na literatura, envolvendo parâmetros como o ângulo Q (HORTON; HALL, 1989; BOLGLA et al., 2008; MENDONÇA et al., 2005), valores de força de reação do solo e taxa de crescimento (YEOW; NG; CHEONG; LEE; GOH, 2009; HEWETT et al., 2005), instabilidade (FONSECA; OCARINO; Silva, 2007), momentos de força nas articulações (ABRANTES, 2008; HANSEN; CHILDRESS; MIFF; GARD; MEDSPLAY, 2004; GABRIEL et al., 2008), amplitudes excessivas (JATIN, 2007).

O principal intuito de conhecer as características biomecânicas é trabalhar em cima de tais parâmetros para evitar padrões lesivos ou de risco. Partindo desse conceito se estruturará a discussão abordando as principais lesões no futebol e as características que podem predispor-las.

Na revisão de literatura constatou-se que as principais lesões no futebol são as musculares na região da coxa, principalmente dos músculos isquiotibiais, os entorses de tornozelo e as lesões ligamentares do joelho, essa última com preocupação especial pelo alto tempo que leva o atleta a ficar inativo. Os dados do Centro de Pesquisa e Estudo Médico da FIFA, F-MARC (2015) corroboram para essa conclusão, visto que aponta as mesmas lesões dentre as mais comuns.

Quando se fala em risco de lesões, ou se propõe a fazer uma avaliação das causas de uma lesão, é importante ter em mente quantos fatores interferem na propensão a uma lesão, são alguns: o nível de cansaço, déficits de alongamento, fatores como o estado de condicionamento físico do atleta, condições climáticas, o estado emocional e desequilíbrios ou fraqueza de grupos musculares (TEIXEIRA, 2010). O presente estudo limitou-se a características biomecânicas, e fez associações a lesões a partir de padrões descritos na literatura, não acompanhando os atletas prospectivamente para saber se aqueles que por ventura apresentassem padrões tidos como de risco, teriam maior incidência de lesões específicas.

No estiramento de coxa, da musculatura posterior principalmente, não há ainda um consenso na literatura sobre suas causas. Sabe-se que a flexibilidade é um fator importante. A prática do futebol, por si só, favorece a um encurtamento da musculatura posterior de coxa, tanto a curto (THACKER, 2004), como a longo prazo (SILVA, 1997). Há uma dificuldade em

se estabelecer o valor seguro de flexibilidade de um atleta, visto que esta deve variar de um esporte para outro, sendo que um determinado valor de flexibilidade pode representar risco para um esporte e ser seguro para outro (THACKER, 2004).

Na discussão aborda-se causas dos possíveis problemas que levam às lesões nos posteriores de coxa por se tratar de uma lesão extremamente presente no futebol e com suas causas e trabalhos de prevenções ainda não bem definidos. No presente estudo não foi possível correlacionar o encurtamento de isquiotibiais com qualquer outro parâmetro, visto que todos os atletas apresentaram uma amplitude aceitável como segura no teste de distância entre dedos e chão (<10 cm), conforme estudo de Veiga et al. (2011). Em tal estudo avaliou-se a flexibilidade dos atletas que sofreram lesões em comparação com os que não sofreram, a flexibilidade encontrada no grupo sem lesões foi de 6 a 10 cm de distância entre o dedo e o solo, e todos os nossos atletas atingiram maiores amplitudes do que essa. Nenhum atleta da presente amostra apresentou hiperextensão de joelho.

Ainda no estudo de Veiga et al. (2011), foi observada uma anteversão pélvica, sendo encontrada cerca de 70% dos atletas, justificada como uma adaptação postural que o jogador de futebol assume devido às atividades da modalidade. As atividades do futebol exigem posições de flexão de tronco, quadril e joelhos, o que contribui para formação de hiperlordose e anteversão pélvica, sendo causada pela tensão dos flexores do quadril, encurtamento da musculatura lombar e fraqueza dos abdominais e glúteos, e sobrecarregando assim os isquiotibiais (DETANICO, 2008).

A título de discussão, há controvérsias sobre o alongamento ser um fator preventivo. Estudos já descreveram não haver provas de qualidade que associem o alongamento como eficaz para a prevenção de lesões (SACCO, 2009). Acredita-se que no geral o alongamento não previna lesões, há até estudos que apontam excesso de flexibilidade como um fator predisponente a lesões (KONOPINSKI; JONES; JOHNSON, 2012). Diante dos fatos conclui-se que deve prevalecer o bom senso, auxiliado pela experiência do profissional. O valor de referência seguro ainda não é bem definido, mas sabe-se que os extremos são considerados prejudiciais ao atleta e podem colocá-lo em risco de desenvolver a lesão que é a mais comum no futebol, a dos músculos posteriores de coxa.

No teste ortopédico de Trendelenburg nenhum jogador apresentou alteração, provavelmente pelo nível de condicionamento atlético, bem como também não houve alterações para o teste da queda do navicular, descartando-se a presença de pés classificados como planos ou cavos, que poderiam alterar características biomecânicas do salto. Todos os pés tiveram resultados que os classificavam como neutros (queda do navicular entre 5 e 10

mm). Vale ressaltar aqui a confiabilidade deste teste, com índice de correlação intraclasse de 93% (SABINO et al., 2012).

Um atleta apenas apresentou dor no teste ortopédico do Sinal de Clarke, esse será discutido em particular no capítulo 4.6.

4.2 Cinemática

Os resultados na análise cinemática estão apresentados na Tabela 2. Nela é possível ver os ângulos articulares de flexão de quadril e joelho no plano sagital, já no plano frontal pode-se ver os valores do ângulo Q, tido como ângulo entre as retas traçadas da EIAS ao centro da patela, e do centro da patela à tuberosidade da tíbia. Na segunda linha da tabela estão apresentadas em colunas as 5 fases do salto.

Tabela 2 - Valores articulares e ângulo Q da análise cinemática em graus

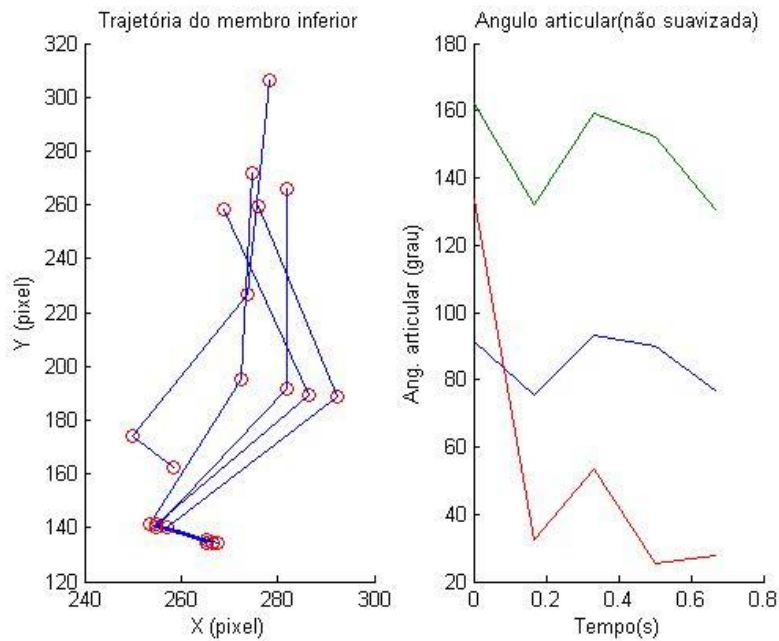
Plano	Articulação	Fase				
		Início	Agachamento máximo	Altura Máx	Aterrissagem	Excêntrico máximo
Jogador 1						
Frontal	Ângulo Q	7	22	-6	-6	11
Sagital	Quadril	2	14	3	1	13
	Joelho	18	48	21	28	49
Jogador 2						
Frontal	Ângulo Q	18	16	5	16	19
Sagital	Quadril	2	37	36	11	31
	Joelho	17	78	12	40	73
Jogador 3						
Frontal	Ângulo Q	0	12	3	11	12
Sagital	Quadril	3	33	2	10	19
	Joelho	10	70	22	38	50
Jogador 4						
Frontal	Ângulo Q	5	12	2	5	10
Sagital	Quadril	1	27	22	3	15
	Joelho	14	55	53	18	33
Jogador 5						
Frontal	Ângulo Q	14	3	0	18	9
Sagital	Quadril	4	37	14	6	18
	Joelho	17	74	62	28	46

Fonte: Autoria própria.

Na análise cinemática, determinou-se na rotina a ilustração do comportamento das articulações, quadril, joelho e tornozelo, do membro inferior analisado nas 5 fases

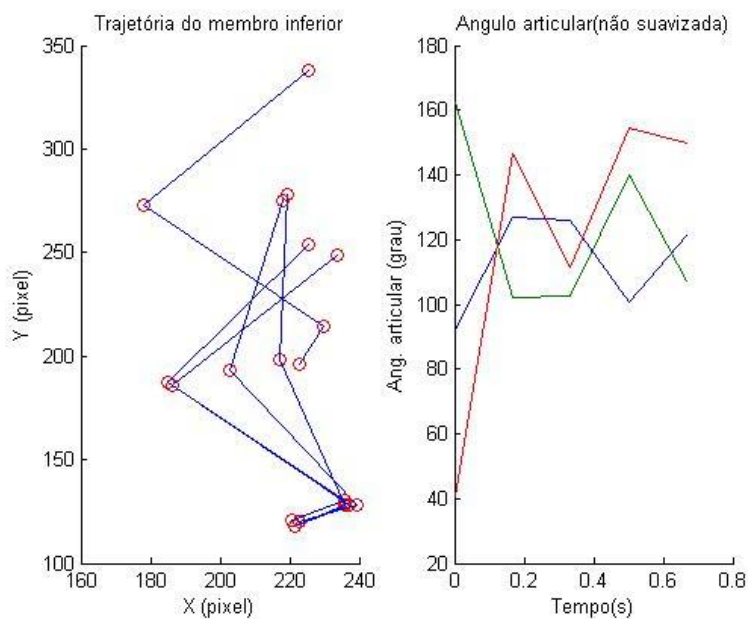
determinadas do salto. A figura a esquerda mostra a trajetória do membro, enquanto a figura a direita mostra o ângulo articular de cada articulação, sendo em vermelho a articulação do tornozelo, em azul o joelho e em verde o quadril. As figuras correspondentes são as Figura 8, Figura 9, Figura 10, Figura 11 e Figura 12, sendo os jogadores de 1 a 5 respectivamente:

Figura 8 - Análise cinemática do membro inferior do jogador 1



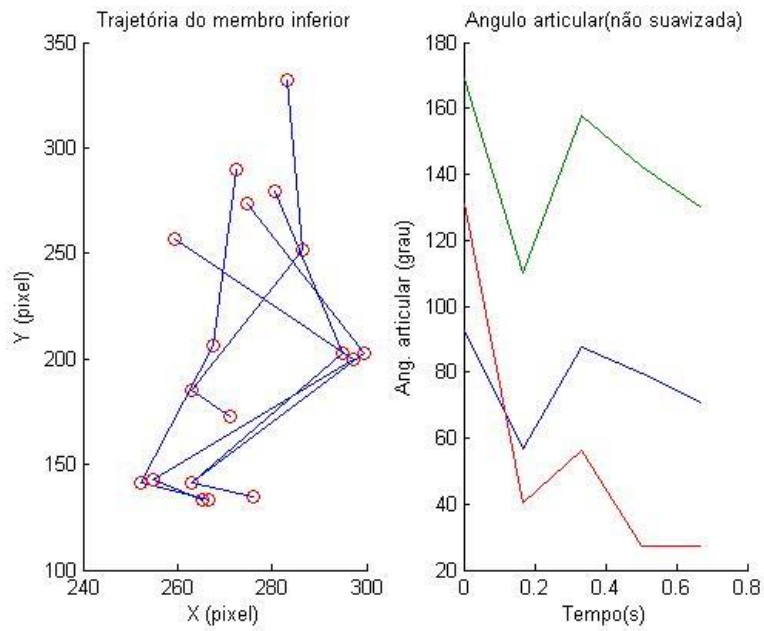
Fonte: Autoria própria.

Figura 9 - Análise cinemática do membro inferior do jogador 2



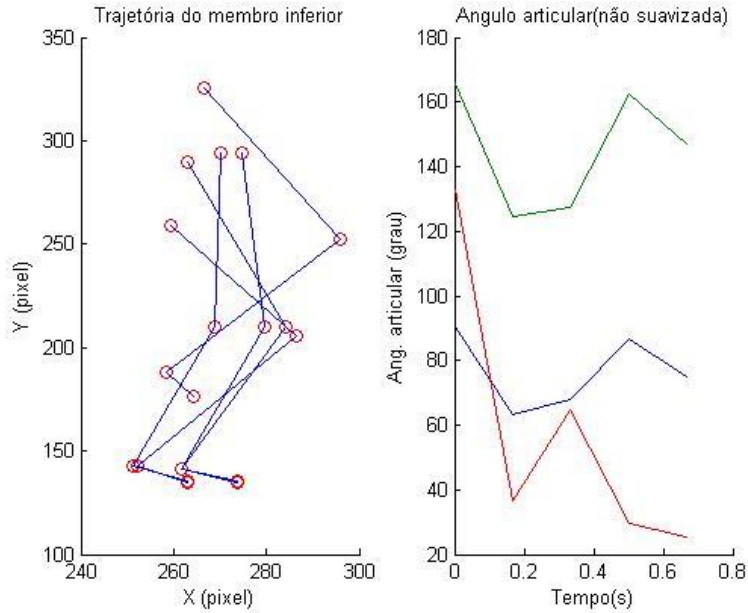
Fonte: Autoria própria

Figura 10 - Análise cinemática do membro inferior do jogador 3



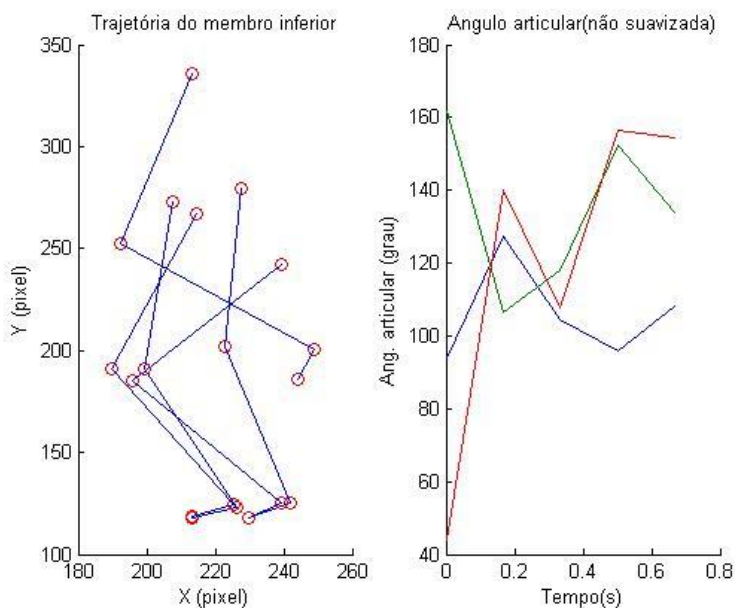
Fonte: Autoria própria.

Figura 11 - Análise cinemática do membro inferior do jogador 4



Fonte: Autoria própria.

Figura 12 - Análise cinemática do membro inferior do jogador 5



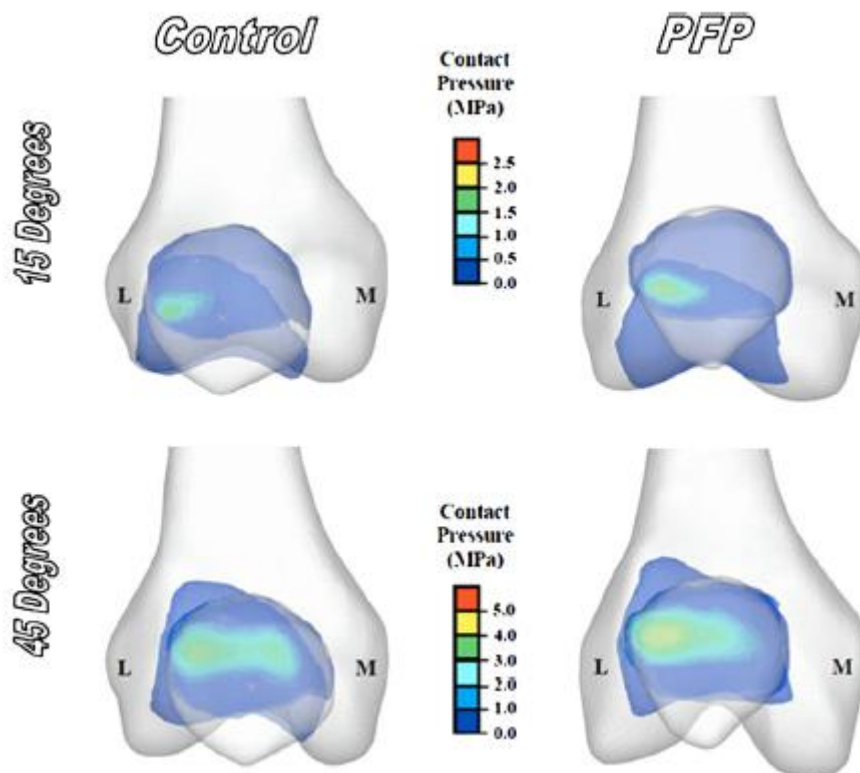
Fonte: Autoria própria.

A média de ângulo Q encontrada por Emami et al. (2007) foi de 12° para indivíduos homens sem dor femoropatelar, e de 15° para homens com dor na região. No presente estudo o ângulo Q apresentou um valor médio de $11,5 \pm 4,3^\circ$. O ângulo Q é dependente de três ossos: ilíaco (EIAS), patela (centro da patela) e tíbia (tuberosidade tibial). Devido a isso, alterações em qualquer uma desses ossos, como inclinação da pelve, rotação interna e adução de fêmur, deslocamento patelar e pronação ou supinação do pé, podem levar a uma alteração na medida do ângulo Q (JACOBS et al., 2007; JOSEPH et al., 2008). Uma limitação do presente estudo foi o de mensurar o ângulo Q sem considerar isoladamente os desvios que poderiam contribuir para alterações nessa medida.

Foram encontradas medidas maiores ou iguais a 15° em três jogadores. O jogador 2 somente não apresentou um valor aumentado para tal parâmetro no momento de altura máxima, ou seja, quando não estava em contato com o solo, portanto, acredita-se que o aumento desse valgo dinâmico ocorre somente na sustentação do peso corporal, na cadeia cinética fechada. O aumento do valgismo é considerado um mau alinhamento da articulação que pode se apresentar estática ou dinamicamente, e suas causas podem ser várias. Depende da maneira como o sistema musculoesquelético reage às interações de força muscular, propriedades dos teciduais, rigidez e alinhamento articular dos segmentos da cadeia cinética (HEWETT et al., 1999). Uma fraqueza dos abdutores e rotadores laterais de quadril é uma das principais características encontradas no aumento do valgismo do joelho (POWERS, 2010).

Um ângulo Q maior do que o fisiológico justifica a mudança do local de contato e magnitude da pressão na articulação femoropatelar, resultando em áreas de estresse excessivo, o qual não pode ser suportado pela resistência fisiológica do tecido (DUFFEY et al., 2000). Huberti e Hayes (1984) constataram por meio de estudo em cadáveres que o ângulo Q aumentado ou diminuído aumenta o pico de pressão patelofemoral. Esse aumento de pressão predispõe o indivíduo a doenças degenerativas na articulação (HUBERTI; HAYES, 1984). Além do problema do aumento da magnitude da pressão femoropatelar, ocorre outro fator importante a ser considerado no aumento do ângulo Q que é o deslocamento lateral da patela (MIZUNO et al, 2001). Segundo estudo que analisou o arco de 0° a 60° de flexão de joelho, a região lateral da patela é a de maior concentração de pressão por contato femoropatelar, tanto nas condições de contração do quadríceps como com ele relaxado (SALSICH et al., 2003). Ilustrado na Figura 13, retirada do estudo de Farrokhi et al., 2011:

Figura 13 - Pressão patelar sobre a tróclea



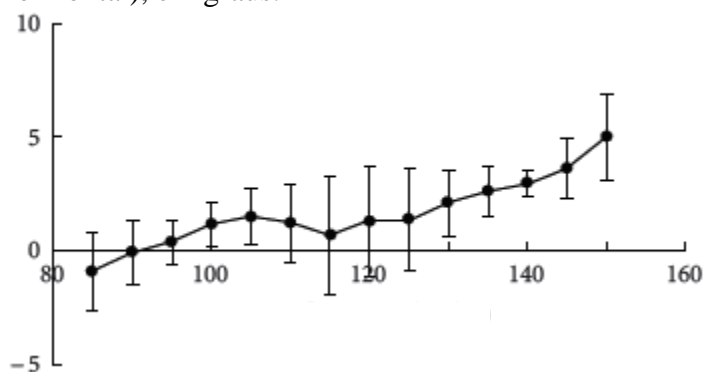
Fonte: FARROKHI et al., 2011.

O mesmo jogador 2 teve as maiores amplitudes para flexão de joelho na impulsão e momentos da aterrissagem, apresentando o pico de flexão da amostra no momento de impulsão, com 78° de flexão de joelho. Sabe-se que além do ângulo Q a amplitude de flexão

de joelho exagerada leva a um aumento na pressão femoropatelar, por exemplo, a pressão nessa articulação a 60° de flexão de joelho é mais do que o dobro do que a encontrada a 20° (HUBERTI; HAYES, 1984).

O maior ângulo de flexão de joelho favorece o aumento de valgismo do joelho segundo estudo de HAMAI et al. (2013) devido à rotação interna do fêmur que a flexão de joelho favorece. Os resultados de seu estudo estão apresentado na Figura 14 a seguir:

Figura 14 - Ângulo de valgo (eixo vertical) em relação ao ângulo de flexão do joelho (eixo horizontal), em graus.



Fonte: Adaptado de HAMAI et al., 2013.

Tal comportamento pode ser o motivo do jogador 2 apresentar altos valores de ângulo Q. Porém o jogador não apresenta sintomas no joelho ou em qualquer outra articulação do membro inferior. Talvez, possa desenvolver problemas ortopédicos com idade mais avançada, na data do teste o jogador tinha apenas 26 anos.

Aborda-se tanto valgo do joelho na presente discussão devido à preocupação que há pela associação desse parâmetro com lesões que apresentam tempos de inatividade esportiva dentre os maiores, como síndrome femoropatelar, tendinopatia patelar e ruptura do ligamento cruzado anterior (BREIMAN et al., 1984; FAUDE et al., 2006).

O salto é um gesto recomendável para avaliar risco de lesões no joelho, visto que, por exemplo, cerca de 63% das lesões no joelho ocorrem durante o movimento de impulsão e aterrissagem no voleibol e 43% no basquetebol (BELLCHAMBER; VAN DEN BORGET 2000; CLAIBORNE et al., 2006).

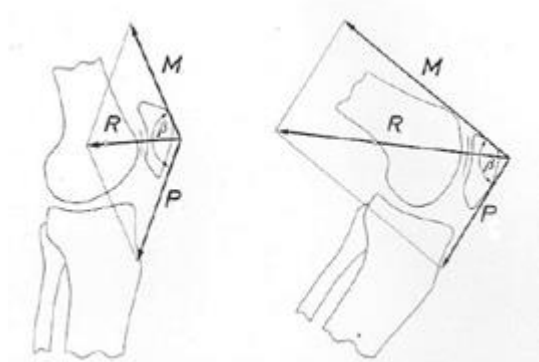
As lesões de LCA ocorrem em sua maioria, no esporte, com um mecanismo sem contato, além da aterrissagem de um salto ser em atividades que envolvem mudanças de direção, desaceleração, e outras que somado à altas cargas na articulação do joelho e um

possível pobre controle neuromuscular predis põem a lesão (YU; GARRET, 2007; HEWETT et al., 2005).

O excessivo valgo dinâmico pode ocorrer principalmente na aterrissagem de saltos unipodais (OLSEN 2004; RUSSELL et al., 2006). Segundo Hewett et al. (2005), o valgismo aumentado leva a um alinhamento dinâmico que gera forças rotacionais e de cisalhamento sobre a articulação tibiofemoral, aumentando assim carga de tensão sobre o LCA, favorecendo lesões na região. Outro motivo para o maior risco de lesão num salto unipodal é pela menor base de sustentação e, por isso, aumento da exigência do membro inferior da aterrissagem (WEINHANDL; JOSHI; O'CONNOR, 2010). Importante ressaltar que no futebol a grande maioria dos gestos é sob apoio unipodal (VAN BEIJSTERVELDT et al, 2012). O que, numa abordagem clínica, levaria a uma preocupação com o jogador 2 por apresentar um ângulo Q aumentado em todos os momentos com sustentação do peso corporal.

Os outros dois jogadores que apresentaram um valgo maior que 15° foram o jogador 1, no momento de agachamento máximo para impulsão, e o jogador 5, no momento da aterrissagem, quando o calcâneo toca a plataforma de força. O jogador 1 apresenta um ângulo de flexão de joelho de 48° no momento do pico de valgo, podendo ser essa a justificativa, além de uma pobre ativação do glúteo médio nesse instante (2%). Deve haver uma preocupação com a amplitude de flexão de joelho, pois quanto maior a amplitude de flexão somado a ação excêntrica do quadríceps, leva a um aumento da compressão femoropatelar (LABOTZ, 2004), conforme ilustrado pela Figura 15:

Figura 15 - M, força do quadríceps; P, força do lig. patelar; R, força resultante femoropatelar. R maior quando o joelho flete pelo fechamento do ângulo β e pela diminuição do braço de alavanca de M em relação a P.



Fonte: Retirado de LABOTZ, 2004.

O jogador 5 não apresentou nenhuma das mesma características. Por se tratar de um momento que antecede a estratégia de retomada do equilíbrio sob a perna de apoio, acredita-se que o indivíduo desenvolveu esse valgo durante a fase de voo, não apresentando o mesmo padrão em cadeia cinética fechada, apesar dessa estratégia ser, provavelmente, mais facilmente corrigida, deve ter a atenção necessária, visto que as lesões de LCA ocorrem em sua maioria no início do contato com o solo (primeiros 60ms) (KERNOZEK; RAGAN, 2008).

Além dos parâmetros descritos que poderiam levar ao aumento do valgo, os valores elevados de tal parâmetro poderiam acontecer por estratégias de inclinação ipsilateral do tronco excessiva, podendo levar a um valgo aumentado, visto que tal inclinação move o vetor da força de reação do solo lateralmente ao joelho, gerando um momento externo abductor (valgo) na articulação. Tal mecanismo de inclinação ipsilateral, durante o salto unipodal, pode ocorrer por uma fraqueza ou falta de controle neuromuscular dos músculos abdutores do quadril, levando a uma queda pélvica contralateral (sinal de Trendelemburg), assim ocorre a inclinação ipsilateral do tronco como uma compensação, a fim de aproximar o vetor de força do peso corporal do fulcro da articulação do quadril (cabeça do fêmur), diminuindo assim a exigência dos abdutores de quadril (NAKAGAWA et al., 2012; POWERS, 2010).

Comparando o presente estudo com dados do estudo de Lessi e Serrão (2015) que também analisaram o salto unipodal, temos uma alta diferença no parâmetro de flexão do quadril, ilustrado na Tabela 3:

Tabela 3 - Comparação de parâmetros cinemáticos do salto unipodal.

Cinemática	LESSI; SERRÃO, 2015	DESTE TRABALHO
Quadril	55,4±10,7°	18±7°
Plano Sagital		
Joelho	60,3±7,8°	49±14,5°
Plano Sagital		
Ângulo Q	-----	11,5±4,3°

Fonte: Autoria própria

As diferenças entre os estudos podem ser as justificativas para tal discrepância entre os valores da amplitude de quadril no plano sagital. O presente estudo teve como amostra atletas de futebol, e o salto foi executado sob a plataforma de força, os atletas não recebiam instrução para o posicionamento dos membros superiores a fim de deixá-los com mais liberdade e assim reproduzir o gesto o mais similar possível com o executado no momento do jogo. No estudo

de Lessi e Serrão a amostra era constituída por indivíduos ativos, e saltavam a partir de uma altura de 31cm, com as mãos a frente de tronco. A flexão de joelho foi parecida, e o ângulo Q foi um parâmetro analisado somente pelo presente estudo.

4.3 Eletromiografia

Na análise eletromiográfica foram monitorados os músculos vasto medial do quadríceps (VM) e glúteo médio (GM) e foram calculadas as porcentagens de ativação nas 5 diferentes fases. Os valores de porcentagem de ativação de cada jogador estão apresentados na Tabela 4:

Tabela 4 Dados da análise eletromiográfica.

		Início	Agachamento 45°	Altura Máx	Aterrissagem	Excêntrico máximo
Jogador 1						
VM	% de ativação	0,07	0,96	0,93	0,93	1,11
GM	% de ativação	0,03	0,02	4,99	4,99	2,11
Jogador 2						
VM	% de ativação	0,20	0,06	0,39	0,39	0,33
GM	% de ativação	0,10	0,42	0,25	0,25	0,29
Jogador 3						
VM	% de ativação	0,04	1,46	4,17	4,17	1,05
GM	% de ativação	0,01	0,17	0,04	0,04	1,48
Jogador 4						
VM	% de ativação	0,03	0,07	0,09	0,09	0,01
GM	% de ativação	0,02	0,21	0,00	0,00	0,15
Jogador 5						
VM	% de ativação	0,06	1,33	1,96	1,96	0,27
GM	% de ativação	0,19	0,06	4,46	4,46	0,15

Fonte: Aatoria própria.

No presente estudo praticamente não houve aumento da atividade muscular para a aterrissagem do salto, como encontrado em outros estudos. O aumento da ativação, por exemplo, de quadríceps e bíceps femoral no momento do contato com o solo foi encontrado por (LESSI, 2015), provavelmente para aumentar a estabilidade articular. Embora não se tenha analisado a atividade muscular de músculos agonistas e antagonistas, não foi percebido o aumento da atividade elétrica muscular do momento de altura máxima da fase de voo até a aterrissagem (início do contato com o solo). Acredita-se que pelo terreno onde os jogadores praticam seu esporte, gramado, e pelas constantes disputas de bola com o adversário no ar, os jogadores mantêm a mesma atividade desde o início da fase de voo até a aterrissagem, no intuito de manter a rigidez articular e estabilidade. Isso é de certa forma favorável, sendo um mecanismo que permite obter um preparo adequado para a aterrissagem, mesmo sob agentes que gerem distúrbios no equilíbrio, por exemplo, o adversário e irregularidades do gramado. O único jogador que não apresentou aumento da atividade elétrica muscular, no vasto medial, no glúteo médio, ou em ambos, foi o jogador 4, aquele que apresenta o sinal de Clarke positivo, podendo essa ser mais uma justificativa de seu desgaste articular.

Nos resultados do presente estudo constatou-se que maiores valores de ângulo Q na postura ortostática tiveram alta correlação com valores de porcentagem de ativação de glúteo médio (82%) e vasto medial (87%), e com flexão de joelho (76%), sendo padrões estáticos e posturais, não sendo o objetivo do estudo e por isso não se dará tanta importância nessa discussão, são valores importantes apenas para linha de base e posteriores comparações.

As maiores considerações referentes à eletromiografia serão feitas no item 4.6, referente ao atleta que apresentou sinal positivo de Clarke, visto que também houve alterações na ativação muscular segundo o padrão de normalidade descrito por outros estudos.

4.4 Cinética

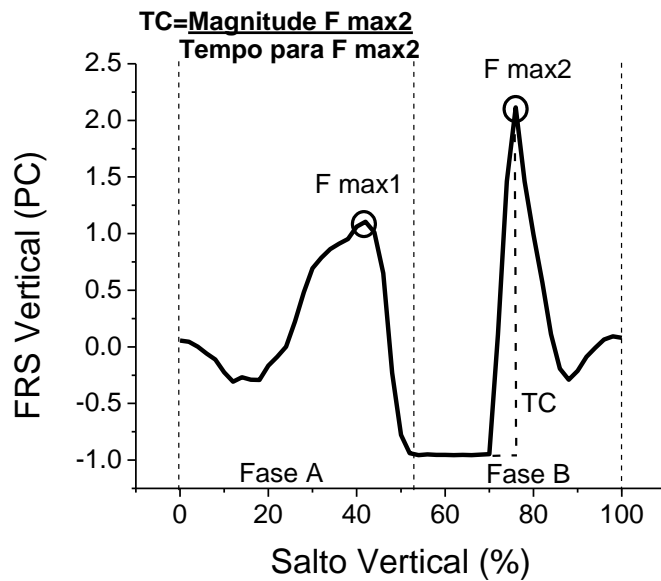
Os dados coletados por meio da plataforma de força foram tratados por meio de rotina de MatLab. A altura do salto foi calculada a partir da equação de movimento de queda livre.

A normalização foi feita por meio do peso corporal do indivíduo na plataforma em apoio unipodal. A taxa de crescimento de força foi mensurada da seguinte forma:

$$TC = \frac{\textit{Magnitude de Fmax}}{\textit{Tempo para atingir Fmax}}$$

Onde foram divididas as duas fases, impulsão e aterrissagem. A Figura 16 ilustra como foram coletados os parâmetros de taxa de crescimento e força máxima por meio da rotina, em ambas as fases do salto.

Figura 16 - Parâmetros adquiridos da força de reação vertical: Força máxima da impulsão (F max1), força máxima da aterrissagem (F max2) e suas respectivas taxas de crescimento (TC)



Fonte: Autoria própria.

A Tabela 5 exibe os dados de taxa de crescimento, força vertical máxima e altura do salto, dos 5 jogadores:

Tabela 5 - Dados da plataforma de força

TC1(Impulso) (PesoCorporal/s)	TC2(aterrissagem) (PesoCorporal/s)	Altura (mm)	fmax(aterrissagem) (Peso corporal)	fmax2(Impulso) (Peso corporal)
		Jogador 1		
1,2	14,5	93,5	3,3	2,3
		Jogador 2		
0,8	23,3	125,7	3,1	1,8
		Jogador 3		
0,8	16,1	101,0	3,4	1,8
		Jogador 4		
0,8	18,8	69,6	3,6	1,3
		Jogador 5		
0,85	20,8	132,3	3,8	2,0

Fonte: Autoria própria.

As forças de reação também são tidas como lesivas quando não tem uma estratégia de absorção adequada (YEOW; NG; CHEONG; LEE; GOH, 2009;). Nos resultados observa-se que indivíduos com uma maior flexão de joelho apresentaram maior valgo dinâmico e maior força de reação. Os resultados encontrados estão de acordo com o estudo de Hamai et al. (2013) que encontrou que a flexão de joelho aumentada leva a um aumento do valgo do joelho, devido à rotação interna do fêmur que ocorre no movimento. Fica a pergunta, será que o valgismo pode ser uma estratégia que beneficia o desempenho no salto? Pouco se sabe ainda sobre o assunto, mas o que se sabe é de sua relação com lesões do joelho, portanto, ainda são necessários mais estudos acerca do assunto a fim de esclarecer um valor de referência seguro e, quem sabe, que se mostre favorável à performance atlética.

Não foram encontrados estudos que quantificassem a força de reação e taxa de crescimento de força no salto unipodal. Em um estudo de Ongaratto e colaboradores (2005) com atletas aterrissando em apoio bipodal, a força de reação da aterrissagem encontrada ficou entre 5,78 e 9,16 pesos corporais. Provavelmente a força de reação em apoio unipodal foi menor por alcançar uma menor altura do salto.

4.5 Correlação estatística

O coeficiente de correlação de Spearman dos parâmetros foi calculado por meio do software SPSS Statistic. Considera-se uma correlação significativa um valor maior do que 60%, para positivo, ou negativo. Os resultados para o momento de início estão apresentados na Tabela 6:

Tabela 6 - Coeficiente de correlação de Spearman na Bipedia.

Matriz de Correlação: Spearman					
Início	ANG_Q	FL_Q	FL_J	%VM	%GM
ANG_Q	1	-0,03	0,76	0,87	0,82
FL_Q	-0,03	1	-0,03	0,15	0,36
FL_J	0,76	-0,03	1	0,72	0,67
%VM	0,87	0,15	0,72	1	0,6
%GM	0,82	0,36	0,67	0,6	1

Fonte: Autoria própria

Há uma correlação maior do que 75% de forma proporcional para Ângulo do quadríceps (ângulo Q) com a flexão de joelho, com a porcentagem de ativação do vasto medial e do

glúteo médio. A amplitude de flexão de joelho foi altamente correlacionada proporcionalmente também à porcentagem de ativação dos músculos quadríceps vasto medial e glúteo médio, numa ordem de 66% para o glúteo médio, de 72% para o vasto medial, e 76% para o ângulo Q. No momento de agachamento máximo os valores de correlação por meio do teste de Spearman estão expressos na Tabela 7:

Tabela 7 - Coeficientes de correlação de Spearman para o agachamento máximo

Agach. Máx	ANG_Q	FL_Q	FL_J	%VM	%GM	TC1	FMAX_IMP	ALTURA
ANG_Q	1	0	-0,36	-0,46	-0,05	0,23	1	0
FL_Q	0	1	0,56	-0,46	0,05	0,34	0	1
FL_J	-0,36	0,56	1	-0,2	0,6	-0,45	-0,36	-0,56
%VM	-0,46	-0,46	-0,2	1	-0,6	0,22	-0,46	-0,46
%GM	-0,05	0,05	0,6	-0,6	1	-0,89	-0,05	0,05
TC1	0,23	0,34	-0,45	0,22	-0,89	1	0,23	0,34
FMAX_IMP	0,67	-0,15	-0,3	0,3	-0,5	0,45	0,67	-0,15
ALTURA	1	0	-0,36	-0,46	-0,05	0,23	1	0

Fonte: Autoria própria.

Há uma correlação de 67% para o ângulo Q com a força máxima da fase de impulso (FMAX_IMP). A altura apresentou uma correlação proporcional de 67% com a flexão de quadril, e de 80% com a flexão de joelho. A taxa de crescimento na fase de impulsão (TC1) apresentou uma correlação negativa de 89% com a porcentagem de ativação do glúteo médio.

Na fase excêntrica com amplitude máxima de flexão de joelho na fase de aterrissagem foram obtidos os seguintes coeficientes de correlação, apresentados na Tabela 8:

Tabela 8 - Coeficientes de correlação de Spearman para excêntrico máximo de aterrissagem

EX_MAX	ANG_Q	FL_Q	FL_J	%VM	%GM	TC2	FMAX_ATERR	ALTURA
ANG_Q	1	0,1	0,9	0,5	0,56	0,1	1	0,1
FL_Q	0,1	1	0,3	-0,1	-0,21	0,7	0,1	1
FL_J	0,9	0,3	1	0,6	0,56	0,2	0,9	0,3
%VM	0,5	-0,1	0,6	1	0,97	-0,6	0,5	-0,1
%GM	0,56	-0,21	0,56	0,97	1	-0,67	0,56	-0,21
TC2	0,1	0,7	0,2	-0,6	-0,67	1	0,1	0,7
FMAX_ATERR	-0,10	0,67	0,05	-0,67	-0,76	0,97	-0,10	0,67
ALTURA	1	0,1	0,9	0,5	0,56	0,1	1	0,1

Fonte: Autoria própria.

O ângulo Q apresentou correlação proporcional de 90% com a flexão de joelho. A taxa de crescimento da aterrissagem (TC2) apresentou uma relação proporcional de 70% com a

flexão de quadril, de 97% coma força máxima de aterrissagem, e uma correlação negativa de 67% com a porcentagem de ativação do glúteo médio. A altura apresentou uma correlação proporcional de 67% com a força máxima de aterrissagem. A força máxima de aterrissagem, além das correlações já citadas, também apresentou uma correlação proporcional diretamente com a flexão de quadril, 67%, e negativa com a porcentagem de ativação do vasto medial, 67%, e glúteo médio, 76%. As maiores porcentagens de ativação de glúteo médio e vasto medial tiveram uma correlação de 97%. Os demais parâmetros tiveram correlação menor que 60%.

4.6 Jogador 4: sinal positivo de Clarke

O único jogador que apresentou algum tipo de alteração dentre os atletas foi o jogador 4, tendo um sinal de Clarke positivo, com incapacidade de manter a contração e dor, bilateralmente. Numa revisão sistemática de 2012 o sinal de Clark foi considerado um dos testes com maior acurácia diagnóstica para a síndrome femoropatelar (COOK et al., 2012).

A síndrome da dor femoropatelar é a nomenclatura simplista para anormalidades anatômicas ou patologias do joelho que levam a dor anterior no joelho. Podem levar a tal dor uma disfunção muscular ou o mau alinhamento da articulação (WITVROUW et al., 2005).

Os resultados do indivíduo com sinal de Clarke positivo estão apresentados na Tabela 9. Entre parênteses esta a porcentagem do parâmetro comparado à média da amostra:

Tabela 9 - Parâmetros do jogador com sinal de Clarke positivo.

Jogador 4	Estático	Agachamento Máx	Aterrissagem	Excêntrico Máx
%VM	0,03 (46%)	0,07(6%)	0,09(6%)	0,01(1%)
%GM	0,02(31%)	0,21(183%)	0	0,15 (17%)
Fl_Q	14(82%)	55(76%)	18(42%)	33(67%)
Fl_J	5(48%)	12(86%)	5(37%)	10(87%)
Ang Q	5(48%)	12(86%)	5(37%)	10(87%)
TC	0,8(97%)		18,8(102%)	
Fmáx	1,3(65%)		3,6(101%)	
Altura	69,6(61%)			

Fonte: Autoria própria

O que mais chama a atenção ao olhar para os dados é a ativação do vasto medial, extremamente baixa nos momentos em que a musculatura do quadríceps deveria estar sendo altamente exigida, na impulsão e aterrissagem. Thomee et al. (1996), em uma análise eletromiográfica da musculatura quadríceptal durante a tarefa de sentar e levantar, constataram que os indivíduos que apresentavam dor femoropatelar tinham uma menor ativação da porção do vasto medial do quadríceps, o que justifica o achado no atleta em questão, além ser uma das causas prováveis para a baixa altura atingida pelo jogador, a menor da amostra, visto que a ação do quadríceps é essencial para um bom desempenho no salto.

Witvrouw et al. (2000) constataram em sua análise que indivíduos com dor femoropatelar apresentam uma contração reflexa mais rápida no vasto medial do que indivíduos assintomáticos, provavelmente como forma de aplicar um vetor de força medial e prevenir o deslocamento lateral da patela, o qual é um dos mecanismos algícos para a dor anterior no joelho.

O ângulo Q aumentado leva a um aumento do estresse na articulação patelofemoral. No caso do atleta que apresentou dor femoropatelar, não foi encontrado um ângulo Q considerado exagerado em sua atividade de saltar, porém, a amplitude de flexão de joelho foi um pouco maior do que a média, como os dois parâmetros aumentam o estresse patelofemoral (PIVA et al., 2005), acredita-se que o atleta adotou esse padrão para ter maior estabilidade sem perder tanto em eficiência muscular. Hipótese essa reforçada pelo padrão demonstrado na força de reação do solo e taxa de crescimento, os valores destes parâmetros foram próximos dos valores dos outros atletas, porém a altura alcançada foi a menor dentre todos os jogadores, com 61% da altura da média, somente. Justifica-se também, como já mencionado, pela pobre ativação de vasto medial do quadríceps, indicando que a capacidade deste músculo no gesto de saltar esta sendo subaproveitada e que o mecanismo de feedforward, para absorção de forças de reação, não deve estar sendo adequadamente realizado. Tudo isso levando a um desgaste da articulação a longo prazo, o que pode indicar que o atleta tem esse padrão há certo tempo, e por isso já apresenta um sinal de Clarke, sugestivo de degeneração na articulação femoropatelar, positivo.

Outra estratégia que permite sugerir problemas na articulação do joelho do atleta foi o menor grau de flexão de quadril apresentado no salto durante a aterrissagem (42%). A aterrissagem do salto com menor flexão do quadril está associada, além de aumento do valgo (POLLARD et al., 2010), ao aumento da força de cisalhamento anterior da tíbia sob o tendão patelar (NUNLEY et al., 2003) e maior pressão da patela sobre a tróclea. A menor flexão de quadril gera um aumento na ativação e no torque do quadríceps, gerando uma maior força de

cisalhamento da tíbia, e aumentando a tensão sobre o LCA, bem como a força de compressão femoropatelar (SHEEHAN; SIPPRELL; BODEN, 2012; KULAS; HORTOBÁGYI; DEVITA, 2012).

Entre os principais fatores que podem levar a uma degeneração femoropatelar, ou a condromalácia, está o aumento do ângulo Q (INSALL; FALVO; WISE, 1976). Entretanto, as lesões não ocorrem em toda a área de contato, mas geralmente numa região circunscrita e bem definida (FICAT; PHILIPPE; HUNGERFORD, 1979), o que pode ter sido o motivo de o atleta com sinal de Clarke ter apresentado um maior ângulo de flexão do joelho na aterrissagem, modificando a região de contato entre a patela e a tróclea femoral, talvez na tentativa de evitar o aumento da pressão femoropatelar numa região com uma maior degeneração.

4.7 Limitações do estudo

Uma das limitações do presente estudo foi não avaliar as amplitudes de tronco, visto que o mesmo tem influência no salto sobre várias estruturas do membro inferior (KULAS et al., 2012).

No presente estudo somente controlou-se o alongamento destes músculos pelo teste ortopédico de distância dos dedos ao chão na flexão de tronco, porém outra limitação e sugestão para futuros estudos é monitorar sua atividade elétrica durante o salto unipodal, e saber quais comportamentos podem justificar essa musculatura ser a mais comumente lesionada no futebol.

As lesões no tornozelo estão entre as mais comuns no futebol, porém no presente estudo não foi analisada sua cinemática ou o comportamento do músculos da região. Segundo Lopes (2010), o tornozelo sofre com a alta velocidade no futebol atual, e são expostos a pancadas e aos buracos do campo, o que os torna mais propensos a sofrer lesões. Renstrom e Peterson (2001) também apontam a articulação do tornozelo como uma das regiões mais lesionadas na prática esportiva, sendo que o mecanismo de lesão mais comum é a entorse em inversão, combinação de plantiflexão, adução e rotação medial do tornozelo. As falhas nos gramados dos estádios são responsáveis por grande parte das lesões no tornozelo (FERNANDES, 2011).

Outra limitação desse estudo foi não mensurar as variáveis de força, flexibilidade e desequilíbrio musculares, visto que tais características quando não estão dentro de uma referência segura podem levar a desenvolvimento de lesões (AMIS, 2007; CROISIER et al., 2008; TEIXEIRA, 2010).

Para finalizar, é importante compreender como as correções de tais características potencialmente lesivas podem ser corrigidas afim de evitar a ocorrência de lesões. Para Chiminazzo (2013), quando a pré temporada (estimado entre 4 e 6 semanas), trabalho de base, não é respeitado, pode-se não obter uma base fisiológica e ortopédica segura que darão ao jogador condições de se manter em alto nível durante a temporada toda, sem lesões. Um curto período de preparação não possibilita intervir adequadamente em desequilíbrios funcionais e neuromusculares, acumulados em temporadas anteriores ou advindos do próprio período de férias. Outro fato importante no que diz respeito a calendário é o número de dias de descanso entre os jogos para se trabalhar treinos para a manutenção física dos atletas.

6 CONCLUSÃO

O futebol é um esporte com altas incidências de lesões. O salto unipodal permite identificar, por meio de instrumentos da biomecânica, várias das características relatadas como potencialmente lesivas na literatura, envolvendo as variáveis: ângulo Q, flexão do joelho, forças de reação do solo, taxas de crescimento, atividade elétrica muscular (hipo ou hiperatividade). Quanto às correlações, na fase de impulsão, obteve-se, no momento de agachamento máximo, uma correlação da altura de 67% com a flexão de quadril, e de 80% com a flexão de joelho. A taxa de crescimento apresentou uma correlação negativa de 89% com a porcentagem de ativação do glúteo médio. Na fase de aterrissagem, no momento de agachamento excêntrico máximo, registrou-se que, o ângulo Q apresentou correlação proporcional de 90% com a flexão de joelho. A taxa de crescimento da aterrissagem apresentou uma relação proporcional de 70% com a flexão de quadril, de 97% coma força máxima de aterrissagem, e uma correlação de 67% com a porcentagem de ativação do glúteo médio. A altura apresentou uma correlação proporcional de 67% com a força máxima de aterrissagem. A força máxima de aterrissagem, apresentou uma correlação proporcional com a flexão de quadril de 67%, e negativa com a porcentagem de ativação do vasto medial, 67%, e glúteo médio, 76%. Os maiores percentuais de ativação de glúteo médio e vasto medial tiveram uma correlação de 97%.

Conclui-se que no salto vertical unipodal é possível medir os parâmetros previamente propostos, e existem correlações. Porém estudos com maior número de jogadores se fazem necessários para verificar se esse comportamento está presente numa maior amostra de jogadores.

REFERÊNCIAS

ABRANTES, J. M. C. S. Fundamentos e elementos de análise em biomecânica do movimento humano. Reedição do autor. Movlab-Universidade Lusofona, Lisboa, 2008.

AMADIO, Alberto Carlos; DUARTE, Marcos. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFUSP, 1996. HERMENS, Hermie J. et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*, v. 8, n. 2, p. 13-54, 1999.

AMIS, Andrew A. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports medicine and arthroscopy review*, v. 15, n. 2, p. 48-56, 2007.

ANDERSEN, T. E. et al. Video analysis of injuries and incidents in Norwegian professional football. *British journal of sports medicine*, v. 38, p. 626–631, 2004.

ÁRNASON, Á. et al. Soccer injuries in Iceland. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v. 6, p. 40–45, 1996.

ARNASON, A.; ENGBRETSSEN, L.; BAHR, R. No Effect of a Video-Based Awareness Program on the Rate of Soccer Injuries. p. 17–20, 2000.

ATALAIA, Tiago; ABRANTES, João MCS; CASTRO-CALDAS, Alexandre. Do Vertical Stiffness or Dynamic Joint Stiffness Have Footedness-related Differences?, 2010.

ATALAIA, Tiago; ABRANTES, João MCS; CASTRO-CALDAS, Alexandre. Footedness-Related Differences in Dynamic Joint Stiffness and Leg Stiffness Measurements. 2009.

B BRODY, D. M. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *The orthopedic clinics of North America*, v. 13, n. 3, p. 541-558, 1982.

BABIC, Jan; LENARCIC, Jadran. Vertical Jump: Biomechanical Analysis and Simulation Study. *Humanoid Robots, New Developments*, p. 582, 2007.

BAHR, R.; REESER, J. C. Injuries among world-class professional beach volleyball players. The Federation Internationale de Volleyball beach volleyball injury study. *The American journal of sports medicine*, v. 31, p. 119–125, 2003.

BANGSBO, J.; MARCELLO, F.; KRUSTRUP, P. Metabolic Response and Fatigue in Soccer Muscle Creatine-Phosphate Utilization in Soccer. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, v. 2, p. 111–127, 2007.

BELLCHAMBER, T. L.; VAN DEN BOGERT, Antonie J. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *Journal of biomechanics*, v. 33, n. 11, p. 1397-1403, 2000.

BLACKBURN, JT; NORCROSS, MF; CANNON, LN; ZINDER, SM. Hamstrings stiffness and landing biomechanics linked to anterior cruciate ligament loading. *Journal of Athletic Training*, vol. 48(6): pp. 764–772, 2013.

BOLGLA, L. A., MALONE, T. R., UMBERGER, B. R., UHL, T. L. Hip Strength and Hip and Knee Kinematics During Stair Descent in Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, v.38, p.12-18, 2008.

BOLGLA, Lori A. et al. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *journal of orthopedic & sports physical therapy*, v. 38, n. 1, p. 12-18, 2008.

BREIMAN, L.; FRIEDMAN, J.; OLSHEN, R. C. Stone, Classification and regression trees. 1984.

BRYANT, Adam L. et al. Dynamic restraint capacity of the hamstring muscles has important functional implications after anterior cruciate ligament injury and anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, v. 89, n. 12, p. 2324-2331, 2008.

BURNHAM, B. R., COPLEY, G. B., SHIM, M. J., KEMP, P. A. Mechanisms of Basketball Injuries Reported to the HQ Air Force Safety Center a 10-Year Descriptive Study, 1993-2002. *American Journal of Preventive Medicine*, v.38, S134-S140, 2010.

CARLING, C. Match Injuries in Professional Soccer: Inter-Seasonal Variation and Effects of Competition Type, Match Congestion and Positional Role. p. 271–276, 2009.

CARVALHO, Ana. Estudo comparativo do salto vertical entre desportistas especializados em saltos e não desportistas, de ambos os géneros. 2008. Disponível em: <http://repositorio-aberto.up.pt/handle/10216/14523>

CAYLOR, Doug; FITES, Ryan; WORRELL, Teddy W. The Relationship between Quadriceps Angle and Anterior Knee Pain Syndrome 1. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 17, n. 1, p. 11-16, 1993.

CHIMINAZZO, João Henrique, 2013. Dossiê do Futebol Brasileiro. Disponível em <http://duosports.com.br/web/wp-content/uploads/2013/10/174274366-DOSSIE-DOFUTEBOL-BRASILEIRO.pdf>. Acesso em 15 de dezembro de 2015.

CLAIBORNE, Tina L. et al. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of applied biomechanics*, v. 22, n. 1, p. 41, 2006.

COOK, Chad et al. Best tests/clinical findings for screening and diagnosis of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Physiotherapy*, v. 98, n. 2, p. 93-100, 2012.

CROISIER, J. L.; GANTEAUME S.; et al. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med* 36(8): 1469-1475, 2008.

CROSSLEY, K. M. et al. Clinical features of patellar tendinopathy and their implications for rehabilitation. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 25, p. 1164–1175, 2007.

DETANICO, Daniele et al. Alterações posturais, desconforto corporal (dor) e lesões em atletas das seleções brasileiras de hóquei sobre a grama-DOI: 10.4025/reveducfis. v19i3. 5997. *Revista da Educação Física/UEM*, v. 19, n. 3, p. 423-430, 2008.

DOCHERTY, Carrie L. et al. Relationship between two proprioceptive measures and stiffness at the ankle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 3, p. 317-324, 2004.

DONATELLI, R., WOODEN, M., EKEDAHN, S. R., WILKES, J. S., COOPER, J., BUSH, A. J. Relationship Between Static and Dynamic Foot Postures in Professional Baseball Players. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 29, p.316-325, 1999.

DUFFEY, Michael J. et al. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Medicine and science in sports and exercise*, v. 32, n. 11, p. 1825-1832, 2000.

DUPONT, G. et al. The American Journal of Sports Medicine Effect of 2 Soccer Matches in a Week on Physical Performance and Injury Rate. 2010.

DVORAK, J. et al. Injuries and illnesses of football players during the 2010 FIFA World Cup. p. 626–630, 2011.

DVORAK, J. et al. Risk factor analysis for injuries in football players. Possibilities for a prevention program. *The American journal of sports medicine*, v. 28, p. 69–74, 2000.

DVORAK, J.; JUNGE, A. Football injuries and physical symptoms. A review of the literature. *The American journal of sports medicine*, v. 28, p. S3–S9, 2000.

EIRALE, C. et al. Injury epidemiology in a national football team of the Middle East. p. 323–329, 2012.

EKSTRAND, J.; HÄGGLUND, M.; WALDÉN, M. A congested football calendar and the wellbeing of players: correlation between match exposure of European footballers before the World Cup 2002 and their injuries and performances during that World Cup. p. 493–497, 2004.

EKSTRAND, J.; HÄGGLUND, M.; WALDÉN, M. Injury incidence and injury patterns in professional football : the UEFA injury study. p. 553–559, 2011.

EKSTRAND, J.; TORSTVEIT, M. K. Stress fractures in elite male football players. p. 341–346, 2012.

EMAMI, Mohammad-Jafar et al. Q-angle: an invaluable parameter for evaluation of anterior knee pain. *Arch Iran Med*, v. 10, n. 1, p. 24-6, 2007.

EMAMI, Mohammad-Jafar et al. Q-angle: an invaluable parameter for evaluation of anterior knee pain. *Arch Iran Med*, v. 10, n. 1, p. 24-6, 2007.

EMERY, C. A.; MEEUWISSE, W. H. Risk Factors for Injury in Indoor Compared With Outdoor Adolescent Soccer. p. 1636–1642, 2006.

EMERY, C. A.; MEEUWISSE, W. H. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer : a cluster-randomised controlled trial. p. 555–562, 2010b.

EMERY, C. A.; MEEUWISSE, W. H.; HARTMANN, S. E. Evaluation of Risk Factors for Injury in Adolescent Soccer Implementation and Validation of an Injury Surveillance System. p. 1882–1891, 2005.

EMERY, C. A.; MEEUWISSE, W. H. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. *British journal of sports medicine*, v. 44, p. 555–562, 2010a.

ENGEBRETSEN, A. H. et al. *The American Journal of Sports Medicine Intrinsic Risk Factors for Groin Injuries Among Male Soccer Players*. 2010.

ERVILHA, U. F.; DUARTE, Marcos; AMADIO, A. C. Estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. *Rev Bras Fisiot*, v. 3, n. 1, p. 15-20, 1998.

FARRELL, L.; ZARINS, B.; GILL, T. Injuries in women ' s professional soccer. p. 212–216, 2005.

FARROKHI, S.; KEYAK, J. H.; POWERS, C. M. Individuals with patellofemoral pain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finite element analysis study. *Osteoarthritis and Cartilage*, v. 19, n. 3, p. 287-294, 2011.

FAUDE, O. et al. Risk factors for injuries in elite female soccer players. *British journal of sports medicine*, v. 40, p. 785–790, 2006.

FAUDE, O.; JUNGE, A.; KINDERMANN, W.; DVORAK, J. Injuries in female soccer players: A Prospective Study in the German National League. *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 33, No. 11, pp. 1694-1700, 2005.

FERNANDES, Filipe. Relação das lesões sofridas por jogadores de futebol com o excesso de treinamento e competições. Disponível em: <http://www.efdeportes.com/efd158/lesoes-sofridas-por-jogadores-de-futebol.htm>. 2011. Acessado em 15 de dezembro de 2015.

FICAT, R. P.; PHILIPPE, J.; HUNGERFORD, D. S. Chondromalacia patellae: a system of classification. *Clinical orthopaedics and related research*, v. 144, p. 55-62, 1979.

FONSECA, S. T., OCARINO, J. M., SILVA, P. L. P. Integration of stress and their relationship to the kinetic chain. In Magee DJ, Zachazewski JE, Quillen WS. *Science foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation*. St. Louis: Saunders, 2007.

FROHOLDT, A; OLSEN, O.A; BAHR, R. Low Risk of Injuries Among Children Playing Organized Soccer. p. 1155–1160, 1879.

FULLER, C. W. et al. Comparison of the incidence, nature and cause of injuries sustained on grass and new generation artificial turf by male and female football players. Part 2: training injuries. p. 27–32, 2007a.

FULLER, C. W. et al. Comparison of the incidence, nature and cause of injuries sustained on grass and new generation artificial turf by male and female football players. Part 1: match injuries. p. 20–26, 2007b.

FULLER, C. W. et al. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. n. June 2005, p. 193–201, 2006.

FULLER, C. W.; JUNGE, A; DVORAK, J. A six year prospective study of the incidence and causes of head and neck injuries in international football. *British journal of sports medicine*, v. 39 Suppl 1, p. i3–i9, 2005.

GABRIEL, Ronaldo C. et al. Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Physical Therapy in Sport*, v. 9, n. 1, p. 16-24, 2008.

GALINDO, Amandine et al. Neuromuscular control in landing from supra-maximal dropping height. *Journal of Applied Physiology*, v. 106, n. 2, p. 539-547, 2009.

GALL, F. LE et al. Incidence of Injuries in Elite French Youth Soccer Players A 10-Season Study. v. 34, n. 6, p. 26–30, 2006.

GALL, F. LE; CARLING, C.; REILLY, T. Injuries in Young Elite Female Soccer Players An 8-Season Prospective Study. p. 276–284, 2008.

GEISER, C. F., O'CONNOR, K. M., EARL, J. E. Effects of Isolated Hip Abductor Fatigue on Frontal Plane Knee Mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.42, p.535-545, 2010.

GERMANY, C. et al. Medical report from the 2006 FIFA World. p. 578–581, 2007.

GIZA, E; MITHÖFER, K; FARRELL, L; ZARINS, B; GILL, T. Injuries in women's professional soccer. *Br J Sports Med*, 39: pp. 212–216, 2005.

GRAHAM, C. J.; CLEVELAND, E. Left-handedness as an injury risk factor in adolescents. *The Journal of adolescent health: official publication of the Society for Adolescent Medicine*, v. 16, p. 50–2, 1995.

HA, M.; EKSTRAND, J. Football injuries during European Championships 2004 – 2005. p. 1155–1162, 2007.

HÄGGLUND, M.; WALDÉN, M.; ATROSHI, I. design of a cluster randomized controlled trial [NCT00894595]. v. 8, p. 1–8, 2009.

HÄGGLUND, M; WALDÉN, M; EKSTRAND, J. Exposure and injury risk in Swedish elite football: a comparison between seasons 1982 and 2001. *Scand J Med Sci Sports*, vol.13(6):364-370, 2003.

HAMAI, Satoshi et al. In vivo healthy knee kinematics during dynamic full flexion. *BioMed research international*, v. 2013, 2012.

HANSEN, Andrew H. et al. The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses. *Journal of biomechanics*, v. 37, n. 10, p. 1467-1474, 2004.

HARGRAVE, Melissa D. et al. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *Journal of athletic training*, v. 38, n. 1, p. 18, 2003.

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

HEWETT, T. E., MYER, G. D., FORD, K. R., HEIDT, R. S. Jr., COLOSIMO, A. J., MCLEAN, S. G., VAN DEN BOGERT, A. J., PATERNO, M. V., SUCCOP, P. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: a Prospective Study. *American Journal of Sports Medicine*, v.33, p.492-501, 2005.

HEWETT, Timothy E. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes A prospective study. *The American journal of sports medicine*, v. 33, n. 4, p. 492-501, 2005.

HEWETT, Timothy E. et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study. *The American journal of sports medicine*, v. 33, n. 4, p. 492-501, 2005.

HEWETT, Timothy E. et al. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes a prospective study. *The American journal of sports medicine*, v. 27, n. 6, p. 699-706, 1999.

HOPPENFELD, S. *Propedêutica Ortopédica: Coluna e Extremidades*. 2ªed. ... Editora Elsevier: Rio de Janeiro, 2008.

HORTON, Melissa G.; HALL, Terry L. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Physical therapy*, v. 69, n. 11, p. 897-901, 1989.

HORTON, Melissa G.; HALL, Terry L. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Physical therapy*, v. 69, n. 11, p. 897-901, 1989.

HOY, K; LINDBLAD, BE; TERKELSEN, CJ; HELLELAND, HE; TERKELSEN, CJ. European soccer injuries: a prospective epidemiologic and socioeconomic study. *Am J Sports Med*, vol.20:318-322, 1992.

HUBERTI, H. H.; HAYES, W. C. Patellofemoral contact pressures. *J Bone Joint Surg A*, v. 66, p. 715-24, 1984.

HUBERTI, H. H.; HAYES, W. C. Patellofemoral contact pressures. *J Bone Joint Surg A*, v. 66, p. 715-24, 1984.

INKLAAR, H; BOL, E; SCHMIKLI, SL; MOSTERD, WL. Injuries in male soccer players: team risk analysis. *Int J Sports Med*. Vol.17:229-234, 1996.

INSALL, John; FALVO, K. A.; WISE, D. W. Chondromalacia patellar. A prospective study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, v. 58, n. 1, p. 1-8, 1976.

INSALL, John; FALVO, K. A.; WISE, D. W. Chondromalacia patellar. A prospective study. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, v. 58, n. 1, p. 1-8, 1976.

ISPIRLIDIS, I. et al. Time-course of changes in inflammatory and performance responses following a soccer game. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, v. 18, p. 423–431, 2008.

JACOBS, C. A., UHL, T. L.; MATTACOLA, C. G., SHAPIRO, R., RAYENS, W. S. Hip Abductor Function and Lower Extremity Landing Kinematics: Sex Differences. *Journal of Athletic Training*, v.42, p.76-83, 2007.

JACOBS, Cale A. et al. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *Journal of athletic training*, v. 42, n. 1, p. 76, 2007.

JACOBSON, I.; TEGNER, Y. Injuries among Swedish female elite football players : a prospective population study. p. 84–91, 2007.

JOSEPH, Michael et al. Knee Valgus During Drop Jumps in National Collegiate Athletic Association Division I Female Athletes The Effect of a Medial Post. *The American journal of sports medicine*, v. 36, n. 2, p. 285-289, 2008.

JUNGE, A. et al. Injuries in team sport tournaments during the 2004 Olympic Games. *The American journal of sports medicine*, v. 34, p. 565–576, 2006. CHOMIAK, J. et al. Severe injuries in football players. Influencing factors. *The American journal of sports medicine*, v. 28, p. S58–S68, 2000.

KAKAVELAKIS, K. N. et al. Soccer injuries in childhood. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 13, n. 3, p. 175-178, 2003.

KAMIBAYASHI, Kiyotaka; MURO, Masuo. Modulation of pre-programmed muscle activation and stretch reflex to changes of contact surface and visual input during movement to absorb impact. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 5, p. 432-439, 2006.

KENDALL, F. P.; MCCREARY, E. K.; PROVANCE, P. G. Provas de comprimento muscular e exercícios de alongamento. *Músculos: provas e funções*. São Paulo: Manole, p. 30-56, 1995.

KERNOZEK, Thomas W.; RAGAN, Robert J. Estimation of anterior cruciate ligament tension from inverse dynamics data and electromyography in females during drop landing. *Clinical Biomechanics*, v. 23, n. 10, p. 1279-1286, 2008.

KONOPINSKI, M. D.; JONES, G. J.; JOHNSON, M. I. The Effect of Hypermobility on the Incidence of Injuries in Elite-Level Professional Soccer Players: A Cohort Study. *The American Journal of Sports Medicine*, v. 40, p. 763–769, 2012.

KRAEMER, R.; KNOBLOCH, K. A Soccer-Specific Balance Training Program for Hamstring Muscle and Patellar and Achilles Tendon Injuries An Intervention Study in Premier League Female Soccer. p. 1384–1393, 2009.

KRÓL, H.; MYNARSKI, W. A comparison of mechanical parameters between the counter movement jump and drop jump in biathletes. *Journal of human kinetics*, vol. 34.1, p. 59-68, 2012.

KULAS, Anthony S.; HORTOBÁGYI, Tibor; DEVITA, Paul. Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clinical Biomechanics*, v. 27, n. 1, p. 16-21, 2012.

LABOTZ, Michele. Patellofemoral syndrome: diagnostic pointers and individualized treatment. *The Physician and sportsmedicine*, v. 32, n. 7, p. 22-29, 2004.

LEE, Patrick J.; ROGERS, Ellen L.; GRANATA, Kevin P. Active trunk stiffness increases with co-contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 1, p. 51-57, 2006.

LEETUN, D. T.; IRELAND, M. L., WILLSON, J. D., BALLANTYNE, B. T., DAVIS, I. M. Core Stability Measures As Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.36, p.926-934, 2004.

LEPORACE, et al. Activation of hip and knee muscles during two landing tasks performed by male volleyball athletes. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, vol. 17.5, p. 324-328, 2011.

LESSI, GC. Efeito de um protocolo de fadiga nas variáveis cinemáticas e eletromiográficas de sujeitos após a reconstrução do ligamento cruzado anterior. 2015. 110. Tese – UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS. São Carlos, 24 de fevereiro de 2015.

LIAN, O. B.; ENGBRETSSEN, L.; BAHR, R. Prevalence of jumper's knee among elite athletes from different sports: a. *American Journal of Sports Medicine*, v. 33, p. 561–567, 2005.

LIEBERMANN, Dario G.; HOFFMAN, Jay R. Timing of preparatory landing responses as a function of availability of optic flow information. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 15, n. 1, p. 120-130, 2005.

LOHMANDER, LS; ÖSTENBERG, A; ENGLUND, M; et al. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum*, vol.50: pp. 3145–3152, 2004.

LONGO, U. G. et al. Musculoskeletal problems in soccer players : current concepts. v. 9, n. 2, p. 107–111, 2012.

MAGNUSSON, S. P. et al. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 7, n. 4, p. 195-202, 1997.

MCNOE, Bronwen M.; CHALMERS, David J. Injury prevention behaviour in community-level soccer players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, v. 14, n. 6, p. 482-488, 2011.

MENDONÇA, L. D. M. et al. Comparação do alinhamento anatômico de membros inferiores entre indivíduos saudáveis e indivíduos com tendinose patelar. *Rev Bras Fisioter*, v. 9, p. 101-7, 2005.

MENDONÇA, L. D. M., MACEDO, L. G., FONSECA, S. T., SILVA, A. A. Comparação do alinhamento anatômico de membros inferiores entre indivíduos saudáveis e indivíduos com tendinose patelar. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 9, n.1, p.101-107, 2005.

MERCK, M. Lesões Esportivas. Disponível em www.msd-brasil.com.br. Acessado em 8 de dezembro de 2015.

MIZUNO, Yasayuki et al. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 19, n. 5, p. 834-840, 2001.

MOSS, Robert I.; DEVITA, Paul; DAWSON, Mary L. A biomechanical analysis of patellofemoral stress syndrome. *Journal of athletic training*, v. 27, n. 1, p. 64, 1992.

NAKAGAWA, Theresa H. et al. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, v. 42, n. 6, p. 491-501, 2012.

NUNLEY, Ryan M. et al. Gender comparison of patellar tendon tibial shaft angle with weight bearing. *Research in Sports Medicine*, v. 11, n. 3, p. 173-185, 2003.

NYLAND, J. et al. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, pp.1150-1157, 2002.

OLSEN, Odd-Egil et al. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. *The American journal of sports medicine*, v. 32, n. 4, p. 1002-1012, 2004.

ONGARATTO, Luciano et al. Forças de reação do solo na aterrissagem dos movimentos de bandeja e rebote em atletas adultos de basquetebol. In: Congresso brasileiro de biomecânica, 2005. Disponível em: [http://www.ufrgs.br/biomec/articles%202/11%20\(XI\)%20CBB/Ongaratto%20-%20FRS%20aterrisa%20basquete.pdf](http://www.ufrgs.br/biomec/articles%202/11%20(XI)%20CBB/Ongaratto%20-%20FRS%20aterrisa%20basquete.pdf)

PATERNI, Mark V. et al. Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. *The American journal of sports medicine*, v. 38, n. 10, p. 1968-1978, 2010.

PETERSEN, J. et al. Acute hamstring injuries in Danish elite football: A 12-month prospective registration study among 374 players. p. 588-592, 2010.

PIVA, Sara R.; GOODNITE, Edward A.; CHILDS, John D. Strength around the hip and flexibility of soft tissues in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, v. 35, n. 12, p. 793-801, 2005.

POLLARD, Christine D.; SIGWARD, Susan M.; POWERS, Christopher M. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical Biomechanics*, v. 25, n. 2, p. 142-146, 2010.

POWERS, C. M. Research Report Patellar Kinematics , Part II : The Influence of the Depth of the Trochlear Groove in Subjects With and Without Patellofemoral Pain. p. 965–973, 2000.

POWERS, Christopher M. et al. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, v. 33, n. 11, p. 677–685, 2003.

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

QUEIROZ, Arlete de Jesus Batanete. Ativação muscular na anca e joelho na variação do ângulo de valgo durante a fase de apoio do salto vertical. 2012.

RAHNAMA, N.; REILLY, T.; LEES, A. Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British journal of sports medicine*, v. 36, p. 354–359, 2002.

RISTOLAINEN, L. et al. Type of sport is related to injury profile: A study on cross country skiers, swimmers, long-distance runners and soccer players. A retrospective 12-month study. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, v. 20, p. 384–393, 2010.

RL, CARREGARO; LCCB, SILVA; HJC, GIL COURY. Comparação entre dois testes clínicos para avaliar a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 11, n. 2, p. 139-145, 2007.

ROSENBAUM, D. A. et al. Variation in injury risk over the course of a two-day youth club soccer tournament. p. 266–269, 2009.

RUSSELL, Kyla 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.

SABINO, George Schayer et al. Análise da confiabilidade do teste clínico de queda do navicular. *Fisioterapia em Movimento*, v. 25, n. 2, 2012.

SACCO, Isabel Camargo Neves et al. A influência da ocupação profissional na flexibilidade global e nas amplitudes angulares dos membros inferiores e da lombar. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, p. 51-58, 2009.

SALSICH, Gretchen B. et al. In vivo assessment of patellofemoral joint contact area in individuals who are pain free. *Clinical orthopaedics and related research*, v. 417, p. 277-284, 2003.

SCIENCES, C. Incidence of Injuries in French Professional Soccer Players. p. 965–969, 2002.

SHEEHAN, Frances T.; SIPPPELL, William H.; BODEN, Barry P. Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*, v. 40, n. 5, p. 1068-1074, 2012.

SHIN, Choongsoo S.; CHAUDHARI, Ajit M.; ANDRIACCHI, Thomas P. The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of biomechanics*, v. 42, n. 3, p. 280-285, 2009.

SILVA, Paulo Roberto Santos et al. Avaliação funcional multivariada em jogadores de futebol profissional-uma metanálise. *Acta fisiátrica*, v. 4, n. 2, p. 65-66, 1997.

Site Oficial da Fifa. Saúde dos atletas: lesões comuns. Disponível em <http://pt.fifa.com/aboutfifa/footballdevelopment/medical/playershealth/injuries/commoninjuries/>. Acesso em 15 de dezembro de 2015.

SOLIGARD, T. et al. Are skilled players at greater risk of injury in female youth football. p. 1118–1123, 2010.

SOUZA, RB et al. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, v. 40, n. 5, p. 277-285, 2010.

SOUZA, Richard B.; POWERS, Christopher M. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, v. 39, n. 1, p. 12-19, 2009.

STUDY, A. P. C. Low Risk of Injuries Among Children Playing Organized Soccer. p. 1155–1160, 1879.

SUNDGOT-BORGEN, J.; TORSTVEIT, M. K. The female football player, disordered eating, menstrual function and bone health. *British journal of sports medicine*, v. 41 Suppl 1, p. i68–72, 2007.

TEGNANDER, A. et al. Injuries in Norwegian female elite soccer: a prospective one-season cohort study. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, v. 16, p. 194–8, 2008.

TEIXEIRA, Luzimar. Estiramento muscular durante a prática de atividade física. 2010. Disponível em: <http://www.cepe.usp.br/site/?q=dicas/2010/10/13/>. Acessado em 20 de dezembro de 2015.

THACKER, Stephen B. et al. The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 36, n. 3, p. 371-378, 2004.

THOMEE, R. et al. Quadriceps muscle performance in sitting and standing in young women with patellofemoral pain syndrome and young healthy women. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, v. 6, n. 4, p. 233-241, 1996.

TIMPKA, T; RISTO, O; BJÖRMSJÖ, M. Boys soccer league injuries: a community-based study of time-loss from sports participation and long-term sequelae. *European Journal of Public Health*, Vol. 18, No. 1, pp. 19–24, 2008.

TORSTVEIT, M. K.; SUNDGOT-BORGEN, J. The female athlete triad: Are elite athletes at increased risk? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 37, p. 184–193, 2005.

VAN BEIJSTERVELDT, AMC; KRIST, MR; SCHMIKLI, SL; STUBBE, JH; DE WIT, GA; INKLAAR, H; VAN DE PORT, IGL; BACKX, FJG. Effectiveness and cost-effectiveness of an injury prevention programme for adult male amateur soccer players: design of a cluster-randomised controlled trial. *Injury Prevention*, vol.17:e2. doi:10.1136/ip.2010.027979, 2012.

VAN BEIJSTERVELDT, AMC; VAN DE PORT, IGL; KRIST, MR; SCHMIKLI, SL; STUBBE, JH; FREDERIKS, JE; BACKX, FJG. Effectiveness of an injury prevention programme for adult male amateur soccer players: a cluster-randomised controlled trial. *Br J Sports Med*, vol.0:1–6. doi:10.1136/bjsports-2012-091277, 2011.

VEIGA, Paulo Henrique Altran; DAHER, Carla Raquel De Melo; MORAIS, Maria Fernanda Fernandes. Postural alterations and flexibility of the posterior chain in soccer´s injuries. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, v. 33, n. 1, p. 235-248, 2011.

WALDE, M.; EKSTRAND, J. Injuries among male and female elite football players. p. 819–827, 2009a.

WALDE, M.; EKSTRAND, J. UEFA injury study — an injury audit of European Championships 2006 to 2008 M Ha. p. 483–489, 2009b.

WALDE, M.; EKSTRAND, J. UEFA injury study : a prospective study of hip and groin injuries in professional football over seven consecutive seasons. p. 1036–1040, 2009c.

WALDÉN, M. et al. Prevention of acute knee injuries in adolescent female football players : cluster randomised controlled trial. v. 3042, n. May, p. 1–11, 2012.

WALDÉN, M.; HÄGGLUND, M.; EKSTRAND, J. Injuries in Swedish elite football - A prospective study on injury definitions, risk for injury and injury pattern during 2001. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, v. 15, p. 118–125, 2005b.

WALDÉN, M.; HÄGGLUND, M.; EKSTRAND, J. UEFA Champions League study: a prospective study of injuries in professional football during the 2001-2002 season. British journal of sports medicine, v. 39, p. 542–546, 2005a.

WALDÉN, M; HÄGGLUND, M; EKSTRAND, J. UEFA Champions League study: a prospective study of injuries in professional football during the 2001–2002 season. Br J Sports Med, vol.39:pp. 542–546, 2005.

WEINHANDL, Joshua T.; JOSHI, Mukta; O'CONNOR, Kristian M. Gender comparisons between unilateral and bilateral landings. J Appl Biomech, v. 26, n. 4, p. 444-53, 2010.

WILLIAMS, Glenn N. et al. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, v. 31, n. 10, p. 546-566, 2001.

WITVROUW, Erik et al. Clinical classification of patellofemoral pain syndrome: guidelines for non-operative treatment. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, v. 13, n. 2, p. 122-130, 2005.

WITVROUW, Erik et al. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population a two-year prospective study. *The American journal of sports medicine*, v. 28, n. 4, p. 480-489, 2000.

WOODS, C. et al. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football -analysis of hamstring injuries. *British journal of sports medicine*, v. 38, p. 36-41, 2004.

YEOW, C. H. et al. Repeated application of incremental landing impact loads to intact knee joints induces anterior cruciate ligament failure and tibiofemoral cartilage deformation and damage: A preliminary cadaveric investigation. *Journal of biomechanics*, v. 42, n. 8, p. 972-981, 2009.

YEOW, C. H. et al. Repeated application of incremental landing impact loads to intact knee joints induces anterior cruciate ligament failure and tibiofemoral cartilage deformation and damage: A preliminary cadaveric investigation. *Journal of biomechanics*, v. 42, n. 8, p. 972-981, 2009.

ZUUR, Abraham T. et al. Contribution of afferent feedback and descending drive to human hopping. *The Journal of physiology*, v. 588, n. 5, p. 799-807, 2010.

