



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

ANA CAROLINA DE MELLO ALVES RODRIGUES

ANÁLISE DE FATORES BIOMECÂNICOS MODIFICÁVEIS ENVOLVIDOS NA
MUDANÇA DE DIREÇÃO EM ATLETAS DE FUTSAL FEMININO

*ANALYZE THE MODIFIABLE BIOMECHANICAL FACTORS INVOLVED IN THE
LOWER LIMB OF SUPPORT IN THE CHANGE OF DIRECTION IN FEMALE
FUTSAL PLAYERS ATHLETES*

CAMPINAS

2018

ANA CAROLINA DE MELLO ALVES RODRIGUES

ANÁLISE DE FATORES BIOMECÂNICOS MODIFICÁVEIS ENVOLVIDOS NA
MUDANÇA DE DIREÇÃO EM ATLETAS DE FUTSAL FEMININO

*ANALYZE THE MODIFIABLE BIOMECHANICAL FACTORS INVOLVED IN THE
LOWER LIMB OF SUPPORT IN THE CHANGE OF DIRECTION IN FEMALE
FUTSAL ATHLETES*

Tese apresentada à Faculdade de Ciências Médicas da
Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos
exigidos para a obtenção do título de Doutora em Ciências.

*Thesis presented to the School of Medical Sciences of State
University of Campinas as part of the required requirements to
obtain the Doctor's degree in Science.*

ORIENTADOR: SÉRGIO ROCHA PIEDADE

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO
FINAL DA TESE DEFENDIDA PELO
ALUNO ANA CAROLINA DE MELLO ALVES RODRIGUES, E ORIENTADO PELO
PROF. DR. SÉRGIO ROCHA PIEDADE.

CAMPINAS

2018

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): CAPES, 01-P-3369/2017

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1722-1737>

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Ciências Médicas
Maristella Soares dos Santos - CRB 8/8402

R618a Rodrigues, Ana Carolina de Mello Alves, 1985-
Análise de fatores biomecânicos modificáveis envolvidos na mudança de direção em atletas de futsal feminino / Ana Carolina de Mello Alves Rodrigues. – Campinas, SP : [s.n.], 2018.

Orientador: Sérgio Rocha Piedade.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas.

1. Joelho. 2. Tornozelo. 3. Torque. 4. Fenômenos biomecânicos. I. Piedade, Sérgio Rocha, 1965-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Analyse the modifiable biomechanical factors involved in the lower limb of support in the change of direction in female futsal athletes

Palavras-chave em inglês:

Knee

Ankle

Torque

Biomechanical phenomena

Área de concentração: Fisiopatologia Cirúrgica

Titulação: Doutora em Ciências

Banca examinadora:

Sérgio Rocha Piedade [Orientador]

Rodrigo Gonçalves Pagnano

Karine Jacon Sarro

Renato Sobral Monteiro Junior

Rodrigo Antunes de Vasconcelos

Data de defesa: 19-02-2018

Programa de Pós-Graduação: Ciências da Cirurgia

BANCA EXAMINADORA DA DEFESA DE DOUTORADO

ANA CAROLINA DE MELLO ALVES RODRIGUES

ORIENTADOR: SÉRGIO ROCHA PIEDADE

MEMBROS:

- 1. PROF. DR. SÉRGIO ROCHA PIEDADE**
 - 2. PROF. DR. RODRIGO GONÇALVES PAGNANO**
 - 3. PROF. DRA. KARINE JACON SARRO**
 - 4. PROF. DR. RENATO SOBRAL MONTEIRO JUNIOR**
 - 5. PROF. DR. RODRIGO ANTUNES DE VASCONCELOS**
-

Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DA CIRURGIA da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

A ata de defesa com as respectivas assinaturas dos membros da banca examinadora encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

Data: 19/02/2018

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha família e a família Tinini por todo o amor e afeto que me deram ao longo de toda a jornada acadêmica. Meus pais, Wilson e Ana Lúcia pela educação, por despertar em mim a busca pelo conhecimento. Aos meus irmãos que sempre me incentivaram e me deram forças em momentos difíceis. A Ingrid por toda a dedicação que sempre teve por mim.

Ao professor e orientador Prof. Sergio Rocha Piedade, pela dividir o seu conhecimento e transmitir suas experiências clínicas e acadêmicas. Ao professor Prof. Sergio Augusto Cunha que me orientou no mestrado e até hoje participa da minha formação acadêmica.

Obrigada aos membros da banca Prof. Dr. Rodrigo Gonçalves Pagnano, Prof. Dra. Karine Jacón Sarro, Prof. Dr. Renato Sobral Monteiro Junior e Prof. Dr. Rodrigo Antunes de Vasconcelos, pela colaboração ao longo do desenvolvimento deste trabalho.

Aos meus colegas de laboratório, que participaram desse longo caminho e sempre mostraram disposição a ajudar.

Ao Rodolpho Cesar dos Reis Tinini sempre presente em todos os meus projetos, com conselhos, ideias, broncas para que nesse instante eu pudesse colher os frutos do caminho percorrido. Obrigada por estar sempre presente, amigo, parceiro e marido.

Obrigada a todos que de alguma maneira contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

A mudança de direção é um movimento efetuado repetidas vezes na prática esportiva, mas que é relacionado como mecanismo de sobrecarga na articulação do joelho. Por esta razão, merece atenção os fatores biomecânicos envolvidos no membro de suporte na execução da tarefa para conhecer os possíveis mecanismos de sobrecarga. O objetivo foi analisar os fatores biomecânicos modificáveis envolvidos no membro inferior de suporte na mudança de direção de atletas de futsal feminino. A amostra foi composta de 10 atletas amadoras de futsal feminino. A avaliação consistiu na filmagem do membro inferior de suporte em apoio unipodal realizando a mudança de direção sobre uma plataforma de força, com obtenção dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo no plano frontal, sagital e transversal, além dos valores de força de reação do solo (FRS). A avaliação isocinética consistiu em 1 séries de 5 repetições máximas de extensão/flexão do joelho bilateral concêntrica a $60^\circ/s$, $180^\circ/s$ e $300^\circ/s$, com obtenção dos valores de torque extensor, torque flexor e razão flexor/extensor. Todas as análises foram comparadas entre o membro de suporte dominante e não dominante por ANOVA one-way. O teste de correlação de Pearson foi utilizado para analisar a relação entre as variáveis. Todas as análises foram realizadas em rotinas de ambiente Matlab®, com valor de significância de 5%. Os valores de torque e de razão apresentaram diferença significativa entre os membros em quase todas as variáveis, exceto no torque extensor a $300^\circ/s$. Foram encontradas diferenças significativas entre os membros nos valores de razão de 55° a 80° de flexão do joelho somente $60^\circ/s$. A avaliação cinemática não apresentou diferença significativa entre os membros nos valores de ângulos de quadril, joelho e tornozelo. O segundo pico FRS apresenta diferença significativa entre os membros. A relação entre as variáveis analisadas indica de alta a ótima correlação no membro dominante e não dominante. O estudo mostra fatores biomecânicos relacionados à sobrecarga no joelho na mudança de direção, a fim de contribuir na estabilidade articular e na execução da tarefa sem prejuízo ao atleta.

Palavras-chaves: Joelho, tornozelo, torque, fenômenos biomecânicos.

ABSTRACT

The change of direction is a movement performed repeatedly in sports practice, but is related to the overload mechanism in the joint knee. For this reason, analyzing the biomechanical risk factors involved in limb of support in the execution of the task to the possible mechanisms of overload. The aim was to analyze the modifiable biomechanical factors involved in the lower limb of support in the change of direction in female futsal players. The sample consisted of 10 amateur female futsal players. The kinematic evaluation consisted of the filming of the lower limb in unipodal support performing the change of direction on a force platform, obtaining the angles of the hip, knee and ankle in the frontal plane, sagittal and transverse, besides the values of ground reaction force (GRF). The isokinetic evaluation consisted of 1 sets of 5 maximal extensional/flexion repetitions of the concentric bilateral knee at 60°/s, 180°/s and 300°/s, obtaining values of extensor torque, flexor torque and flexor / extensor ratio. All analyzes were compared between the dominant and non-dominant member by one-way ANOVA. The Pearson correlation test was used to analyze the relationship between the variables. All analyzes were performed in Matlab® environment routines, with a significance level of 5%. The values of torque and ratio showed a significant difference between limbs in almost all variables, except for the extensor torque at 300°/s. Significant differences were found between limbs in the ratio values from 55° to 80° of knee flexion only 60°/s. The kinematic evaluation showed no significant difference between the limbs in the hip, knee and ankle angles. The second GRF peak shows a significant difference between the limbs. The relationship between the analyzed variables indicates the high correlation between the dominant and non-dominant members. The study reveals shows biomechanical factors related to knee overload in order to contribute to the joint stability and the execution of the task without prejudice to athletes.

Keywords: Knee, ankle, torque, biomechanical phenomena.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Dinamômetro isocinético do tipo Biodex System 3. A= braço de alavanca; B=localização da célula de carga; C=unidade de aceitação da força (21).	23
Figura 2. Posicionamento das câmeras para captura do movimento e das plataformas de força. As atletas podiam pisar em apenas uma das plataformas.	28
Figura 3. Objeto de calibração composto por 6 fios de prumo.....	29
Figura 4. Vista anterior da localização dos marcadores esféricos sobre pontos anatômicos da pelve, coxa, perna e pé direito e esquerdo. Pontos anatômicos: 1-crista ilíaca direita, 2-crista ilíaca esquerda, 3-espinha ilíaca ântero superior direita, 4-espinha ilíaca ântero superior esquerda, 7- trôcanter maior do fêmur direito, 8- trôcanter maior do fêmur esquerdo, 9-epicôndilo lateral do fêmur direito, 10-epicôndilo medial do fêmur direito, 11-epicôndilo lateral do fêmur esquerdo, 12-epicôndilo medial do fêmur esquerdo, 13-tuberosidade da tíbia direita, 14-tuberosidade da tíbia esquerda, 15- maléolo lateral direito, 16- maléolo medial direito, 17- maléolo lateral esquerdo, 18- maléolo medial esquerdo, 21-cabeça do V metatarso direito, 22-cabeça do I metatarso direito, 23-cabeça do V metatarso esquerdo, 24-cabeça do I metatarso esquerdo.....	30
Figura 5. Vista posterior da localização dos marcadores esféricos sobre pontos anatômicos da pelve, e pé direito e esquerdo. Pontos anatômicos: 5-espinha ilíaca pósteros superior direita, 6-espinha ilíaca pósteros superior esquerda, 19-calcâneo direito, 20-calcâneo esquerdo.	31
Figura 6. Coleta estática dos marcadores posicionados nos membros inferiores das atletas de futsal.....	32

Figura 7. Demonstração da execução da mudança de direção sobre uma plataforma de força.....	34
Figura 8. Teste de acurácia do sistema	36
Figura 9. Modelo dos segmentos corporais criado no Visual 3d®.	40
Figura 10. Representação da fase de suporte. A) flexão do joelho, B) flexão plantar do tornozelo e C) força de reação do solo resultante.	42
Figura 11. Amplitude de movimento no plano sagital durante o ciclo de movimento da mudança de direção com o membro de suporte dominante e não dominante. As linhas cinza representam a variação dos ângulos das 10 atletas de futsal feminino, a linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.....	49
Figura 12. Força de reação do solo em função da fase de suporte no membro dominante e não dominante, respectivamente. As linhas cinza representam a variação de força de reação do solo das 10 atletas de futsal feminino, a linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão. MS D = membro suporte dominante; MS ND = membro suporte não dominante.	50
Figura 13. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 60°/s. A linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.	72
Figura 14. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 60°/s. A linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.	72

Figura 15. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 180°/s. A linha vermelha contínua representa a média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.73

Figura 16. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 180°/s. A linha vermelha contínua representa a média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.73

Figura 17. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 30 0°/s. A linha vermelha contínua representa a média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.74

Figura 18. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 300°/s. A linha vermelha contínua representa a média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.74

Figura 19. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 60°/s. A linha vermelha contínua representa a média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.....75

Figura 20. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 60°/s. A linha vermelha contínua representa a média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.75

Figura 21. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 180°/s. A linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.....76

Figura 22. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 180°/s. A linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.....76

Figura 23. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 300°/s. A linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.....77

Figura 24. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 300°/s. A linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.....77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Média do pico de torque extensor e flexor (ângulo articular) das 9 atletas de futsal feminino.....	45
Tabela 2. Valores médios de razão (%) obtidos nos ângulos de 25° a 80° de flexão do joelho do membro de suporte dominante e não dominante das 9 atletas nas velocidades de 60°/s, 180°/s e 300°/s.	46
Tabela 3. Valores médios dos ângulos articulares (°) dos membros inferiores no contato inicial e final na mudança de direção das 10 atletas de futsal feminino. ...	48
Tabela 4. Valores de pico de FRS resultante dos membros inferiores obtido na execução da mudança de direção das 10 atletas de futsal feminino.....	51
Tabela 5. Coeficiente de correlação de Pearson entre os ângulos articulares no plano sagital e força de reação do solo no membro de suporte dominante e não dominante.	52
Tabela 6. Valores antropométricos, posição em quadra e membro dominante das 10 atletas de futsal feminino.....	71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CCA: cadeia cinética aberta

CCF: cadeia cinética fechada

CI: contato inicial

CF: contato final

FRS: força de reação do solo

FRS1: primeiro pico de força de reação do solo

FRS2: segundo pico de força de reação do solo

LCA: ligamento cruzado anterior

MS D: membro de suporte dominante

MS ND: membro de suporte não dominante

Rot. Interna/Externa: rotação interna e externa

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	OBJETIVOS	17
3	REVISÃO DA LITERATURA	18
4	MATERIAIS E MÉTODOS	26
5	RESULTADOS.....	44
6	DISCUSSÃO	53
7	CONCLUSÃO.....	64
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65
9	APÊNDICE A.....	71
10	APÊNDICE B.....	72
11	APÊNDICE C.....	75
12	ANEXO A	78
13	ANEXO B	81

1 INTRODUÇÃO

A mudança de direção é uma tarefa executada repetidas vezes em diversas modalidades coletivas como o futsal, o futebol e o basquetebol com o objetivo de executar os fundamentos ao longo da partida. O movimento baseia-se na desaceleração do corpo por um dos membros inferiores em apoio unipodal, seguido de uma aceleração para o lado oposto ao do membro apoiado. Portanto, na mudança de direção os membros inferiores têm demandas físicas variáveis de acordo com a função de cada membro inferior: ação ou suporte no movimento.

O membro de suporte é o responsável pela desaceleração do corpo em apoio unipodal para que ocorra o redirecionamento do movimento para o lado contralateral. O sucesso da tarefa depende de fatores como: alterações na posição do centro de massa com manutenção do equilíbrio e velocidade na execução do movimento para que o atleta realize a tarefa no menor tempo possível (1-3). Assim, o atleta deve ser capaz de desacelerar o corpo de forma rápida, sem perda de equilíbrio e sem parada real de movimento, mantendo a dinâmica do jogo. Entretanto, a mudança de direção é uma das tarefas esportivas descritas na literatura (4, 5) como responsável pela sobrecarga na articulação do joelho do atleta devido seu mecanismo de execução.

Por esta razão, ao longo dos anos, pesquisadores buscam identificar os mecanismos que geram sobrecarga, despertando maior atenção em fatores biomecânicos que possam ser modificáveis por meio de treinamento das capacidades físicas e/ou da técnica de movimento. Dentre esses fatores podemos destacar as forças aplicadas sobre o membro inferior de suporte ao realizar a

mudança de direção, e as amplitudes de movimento adotadas pelas articulações que compõem o membro inferior.

A dinamometria consiste de um conjunto de métodos empregados para medir as forças que geram o movimento. Por exemplo, ao utilizar plataformas de força mensuram-se as forças de reação do solo (força externa) e pressões exercidas pelo corpo ao interagir com o meio ambiente para executar determinada tarefa. Para conhecer o torque muscular das articulações de forma isolada, evidenciando possíveis déficits de torques entre musculaturas antagonistas, bem como entre os membros avaliados são utilizados sistemas isocinéticos (6-8).

A cinemetria engloba métodos que buscam quantificar características do movimento, como posição, orientação, velocidade e aceleração. Através do registro de imagens do movimento por câmeras de vídeo pode-se estimar a localização dos eixos articulares, o que possibilita conhecer a variação de amplitude de movimento alcançada nas articulações dos membros superiores, tronco e membros inferiores, evidenciando o movimento adotado para realizar determinada tarefa.

Baseado neste cenário, a avaliação cinemática e dinâmica da mudança de direção permite identificar fatores que contribuem na sobrecarga da articulação do joelho no membro de suporte, caracterizando o movimento e fornecendo informações para melhorar a eficiência da intervenção do fisioterapeuta e de outros profissionais de saúde.

A hipótese do estudo é de que o membro de suporte dominante devido a sua preferência na execução da tarefa apresente menor variabilidade entre as atletas.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Analisar os fatores biomecânicos envolvidos no membro inferior de suporte na mudança de direção em atletas de futsal feminino.

2.2 Objetivos Específicos

Quantificar e comparar entre os membros de suporte dominante e não dominante:

- Torques musculares e razão dos extensores e flexores de joelho em diferentes velocidades angulares ($60^\circ/s$, $180^\circ/s$ e $300^\circ/s$);
- Ângulos articulares (articulação do quadril, joelho e tornozelo);
- Força de reação do solo.

Correlacionar os ângulos articulares e as forças de reação do solo ao longo da fase de suporte nos membros de suporte dominante e não dominante.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Mudança de direção em Modalidades Coletivas

Em modalidades coletivas como o futebol, futsal e o basquete, ao longo da partida ocorrem repetidas vezes movimentos de mudança de direção a fim de realizar os fundamentos necessários ao esporte para o sucesso do time (9). A mudança de direção é uma tarefa caracterizada por um movimento de desaceleração do corpo por ação do membro de suporte em apoio unipodal (10-12), seguido de aceleração do corpo para o lado contralateral. Um aspecto a ser ressaltado é que o desempenho da tarefa depende das forças musculares empregadas e de movimentos articulares coordenados.

Dentro deste contexto, o membro de suporte deve ser capaz de reposicionar o corpo com o deslocamento do centro de massa (COM) em sua direção (1-3), em menor tempo possível, para manter a dinâmica do movimento necessária ao atleta durante o jogo. No caso do futsal, observa-se que a intensidade do jogo é alta, em quadra há apenas 5 jogadores, exigindo que os mesmos se desloquem por toda a extensão da quadra, para assim executar os fundamentos. O que evidencia a importância desta tarefa para a dinâmica da modalidade.

Contudo, estudos mostram que tarefas esportivas que apresentam desacelerações bruscas como as observadas na mudança de direção são relacionadas como mecanismos de exposição da articulação do joelho a maior sobrecarga (5, 13-15). O dilema é a demanda da mudança de direção na prática do futsal levando em consideração a sobrecarga gerada pelo movimento na articulação do joelho.

Dentro deste contexto, associar avaliações biomecânicas, dinâmica e cinemática, é particularmente interessante, por compreender o estudo dos fatores biomecânicos envolvidos na mudança de direção, a fim de obter uma análise mais abrangente da tarefa. Ao mesmo tempo, este tipo de abordagem pode auxiliar na caracterização da mudança de direção em atletas de futsal feminino e na identificação de medidas que contribuam para aprimorar o desempenho esportivo.

3.2 Avaliação Biomecânica do Membro de Suporte na Mudança de Direção

O corpo humano é considerado como um sistema de segmentos articulados em equilíbrio estático e dinâmico. Para iniciar qualquer movimento humano ou esportivo é necessária a aplicação de forças internas e externas ao corpo. A avaliação biomecânica do movimento tem como princípio investigar como acontecem as formas de movimento do corpo humano com base em parâmetros cinemáticos e/ou dinâmicos.

De acordo com Carcia *et al.* (4), os fatores biomecânicos que merecem atenção incluem: magnitude da FRS, razão isquiotibiais/quadríceps, tempo de alcance do pico de torque, diminuição da propriocepção, rigidez tibiofemoral, controle postural, alteração do padrão de recrutamento neuromuscular e, cinemática dos membros inferiores.

3.2.1 Análise Cinemática

A análise cinemática consiste da filmagem por câmeras de vídeo de um movimento. Com base nas imagens obtidas é possível identificar a posição dos

segmentos no espaço e estimar a localização dos eixos articulares a partir de marcadores localizadores em pontos anatômicos do corpo do indivíduo.

O propósito da utilização dessa análise na mudança de direção consiste no conhecimento dos ângulos adotados nos planos sagital, frontal e transversal das articulações do membro inferior ao longo do ciclo de movimento.

Segundo Kaeding *et al.* (14), em tarefas como a mudança de direção é importante observar os tipos de movimentos que ocorrem nos plano sagital, frontal e transversal por estarem envolvidos no mecanismo de sobrecarga na articulação do joelho. Como exemplo, a adução e rotação interna do quadril que corrobora para o aumento do valgo no joelho, a flexão reduzida do quadril e do joelho e a rotação externa de tibia expõem o membro inferior a uma posição de sobrecarga nos ligamentos.

3.2.2 Análise Dinâmica

A análise dinâmica consiste na interpretação da força a partir do efeito estático e dinâmico de sua ação no movimento estudado. O propósito da utilização dessa análise consiste no conhecimento das forças que atuam sobre o corpo das atletas de futsal ao executar a mudança de direção bem como a presença de equilíbrio muscular (torques musculares).

3.2.2.1 Força de reação do solo

De acordo com a 3ª Lei de Newton, ação e reação, quando um corpo aplica uma força sobre um determinado corpo, este corpo irá aplicar uma força de reação

igual e oposta sobre o primeiro corpo. Por exemplo, quando o pé do atleta na mudança de direção toca o chão, o atleta aplica uma força sobre o solo e o solo aplica sobre o atleta uma força de reação de igual magnitude (em situação estática), porém em direção oposta, chamada de força de reação do solo (FRS) (16).

A FRS é um vetor 3D com componente horizontal (na direção ântero-posterior e médio-lateral) e componente vertical, que representa a força transmitida entre o corpo e o ambiente, medida por meio de uma plataforma de força. Assim, quantifica-se a variação da FRS ao longo do tempo durante a fase de suporte e/ou apoio de atividades estáticas ou dinâmicas.

No intervalo de tempo em que há contato do corpo com a superfície da plataforma, ocorre a transferência destas forças externas para o corpo determinando alterações nas condições do movimento. O propósito da utilização dessa análise consiste em conhecer a magnitude da FRS que é aplicada no membro inferior de suporte das atletas na mudança de direção.

3.2.2.2 Avaliação Isocinética

A avaliação isocinética estima a capacidade de produção de força de um grupo muscular por meio da utilização de um dinamômetro computadorizado. O dinamômetro isocinético mensura o torque resultante produzido pelos grupos musculares em velocidade angular constante e na amplitude de movimento definida previamente pelo avaliador (6, 17, 18).

Este equipamento proporciona resistência ao segmento ao longo de toda a amplitude de movimento para que a medição do torque ocorra na velocidade angular

estipulada, dessa forma, teoricamente o segmento se moverá em velocidade constante (19, 20).

O dinamômetro é composto por alguns elementos básicos (18):

1. Cadeira: serve para posicionar o sujeito e possibilitá-lo de executar estes movimentos. Essa cadeira possui ajustes de altura para alinhar o eixo da articulação do joelho com o eixo do braço de alavanca, além de cintos que são posicionados de maneira a limitar movimentos do tronco.

2. Braço de alavanca: possui um eixo para o encaixe da unidade de aceitação de força e move-se radialmente sobre um eixo fixo. Também possui regulagem de altura.

3. Unidade de aceitação de força: consiste em um acessório metálico em que será posicionada a perna do sujeito. A conexão deste equipamento no braço de alavanca ocorre no local onde se encontra a célula de carga.

O termo “unidade de aceitação de força” surge da tradução de *units* que significa unidade de medida ou unidade empírica, apesar desta terminologia não ser adequada foi mantido o termo descrito pelo manual do dinamômetro.

4. Célula de carga: é responsável por converter o sinal de força em um sinal elétrico. Este sinal elétrico é transmitido ao computador, onde ocorre o processamento desse sinal em valores de torque. Esses valores ficam armazenados no banco de dados do programa.

A Figura 1 mostra os componentes de um dinamômetro isocinético.



Figura 1. Dinamômetro isocinético do tipo Biodex System 3. A= braço de alavanca; B=localização da célula de carga; C=unidade de aceitação da força (21).

A dinamometria isocinética é uma ferramenta que possibilita conhecer o torque muscular das articulações de forma isolada, evidenciando possíveis déficits de torques entre musculaturas antagonistas, bem como entre os membros avaliados (6, 8, 22). Embora a velocidade de $180^\circ/s$ seja mais comumente utilizada, por encontrar-se no intervalo mais próximo da velocidade desenvolvida durante a prática esportiva (23, 24), a análise em diferentes velocidades angulares (baixas, médias e altas), é fundamental, pois oferece mais informações do perfil muscular dos membros de suporte dominante (MS D) e não dominante (MS ND) das atletas.

3.3 Implicações Clínicas

Na prática do futsal, os membros inferiores são solicitados em ações que envolvem aceleração e desaceleração que podem sobrecarregar a articulação do joelho das atletas, principalmente no caso do gênero feminino que devido a fatores

hormonais e de geometria corporal apresentam maior ativação do quadríceps e presença de valgo em tarefas esportivas (25-27).

Durante a mudança de direção ocorre à desaceleração do membro inferior de suporte que pode levar a uma combinação de movimentos e rotações no membro inferior, chamado de valgo dinâmico. O valgo dinâmico do joelho é quando o atleta não consegue manter o alinhamento dos membros inferiores durante a execução de uma tarefa, promovendo maiores movimentos nos planos frontal e transversal. Por exemplo, ocorre uma adução e rotação interna do fêmur, que reflete em um valgo excessivo no joelho, associado à rotação externa e translação anterior da tibia, e eversão do tornozelo (28-30).

As alterações do alinhamento dos membros inferiores, como o valgo dinâmico do joelho impõem forças rotacionais e de cisalhamento na articulação do joelho do atleta aumentando a sobrecarga principalmente no ligamento cruzado anterior (LCA).

Visto que a mudança de direção é um movimento essencial na prática de modalidades coletivas, por exemplo, para driblar o oponente, esse movimento deve ser observado a fim de compreender o padrão de execução do membro de suporte ao realizar esse movimento, além de detectar a presença do valgo dinâmico.

O conhecimento dos fatores biomecânicos, pelas análises cinemática e dinâmica tem o intuito de identificar os possíveis mecanismos modificáveis envolvidos na distribuição da carga na articulação do joelho. Lembrando que não deve ser considerada apenas a articulação tibiofemoral, devido evidências de contribuição de movimentos da articulação de tornozelo e quadril na sobrecarga do joelho (14, 31, 32).

Assim, alguns fatores que podem ser observados no membro de suporte na mudança de direção são: as forças externas impostas na interação do membro inferior com o solo e a amplitude de movimento realizada pelas articulações do membro inferior. Uma vez que essas informações refletem a capacidade do membro de suporte manter a estabilidade dinâmica do corpo sem comprometer ou sobrecarregar estruturas passivas.

Dessa forma, a magnitude das forças impostas na desaceleração membro de suporte, e as amplitudes de movimento adotadas nas articulações que compõem o membro inferior na execução do movimento devem ser observadas associadamente para assim compreender os mecanismos envolvidos na sobrecarga do joelho. Em virtude da ocorrência de movimentos compensatórios ao longo da cadeia cinética (26, 27, 33, 34).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Caracterização da Amostra

Para o desenvolvimento do estudo foram avaliadas 10 atletas de futsal feminino com idade de 20 ± 2 anos (média \pm desvio padrão), com massa corporal de 59.10 ± 9.22 Kg e com estatura de 1.65 ± 0.08 m (vide APÊNDICE A). As atletas amadoras pertencem a equipes atléticas da Universidade Estadual de Campinas (UNICMP) e a equipe do clube Bonfim Recreativo e Social, da cidade de Campinas, São Paulo, participantes de campeonatos regionais.

Ambos os membros inferiores foram avaliados na função de membro de suporte na mudança de direção, com o membro dominante definido com o membro inferior de preferencia na função de suporte.

Para a participação no estudo, os atletas atenderam aos seguintes critérios de inclusão: a) praticarem a modalidade por no mínimo 5 anos; b) realizem o treinamento de futsal no mínimo 3x/semana; e c) concordarem em participar da pesquisa. Os critérios de exclusão foram: a) lesão prévia recente (menos de 1 mês da coleta) osteomioarticular no membros inferiores; e b) não ter treinado ou participado de jogo no dia anterior ao da coleta.

As atletas foram devidamente informados sobre os objetivos da pesquisa e os procedimentos a serem realizados através de um de Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO A), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas (n°948741/2015-CEP) (ANEXO B).

4.2 Procedimentos e Instrumentação

Os procedimentos desta pesquisa foram realizados nas dependências do Laboratório de Instrumentação para Biomecânica (LIB) e do Laboratório Integrado de Ensino, Pesquisa e Extensão (LABFEF) da Faculdade de Educação Física da UNICAMP.

As avaliações ocorreram sempre no início da semana para evitar a fadiga das atletas devido a treinamento ou jogo, totalizando dois dias de coleta. Primeiramente foi analisado o movimento da mudança de direção por meio da filmagem da tarefa e da medida da força de reação do solo sobre o membro de suporte simultaneamente. No segundo dia de avaliação foram realizadas apenas as avaliações isocinéticas.

As medidas antropométricas (altura e massa corporal) foram medidas por meio de um estadiômetro de madeira com precisão de 1mm e através de uma balança digital com precisão 0.1g.

4.2.1 Análise Cinemática

A análise cinemática é baseada na reconstrução tridimensional da posição de marcadores localizados sobre o corpo dos sujeitos, após uma filmagem. As coordenadas espaciais destes marcadores foram obtidas através da videogrametria, sendo utilizado o sistema Dvideo (35-37).

Para o procedimento foram utilizadas 5 câmeras de vídeos digitais (marca BASLER[®], modelo 602fc), com frequência de aquisição foi de 100 Hz para captura das imagens do movimento do membro de suporte na mudança de direção, e armazenadas em arquivo de extensão .AVI para posterior processamento. A

disposição das câmeras ao redor do laboratório foi uma anterior, duas diagonais ao lado direito e duas diagonais ao lado esquerdo de forma que toda a área de coleta seja abrangida e que todos os marcadores possam ser visualizados (Figura 2). Para que seja possível obter a reconstrução tridimensional é necessário que pelo menos duas câmeras filmem o mesmo marcador.

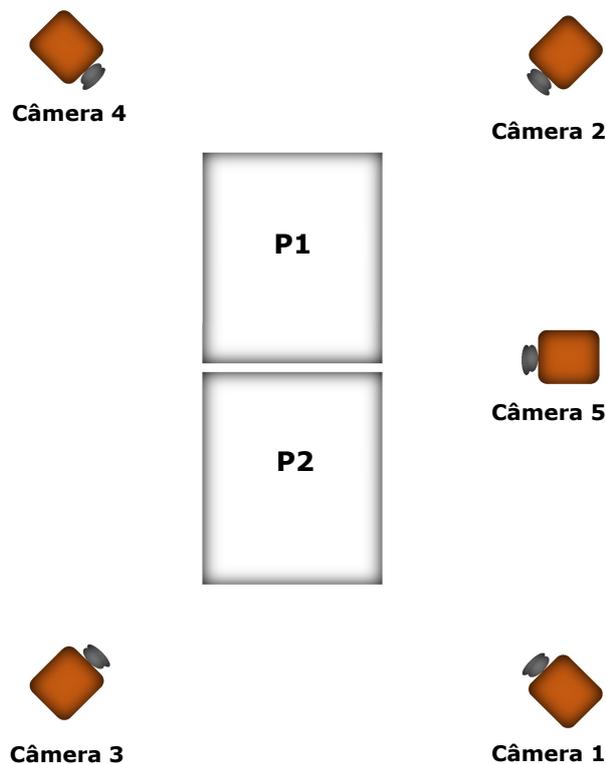


Figura 2. Posicionamento das câmeras para captura do movimento e das plataformas de força. As atletas podiam pisar em apenas uma das plataformas.

A obtenção dos dados cinemáticos ocorre em 4 fases: a calibração da área de coleta, aquisição de imagem estática das atletas, aquisição do movimento de mudança de direção sobre a plataforma de força e teste de acurácia.

O registro das imagens foi feito em um espaço (área de coleta) previamente calibrado em relação a um sistema de coordenadas predefinido. Como objeto de calibração foi utilizado um sistema fixo, composto por fios de prumo com 27

marcadores retroreflexivos cada, totalizando 162 marcadores, em que é conhecido o sistema de coordenadas X, Y e Z de cada ponto (Figura 3). As coordenadas 3D da calibração da área de coleta é utilizada para calibração das imagens registradas pelas câmeras. Posteriormente, é realizada a correção da distorção óptica provenientes da utilização das câmeras Basler®, como descrito por Silvatti (38), por meio de um procedimento DLT linear.



Figura 3. Objeto de calibração composto por 6 fios de prumo.

Neste estudo foram utilizados 24 marcadores esféricos retroreflexivos de 15 mm de diâmetro afixados, com fita antialérgica, em pontos anatômicos da pelve e membros inferiores do sujeito na posição em pé, de acordo com o modelo de representação escolhido (Figura 4). O modelo de orientação e representação do corpo utilizado é adaptado do modelo proposto por McLean, Su e Van den Bogert (39). O modelo consistiu de 7 segmentos, sendo pelve, coxa direita e esquerda, perna direita e esquerda, e pé direito e esquerdo, compondo as articulações do

quadril direito e esquerdo, joelho direito e esquerdo, e tornozelo direito e esquerdo. Com este modelo foi possível obter as variáveis lineares e angulares dos membros inferiores dos atletas durante a realização da mudança de direção.

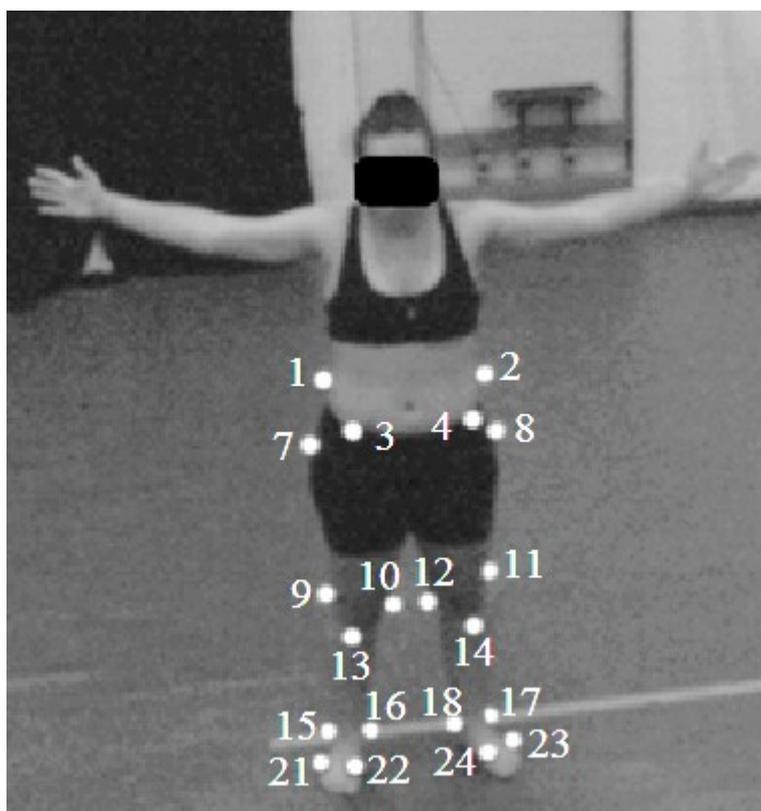


Figura 4. Vista anterior da localização dos marcadores esféricos sobre pontos anatômicos da pelve, coxa, perna e pé direito e esquerdo. Pontos anatômicos: 1- crista ilíaca direita, 2-crista ilíaca esquerda, 3-espinha ilíaca ântero superior direita, 4-espinha ilíaca ântero superior esquerda, 7-trôcanter maior do fêmur direito, 8- trôcanter maior do fêmur esquerdo, 9-epicôndilo lateral do fêmur direito, 10-epicôndilo medial do fêmur direito, 11-epicôndilo lateral do fêmur esquerdo, 12-epicôndilo medial do fêmur esquerdo, 13-tuberosidade da tíbia direita, 14-tuberosidade da tíbia esquerda, 15-maléolo lateral direito, 16- maléolo medial direito, 17- maléolo lateral esquerdo, 18- maléolo medial esquerdo, 21-cabeça do V metatarso direito, 22-cabeça do I metatarso direito, 23-cabeça do V metatarso esquerdo, 24-cabeça do I metatarso esquerdo.

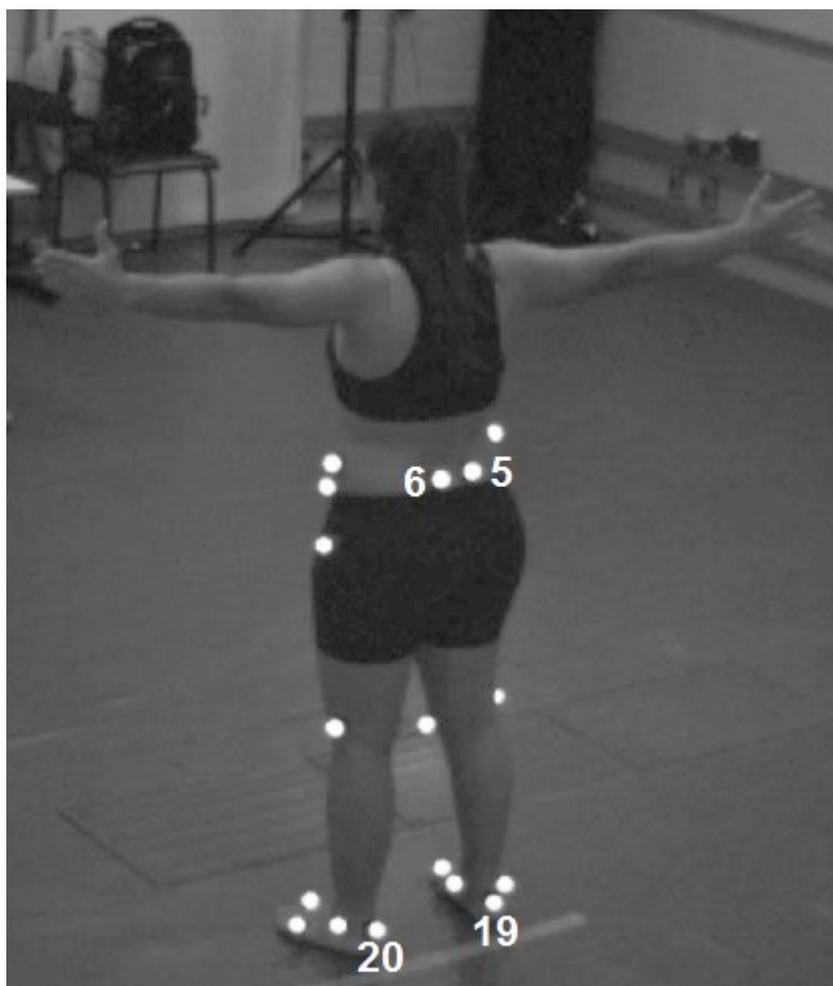


Figura 5. Vista posterior da localização dos marcadores esféricos sobre pontos anatômicos da pelve, e pé direito e esquerdo. Pontos anatômicos: 5-espina ilíaca pósterio superior direita, 6-espina ilíaca pósterio superior esquerda, 19-calcâneo direito, 20-calcâneo esquerdo.

As medições das projeções dos marcadores nas sequências de imagens foram feitas simultaneamente para os 24 marcadores de maneira automática, usando um algoritmo de processamento de imagens baseado em morfologia matemática, e então reconstruídas as coordenadas tridimensionais dos marcadores pelo sistema Dvideo (35-37).

O processamento constitui-se primeiramente da aquisição de imagem das atletas de forma estática, onde o indivíduo já com os marcadores fixados nos pontos anatômicos recebem a instrução de se posicionar em posição anatômica e realizar a abdução dos ombros para obter a posição e orientação dos segmentos corporais

(Figura 6). A tomada estática é necessária para a posterior construção do modelo biomecânico dos membros inferiores no software Visual3D®.

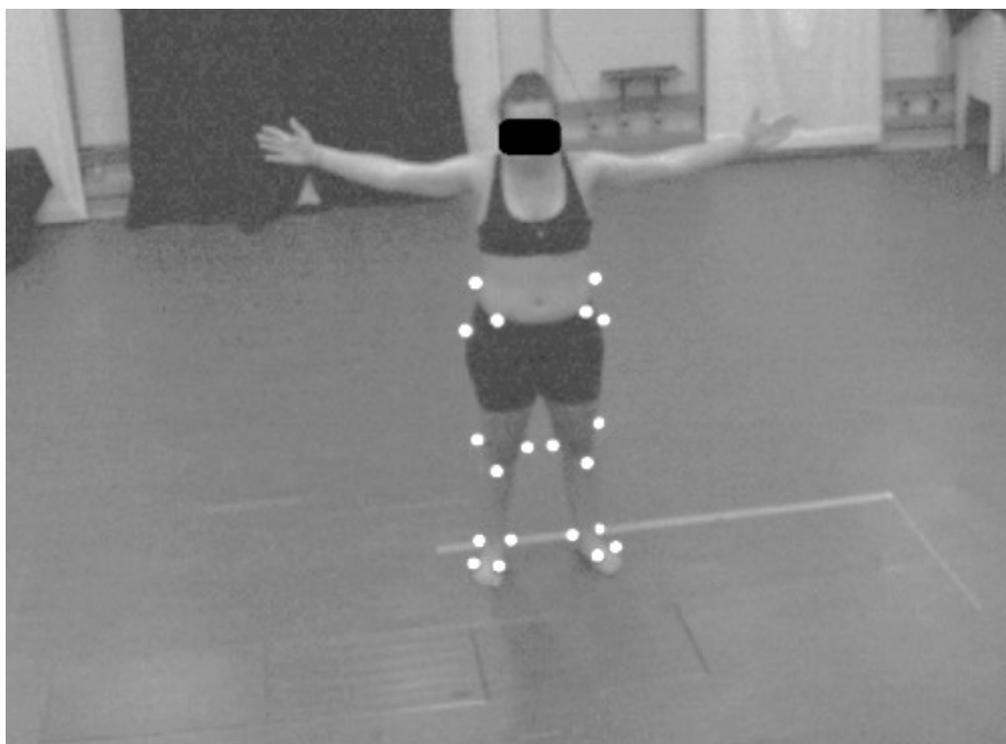


Figura 6. Coleta estática dos marcadores posicionados nos membros inferiores das atletas de futsal.

Comumente antes da coleta dinâmica retiram-se alguns marcadores mediais (epicôndilo direito e esquerdo, e maléolo direito e esquerdo), porém neste estudo optou-se por manter todos os marcadores. Essa decisão é pela possibilidade de orientação dos segmentos apesar da perda de alguns frames causada pela oclusão de alguns marcadores em determinados instantes de tempo.

Assim, após a coleta estática o terceiro passo foi executar a mudança de direção, em que as atletas foram orientadas a correr em direção a área de coleta onde se encontrava as plataformas de força (marca Kistler®, modelo 9286BA com frequência de aquisição de 500Hz). Pisar com um dos membros inferiores sobre uma das plataformas e depois mudar a direção do movimento para o lado contrário

do pé em apoio, ou seja, ao pisar com o membro inferior direito, ir para o lado esquerdo (Figura 7). O sucesso do movimento ocorre quando a atleta pisa no centro de apenas uma plataforma de força.

A velocidade de aproximação à área de coleta não foi controlada devido neste estudo apenas ser abordada uma das possíveis formas de mudança de direção desempenhadas em quadra. Assim as atletas apenas foram instruídas a executarem a mudança de direção o mais semelhante ao desempenhado em quadra.

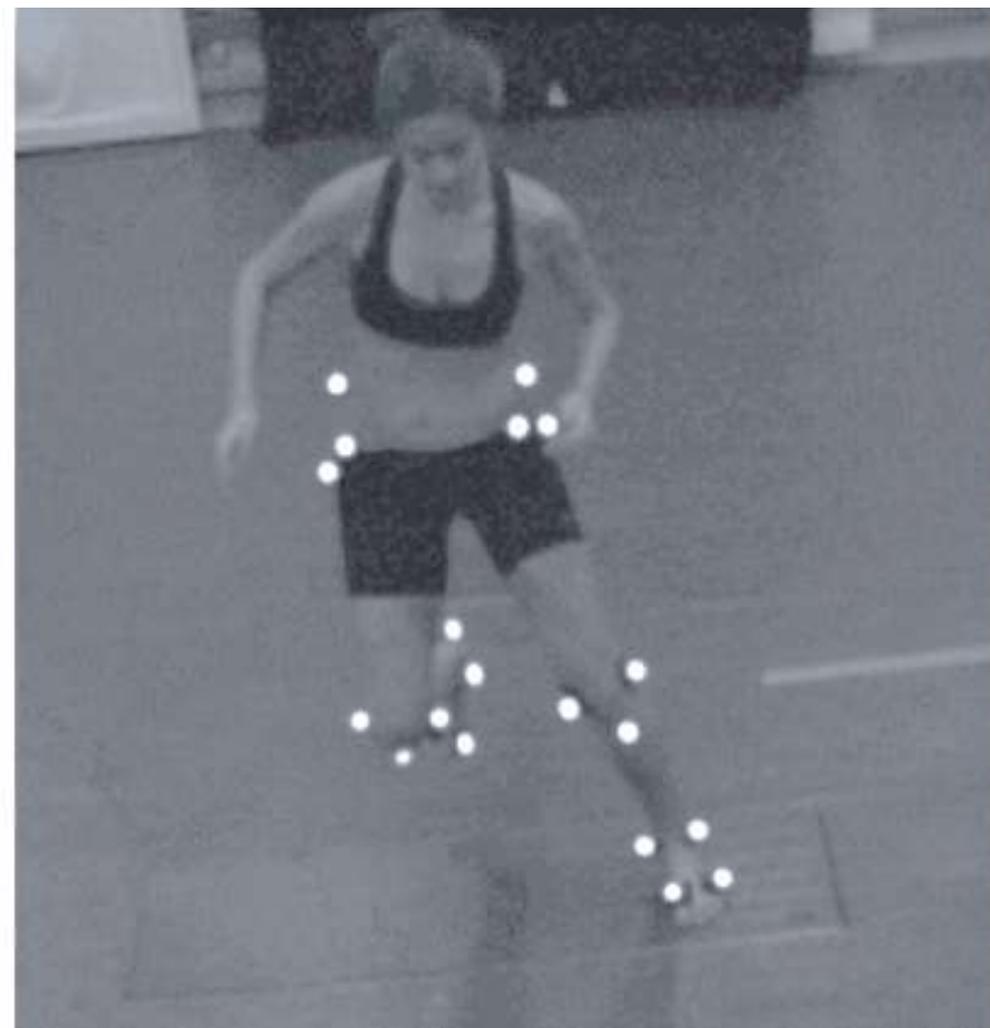
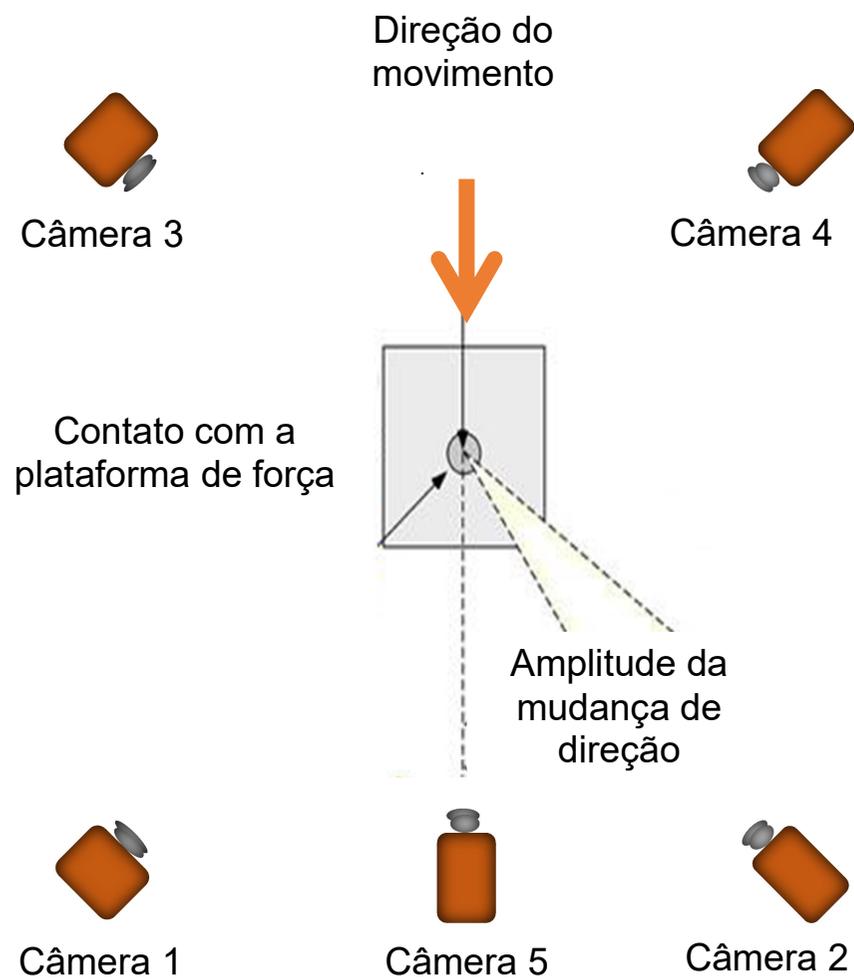


Figura 7. Demonstração da execução da mudança de direção sobre uma plataforma de força.

Previamente a realização da coleta, as atletas realizaram uma sequência de mudanças de direções com os ambos os membros inferiores na função de suporte para familiarização da execução do movimento dentro da área de coleta. Cada atleta realizou três tentativas de mudança de direção com o membro de suporte dominante e com o membro de suporte não dominante, iniciando a coleta sempre com o membro dominante. Entre as repetições foi realizada uma pausa com duração de 60 segundos para evitar fadiga.

A mudança de direção foi realizada pela atleta descalça para que fosse possível a colocação dos marcadores sobre os pontos anatômicos do pé. O uso do calçado poderia comprometer o posicionamento correto dos marcadores.

A última etapa consiste no teste de acurácia do sistema para avaliar o erro no processo de reconstrução tridimensional do estudo (37). Para o teste de acurácia foi realizado a aquisição da imagem da movimentação de uma haste rígida em formato de cruz, com 4 marcadores passivos fixados nas extremidades e com distâncias conhecidas entre si (Figura 8). A haste foi movimentada por todo o volume referente à área de coleta, por 10 segundos. As imagens também foram processadas e rastreadas no software Dvideo (35, 36), obtendo as coordenadas dos marcadores em cada instante de tempo. A acurácia obtida pelo sistema foi de 3mm.

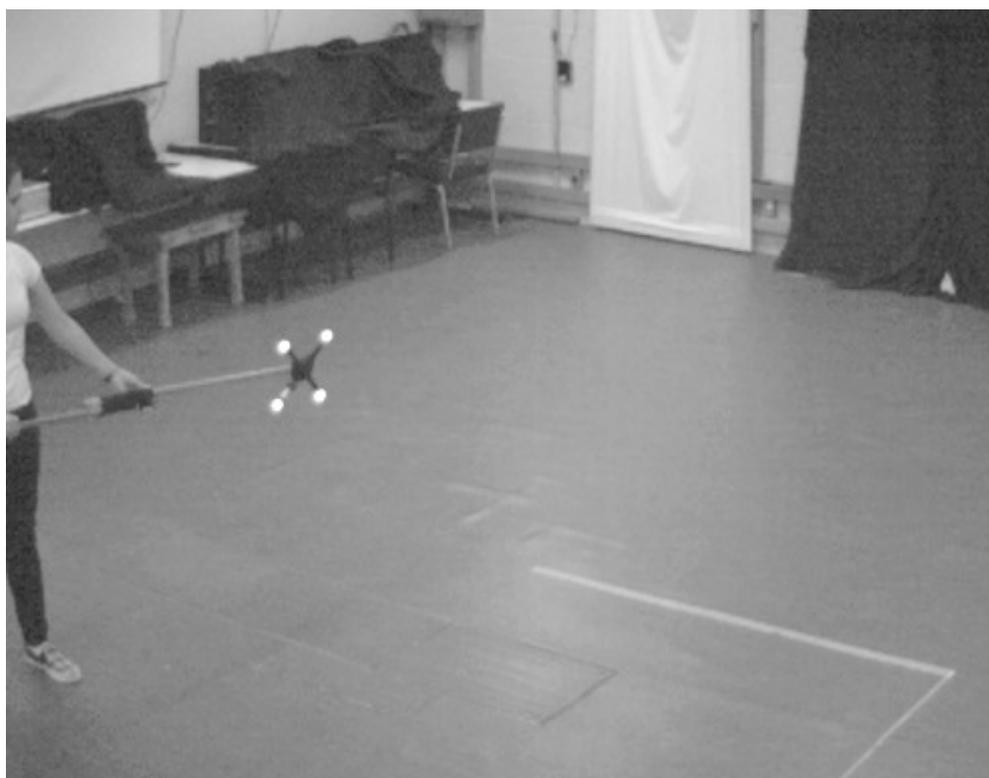


Figura 8. Teste de acurácia do sistema

4.2.2 Análise Dinâmica

A análise dinâmica consistiu na obtenção dos valores de força de reação do solo na plataforma de força, e dos valores de torque muscular por meio de dinamometria isocinética.

4.2.2.1 Força de reação do solo

A plataforma de força estava sincronizada com a cinemática. A plataforma de força (KISTLER, modelo 9286BA) com frequência de aquisição de 500Hz, foi utilizada para a obtenção dos dados referentes a força de reação do solo produzida

no intervalo de tempo em que as atletas pisaram na plataforma em apoio unipodal para executar a mudança de direção para o lado contrário ao do pé de apoio.

Primeiramente as atletas foram posicionadas sobre a plataforma de força onde permaneceram estáticas para a mensuração do peso corporal e posterior normalização dos dados.

Cada atleta realizou três tentativas de mudança de direção com o membro de suporte dominante e com o membro de suporte não dominante, iniciando a coleta sempre com o membro dominante. Entre as repetições foi realizada uma pausa com duração de 60 segundos para evitar fadiga.

4.2.2.2 Avaliação Isocinética

O dinamômetro isocinético do tipo Biodex System 3 (marca Biodex Medical Systems, Nova York, EUA) com frequência de aquisição de 100 Hz, foi utilizado para a obtenção dos dados referentes ao torque produzido em contrações voluntárias máximas dos grupos musculares extensor e flexor do joelho.

O modo de contração utilizado no dinamômetro isocinético foi o concêntrico, tanto para a extensão quanto para a flexão de joelho, com velocidade constante pré-determinada de 60°/s, 180°/s e 300°/s. Assim que o sujeito atinge a velocidade estabelecida, a resistência encontrada gerada pelo dinamômetro é igual à força produzida pelo sujeito durante toda a amplitude de movimento de extensão e flexão do joelho.

Previamente à realização do teste, cada participante realizou um aquecimento de 5 minutos em bicicleta ergométrica (marca *Movement*), em uma cadência de pedalada de preferência. Os principais objetivos do aquecimento foram o de

aumentar a elasticidade musculotendínea, aumentar o fluxo sanguíneo e lubrificação da articulação (40).

Em seguida, cada participante foi posicionada sentada na cadeira do dinamômetro, com a perna fixada pelo tornozelo. A região distal da coxa e o tronco foram fixados e estabilizados por meio de cintos de velcro no sentido de prevenir movimentos acessórios. O eixo de rotação do joelho (parte lateral do côndilo femoral) foi alinhado com o braço de alavanca do dinamômetro. Após o posicionamento do sujeito, foram registradas as medidas referentes: a) altura da cadeira; b) encosto; c) posição da cadeira; d) altura do braço de alavanca; e) posição do dinamômetro, com o objetivo de padronizar a posição de teste de cada sujeito individualmente.

Para a correção da gravidade, foi posicionada a perna do sujeito sobre o braço de alavanca numa amplitude de 30° , no qual é medido o torque exercido pelo membro e automaticamente o software do dinamômetro corrige os valores de torque que serão mensurados. No caso do membro estar fazendo a extensão, contra a gravidade, será adicionado este torque corrigido ao torque mensurado, enquanto na flexão, a favor da gravidade, será subtraído (41).

A calibração do dinamômetro foi realizada de acordo com as especificações contida no manual do fabricante. A ação da musculatura de quadríceps e isquiotibiais foram avaliadas com o movimento da articulação do joelho na amplitude de movimento limitada entre 90° de flexão e 0° de extensão (0° de extensão foi considerado extensão completa). Para a familiarização das participantes ao dinamômetro, foi realizada uma série de cinco repetições submáximas de extensão e flexão do joelho a $60^\circ/s$, $180^\circ/s$ e $300^\circ/s$, seguido por um período de recuperação de 90 segundos entre cada repetição.

A avaliação foi realizada em 1 série de cinco repetições de flexão/extensão do joelho no modo concêntrico-concêntrico, à 60°/s, 180°/s e 300°/s no membro de suporte dominante e não dominante. Entre as séries (velocidades) foi realizada uma pausa com a duração de 60 segundos para evitar fadiga.

Todas as participantes receberam estímulo verbal para desenvolver torque máximo a cada repetição.

4.3 Análise das Variáveis

A partir da reconstrução 3D realizada pelo sistema Dvideo das variáveis cinemáticas, foram identificadas a posição e orientação dos marcadores localizados nos membros inferiores durante toda a realização da mudança de direção. Estes dados foram transformados do formato .3d em formato.c3d para serem processados pelo software Visual 3D (Visual 3D Professional V5).

Neste software foi criado um modelo biomecânico do membro inferior a partir das marcas anatômicas do protocolo de marcadores, contendo os segmentos: pelve, coxa (direita e esquerda), perna (direita e esquerda) e pé (direito e esquerdo), que considera os segmentos como corpos rígidos articulados por juntas esféricas ideais, ou seja, com seis graus de liberdade, sendo três graus de liberdade de rotação e três graus de liberdade de translação. A cada segmento corporal foi associado um sistema de coordenadas local, conforme representado na Figura 9.

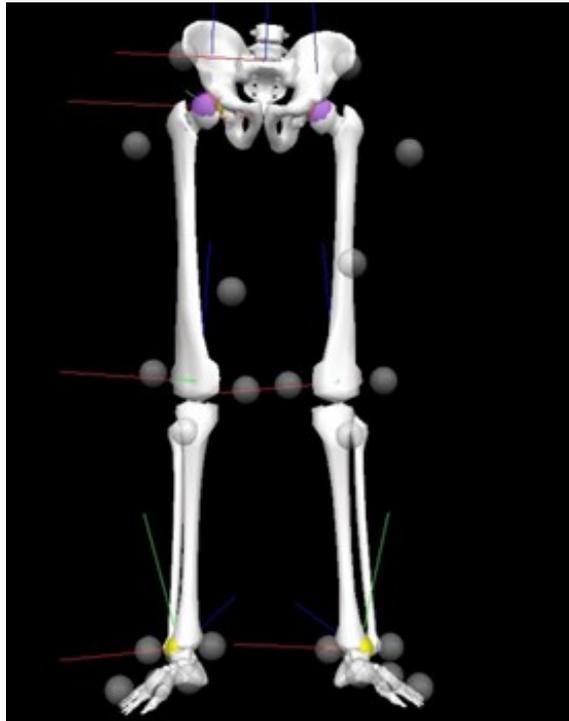


Figura 9. Modelo dos segmentos corporais criado no Visual 3d®.

Os segmentos distais foram orientados em relação ao segmento proximal, e assim foi possível calcular os ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo do lado direito e esquerdo utilizando a sequência de rotação Cardan X-Y-Z. No plano sagital os valores positivos correspondem à flexão e negativos a extensão, o plano frontal os valores positivos correspondem à adução e negativos a abdução, e no plano transversal os valores positivos correspondem à rotação interna e negativa a rotação externa.

A filtragem dos ângulos articulares foi feita no software Visual 3D utilizando o filtro digital Butterworth passa-baixa de 4ª ordem, em uma frequência de corte de 6Hz, determinada a partir de uma análise espectral utilizando Transformada de Fourier.

Para a análise dos ângulos articulares adotados na mudança de direção pelo membro de suporte apenas foram considerados os valores obtidos do contato inicial

do pé com a superfície da plataforma de força (CI) até o instante de máxima flexão do joelho que corresponde ao último instante que antecede a perda de contato com a superfície da plataforma de força (CF). Este intervalo de tempo do CI até o CF é chamado de fase de suporte, observado na figura 10. Os ângulos articulares adotados em apoio unipodal pelo membro inferior de suporte foram obtidos no plano frontal, sagital e transversal.

Como a mudança de direção foi realizada sobre a plataforma de força, foram obtidos os dados de força de reação do solo do instante inicial de contato do pé com a plataforma (CI) até o contato final do pé (CF), obtendo a força de reação do solo resultante durante toda a fase de suporte (figura 10). A filtragem da FRS foi realizada em ambiente Matlab[®] sendo utilizado um filtro digital Butterworth passa-baixa de 2ª ordem, em uma frequência de corte de 10 Hz. Após a filtragem foram identificados dois picos de FRS manualmente: primeiro pico (FRS1) ocorre no contato inicial da plataforma, referente ao contato do antepé. O segundo pico (FRS2) ocorre após a FRS1, quando o pé toca totalmente a superfície da plataforma, referente ao contato do calcanhar (figura 10).

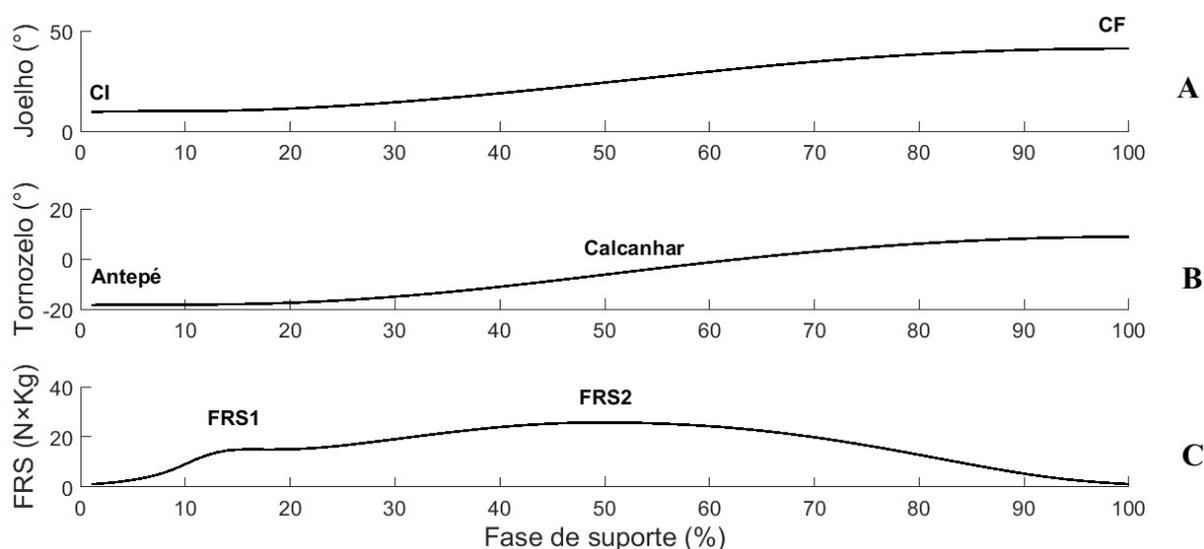


Figura 10. Representação da fase de suporte. A) flexão do joelho, B) flexão plantar do tornozelo e C) força de reação do solo resultante.

Para a análise dos dados isocinéticos, a filtragem dos dados brutos também ocorreu em ambiente Matlab[®] sendo utilizado o filtro digital Butterworth passa-baixa de 4^a ordem, em uma frequência de corte de 2 Hz. Dessa forma, foram obtidos os valores de torque extensor e flexor do joelho, e posteriormente calculada a razão entre os grupos musculares antagonistas (torque flexor/ torque extensor) tanto no membro dominante quanto no membro não dominante, na amplitude de 25° a 80°, segundo descrito por Rodrigues (21) e Rodrigues *et al.* (42).

Para conhecer o torque adquirido em condição isocinética desprezam-se as fases de aceleração e desaceleração do movimento que acontecem no início e final do movimento realizado pela articulação do joelho, como descrito por Iossifidou e Baltzopoulos (43). Com a análise dos valores de torque dos grupos musculares envolvidos na estabilidade do joelho, é possível conhecer o equilíbrio muscular das atletas ao longo do ciclo de movimento de flexão/extensão do joelho.

Todas as variáveis foram normalizadas para facilitar a interpretação dos resultados em relação à fase de suporte da mudança de direção.

4.4 Análise Estatística

Os dados obtidos foram submetidos ao teste de normalidade de Lilliefors ($p < 0.05$) para a verificação da sua normalidade. Como apresentaram distribuição normal ($p = 0.05$), foi realizado o teste de análise de variância (ANOVA) para a comparação dos ângulos articulares (quadril, joelho e tornozelo), força de reação do solo (FRS1 e FRS2), torque extensor, torque flexor e razão (em todas as velocidades angulares) entre o membro dominante e não dominante. O teste de coeficiente de correlação de Pearson foi realizado para avaliar a relação entre os picos de força de reação do solo (FRS1 e FRS2) e ângulos articulares (joelho e tornozelo). A interpretação dos graus de correlação é: 0,9 a 1 indica ótima correlação, 0,7 a 0,9 indica alta correlação, 0,5 a 0,7 indica moderada correlação, 0,3 a 0,5 indica baixa correlação, e 0 a 0,3 indica baixa a nenhuma correlação (44). Todas as variáveis foram analisadas ao nível de significância de $p < 0,05$ (95% de significância).

5 RESULTADOS

Para conhecer os fatores biomecânicos que possam influenciar na sobrecarga do joelho na mudança de direção, foram analisadas as variáveis dinâmicas (torque muscular e FRS) e cinemáticas (ângulos articulares) sobre o membro de suporte.

Os valores de torque obtidos nas velocidades angulares de $60^\circ/s$, $180^\circ/s$ e $300^\circ/s$ foram analisados ao longo da amplitude de movimento de flexão do joelho para o membro de suporte dominante e não dominante (APÊNDICE B). A partir da média das atletas foi identificado o pico de torque extensor e flexor, e o ângulo em que ocorre (Tabela 1). Como uma das atletas não compareceu ao segundo dia de coleta dos dados correspondente a avaliação isocinética, a tabela 1 apresenta os valores referentes a 9 atletas.

Ao comparar o membro de suporte dominante e não dominante o torque extensor a $60^\circ/s$ e $180^\circ/s$ apresentaram diferença significativa com maiores valores no membro dominante, porém a $300^\circ/s$ não foram encontradas diferenças, com maior valor no membro não dominante. Enquanto que os torques flexores apresentaram diferença significativa em todas as velocidades, com maiores valores no membro de suporte não dominante.

Tabela 1. Média do pico de torque extensor e flexor (ângulo articular) das 9 atletas de futsal feminino.

Torque (N·m)	Velocidade angular (°/s)	MS D	MS ND	p
Extensor	60°/s	157,40 (78°)	149,7 (80°) *	0,01
	180°/s	96,46 (58°)	92,42 (60°) *	0,00
	300°/s	55,68 (58°)	56,21 (59°)	0,11
Flexor	60°/s	80,38 (60°) *	87,25 (33°)	0,00
	180°/s	67,78 (53°) *	70,81 (49°)	0,00
	300°/s	49,76 (71°) *	55,41 (66°)	0,00

MS D = membro de suporte dominante; MS ND = membro de suporte não dominante; * diferença significativa entre os MD e MND (<0,05).

Os valores de razão obtidos nas velocidades angulares de 60°/s, 180°/s e 300°/s foram analisados ao longo da amplitude de movimento de flexão do joelho para o membro de suporte dominante e não dominante (APÊNDICE C).

A tabela 2 mostra os valores pontuais da razão produzidos nos ângulos de 25° a 80° em todas as velocidades angulares. Nas velocidades de 60°/s, 180°/s e 300°/s os valores de razão mostram-se dentro da referência de normalidade de 50% a 80% em todos os ângulos de flexão de joelho, exceto a 60°/s em que no intervalo de 75° a 80° de flexão do joelho os valores de razão encontram-se abaixo da referência.

Ao comparar o membro de suporte dominante e não dominante somente a razão a 60°/s nos intervalos de 55° a 80° de flexão do joelho apresentaram diferença significativa com maiores valores no membro não dominante.

Tabela 2. Valores médios de razão (%) obtidos nos ângulos de 25° a 80° de flexão do joelho do membro de suporte dominante e não dominante das 9 atletas nas velocidades de 60°/s, 180°/s e 300°/s.

Ângulos articulares	60°/s			180°/s			300°/s		
	MS D	MS ND	p	MS D	MS ND	p	MS D	MS ND	p
25°	93,25	111,8	0,13	85,14	99,87	0,22	85,92	95,95	0,42
30°	83,97	100,6	0,10	81,43	93,79	0,21	86,36	96,26	0,42
35°	76,43	91,57	0,08	78,44	89,05	0,20	86,84	96,6	0,41
40°	70,42	84,13	0,06	76,04	85,29	0,20	87,36	96,99	0,40
45°	65,70	77,98	0,05	74,13	82,28	0,21	87,94	97,42	0,40
50°	59,02	72,87	0,05	72,65	79,89	0,24	88,57	97,91	0,40
55°	56,75 *	68,58	0,04	71,55	78,02	0,28	89,27	98,45	0,40
60°	56,45 *	64,91	0,04	70,8	76,62	0,34	90,03	99,05	0,41
65°	54,04 *	61,75	0,03	70,39	75,64	0,41	90,87	99,72	0,41
70°	51,64 *	59,02	0,01	70,31	75,07	0,48	91,79	100,5	0,41
75°	49,16 *	56,68	0,01	70,58	74,93	0,59	92,79	101,3	0,42
80°	46,67 *	54,71	0,02	71,22	75,24	0,61	93,89	102,2	0,43

Nota: MS D = membro de suporte dominante; MS ND = membro de suporte não dominante; * diferença significativa entre os MS D e MS ND (<0,05).

A Tabela 3 mostra a média dos ângulos articulares alcançados na execução da mudança de direção nas articulações do quadril, joelho e tornozelo nos membros de suporte dominante e não dominante em todos os planos de movimento. Os movimentos de flexão, adução e rotação interna são positivos e os movimentos de extensão, abdução e rotação externa são negativos.

Na articulação do quadril, do início ao fim da mudança de direção as atletas de futsal permanecem em flexão, abdução e rotação interna, porém com diminuição dos ângulos. O joelho realiza uma flexão, adução e rotação externa, com aumento

dos ângulos de flexão e adução, e diminuição da rotação externa. No caso da articulação do tornozelo, o movimento inicia em flexão plantar (extensão), adução e supinação (rotação interna) e finaliza a fase de suporte em flexão dorsal (flexão), e aumento dos ângulos de adução e supinação. Visto que não há movimentos puros na articulação do tornozelo, pode-se dizer que as atletas iniciam o movimento em inversão e mantem o pé em varo (adução + supinação).

Ao comparar os membros inferiores, os valores de amplitudes de movimento alcançadas no contato inicial e final não apresentaram diferenças significativas no quadril, joelho e tornozelo no plano sagital, frontal e transversal.

Em relação à diferença entre o contato final e inicial, há maior variação dos ângulos articulares principalmente no plano sagital do joelho e tornozelo em ambos os membros, com maior variação no membro não dominante. A Figura 11 mostra essa variação dos ângulos articulares da articulação do joelho e tornozelo em função da fase de suporte (do contato inicial ao contato final). Observa-se que há uma maior variabilidade entre as atletas nos ângulos do joelho no membro de suporte dominante, e nos ângulos de tornozelo no membro de suporte não dominante principalmente no início da fase de suporte (0% até 50%).

Tabela 3. Valores médios dos ângulos articulares (°) dos membros inferiores no contato inicial e final na mudança de direção das 10 atletas de futsal feminino.

Articulação	Movimento	CI			CF			Δ	
		MS D	MS ND	p	MS D	MS ND	p	MS D	MS ND
Quadril	Flexão/Extensão	48,85°	42,92°	0,24	40,95°	34,67°	0,07	7,9°	8,25°
	Adução/Abdução	-8,11°	-7,04°	0,67	-9,06°	-6,54°	0,3	-0,95°	0,5°
	Rotação Interna/ Externa	13,98°	8,61°	0,42	5,78°	5,29°	0,9	8,2°	3,32°
Joelho	Flexão/Extensão	10,1°	8,16°	0,69	45,05°	44,74°	0,92	34,95°	36,58°
	Adução/Abdução	3,56°	2,17°	0,47	4,31°	4,14°	0,95	0,75°	1,97°
	Rotação Interna/ Externa	-24,65°	-24,6°	0,99	-13,79°	-14,62°	0,8	10,86°	9,98°
Tornozelo	Flexão dorsal/ Flexão plantar	-7,25°	-15,51°	0,12	10,37°	10,45°	0,97	17,62°	25,96°
	Adução/Abdução	7,08°	9,1°	0,61	13,25°	14,43°	0,7	6,17°	5,33°
	Supinação/ Pronação	7,27°	9,71°	0,4	12,98°	12,83°	0,95	5,71°	3,12°

MS D = membro suporte dominante; MS ND = membro suporte não dominante; CI = contato inicial; CF = contato final; Δ = diferença entre contato final e inicial; p = diferença entre os MD e MND.

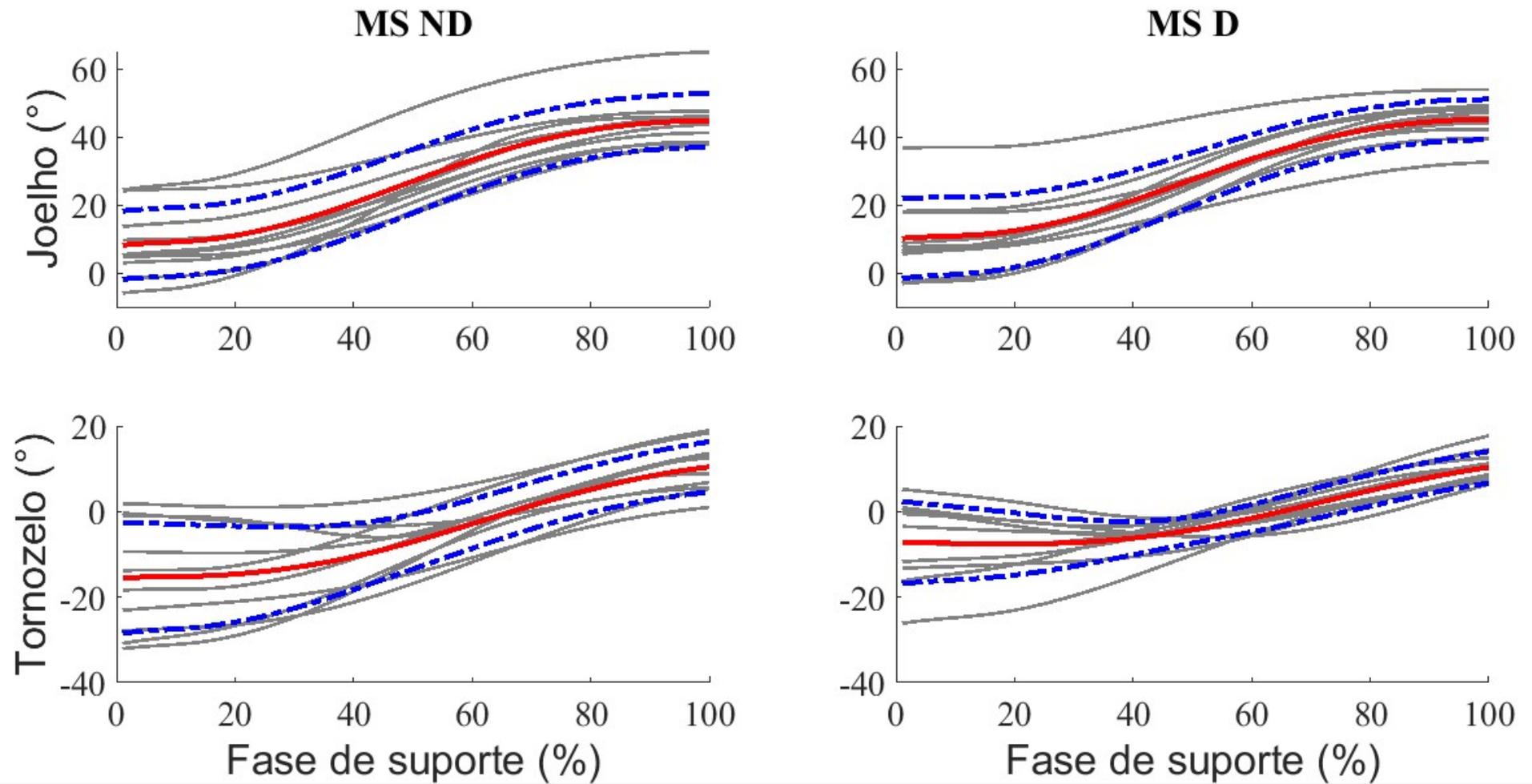


Figura 11. Amplitude de movimento no plano sagital durante o ciclo de movimento da mudança de direção com o membro de suporte dominante e não dominante. As linhas cinza representam a variação dos ângulos das 10 atletas de futsal feminino, a linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

Os valores de FRS resultante foram obtidos durante a fase de suporte (do contato inicial com a plataforma de força até a perda de contato com a superfície da plataforma) sendo identificados dois picos de força. Primeiro pico de força (FRS1) ocorre com o contato do antepé com a plataforma, e o segundo pico de força (FRS2) ocorre quando o pé toca totalmente a plataforma (figura 12). Pode-se observar que a FRS1 ocorre aproximadamente em 20% da fase de suporte e a FRS2 ocorre no meio do ciclo de movimento (entre 40% e 50%) que representa o momento em que o pé se encontra totalmente apoiado sobre a plataforma de força. Além disso, há uma maior variabilidade entre as atletas nos valores de FRS no membro de suporte não dominante em relação ao membro de suporte dominante.

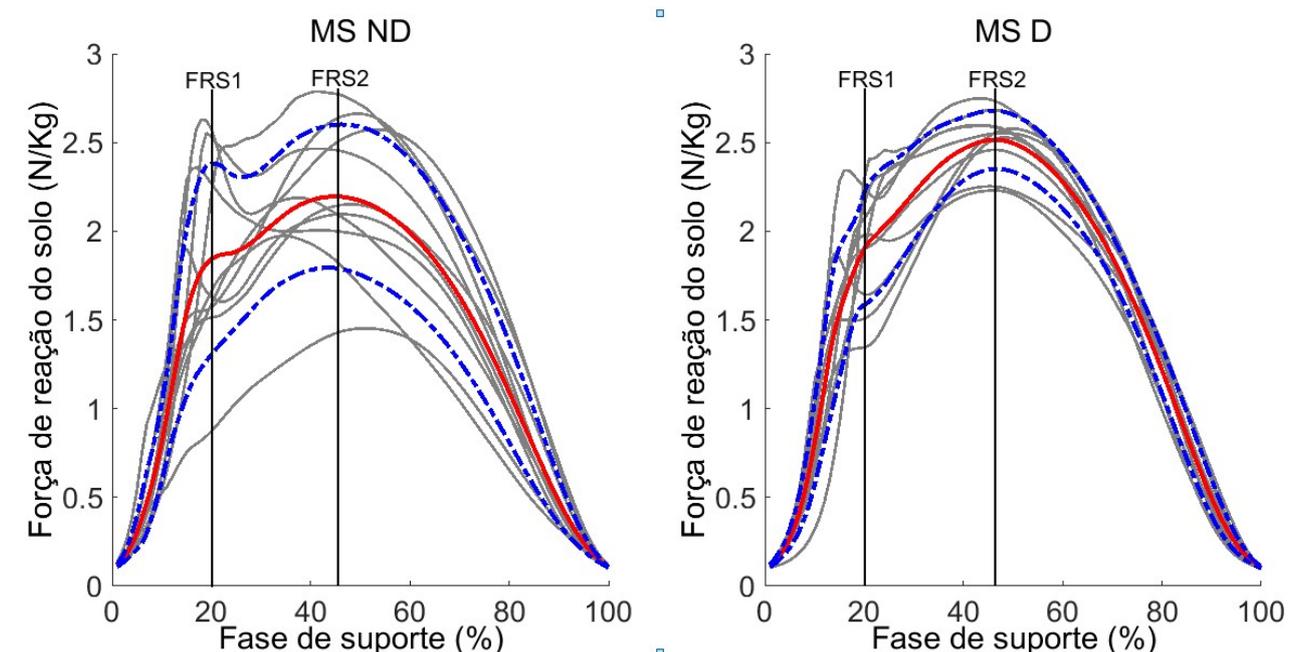


Figura 12. Força de reação do solo em função da fase de suporte no membro dominante e não dominante, respectivamente. As linhas cinza representam a variação de força de reação do solo das 10 atletas de futsal feminino, a linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão. MS D = membro suporte dominante; MS ND = membro suporte não dominante.

Na Tabela 4 estão descritos os valores médios de FRS1 e FRS2 obtidos na fase de suporte pelos membros inferiores. Os valores de FRS1 não apresentaram diferença

significativa, enquanto que os valores de FRS2 mostraram diferença significativa entre os membros, com maior valor no membro dominante.

Tabela 4. Valores de pico de FRS resultante dos membros inferiores obtido na execução da mudança de direção das 10 atletas de futsal feminino.

Variáveis	MS D	MS ND	p
FRS1 (N/kg)	1,90	1,84	0,77
FRS2 (N/Kg)	2,51	2,20 *	0,03

Nota: MS D = membro suporte dominante; MS ND = membro suporte não dominante; FRS1 = primeiro pico de força de reação do solo em relação ao contato com o antepé; FRS2 = segundo pico de força de reação do solo em relação ao contato do calcanhar; *=diferença significativa entre os MS D e MS ND.

Após análise das variáveis isoladamente, as variáveis obtidas simultaneamente (cinemáticas e força de reação do solo) foram correlacionadas de acordo com o contato inicial e final da fase de suporte. A tabela 5 mostra a relação entre os fatores biomecânicos analisados: ângulos articulares no plano sagital (joelho e tornozelo) e os picos de força de reação do solo (FRS1 e FRS2) obtidos durante a mudança de direção.

No membro dominante, o ângulo de contato final do tornozelo e a FRS2 apresentam uma alta correlação negativa de 70% ($p=0,04$). No membro não dominante, os ângulos de contato inicial e de contato final do joelho apresentam uma alta correlação de 70% ($p=0,04$). O ângulo de contato final do joelho e a FRS1 apresentam uma alta correlação negativa de 70% ($p=0,04$). O ângulo de contato final do joelho e a FRS2 apresentam uma alta correlação negativa de 78% ($p=0,01$). O ângulo de contato final do tornozelo e a FRS1 apresentam uma excelente correlação negativa de 90% ($p=0,00$).

Tabela 5. Coeficiente de correlação de Pearson entre os ângulos articulares no plano sagital e força de reação do solo no membro de suporte dominante e não dominante.

Variáveis	Joelho CI		Joelho CF		Tornozelo CI		Tornozelo CF		FRS1		FRS2	
	MS D	MS ND	MS D	MS ND	MS D	MS ND	MS D	MS ND	MS D	MS ND	MS D	MS ND
Joelho CI	1,00	1,00										
Joelho CF	0,59	0,69*	1,00	1,00								
Tornozelo CI	-0,44	0,35	0,30	0,49	1,00	1,00						
Tornozelo CF	0,32	0,50	0,39	0,65	0,30	0,64	1,00	1,00				
FRS1	0,65	-0,37	0,42	-0,69*	-0,45	-0,44	0,05	-0,90*	1,00	1,00		
FRS2	0,19	-0,32	0,03	-0,78*	-0,37	-0,46	-0,70*	-0,47	0,49	0,58	1,00	1,00

Nota: MS D = membro suporte dominante; MS ND = membro suporte não dominante; CI= contato inicial, CF= contato final, FRS1 = primeiro pico de força de reação do solo em relação ao contato com o antepé; FRS2 = segundo pico de força de reação do solo em relação ao contato do calcanhar; *=diferença significativa.

6 DISCUSSÃO

Em relação aos resultados do torque dos grupos musculares extensor e flexor em diferentes velocidades angulares ($60^\circ/s$, $180^\circ/s$ e $300^\circ/s$) foram encontrados diferença significativa ao comparar o membro de suporte dominante e não dominante, exceto no torque extensor a $300^\circ/s$. Os maiores valores de torque extensor encontrados no membro de suporte dominante podem ser devido a sua função de apoio, suporte e equilíbrio em cadeia cinética fechada (CCF), para que o membro de suporte não dominante execute sua função de ação como o chutar. Em contrapartida, os maiores valores de torque flexor se encontram no membro não dominante e pode ser explicado por dois fatores: os fundamentos executados ocorrerem em cadeia cinética aberta (CCA), e a desaceleração do membro inferior realizada pelos flexores a fim de controlar a força de translação tibial nos movimentos em CCA (45, 46).

Considerando atletas de futebol profissional masculino e feminino, Zabka *et al.* (47) e Silva Neto *et al.* (48) não encontraram diferença significativa nos valores de torque extensor e flexor á $60^\circ/s$ entre os membros inferiores, respectivamente. Por outro lado, (49) identificaram diferença de valores de torque flexor á $180^\circ/s$ e $300^\circ/s$, com maiores valores no membro de suporte não dominante de atletas futebol profissional. Os achados divergentes entre os estudos podem ser decorrentes dos modelos de treinamento de força e velocidade empregadas em diferentes modalidades coletivas (futebol e futsal), e até mesmo os diferentes tipos de treinamento que podem ser realizados na mesma modalidade.

Ao analisar atletas de futsal masculino á $60^\circ/s$, $120^\circ/s$, $180^\circ/s$ e $300^\circ/s$, Ferreira *et al.* (8) observaram diferença significativa apenas no torque extensor á $60^\circ/s$ sendo maior no membro de suporte não dominante, diferentemente do

resultado encontrado no presente estudo, que o maior valor de torque extensor à 60°/s e 180°/s ocorrem no membro dominante. Uma possível explicação para a divergência dos resultados encontrados com o autor acima pode ser decorrente do gênero avaliado. No presente estudo, a amostra é composta pelo gênero feminino que apresenta menores valores de produção de torque comparado ao gênero masculino, principalmente devido a fatores hormonais (46, 50-52).

No caso de atletas amadoras, assim como no presente estudo, Chrisman *et al.* (53) encontraram diferença significativa entre os membros, com maiores valores de torque extensor no membro de suporte dominante e de torque flexor no membro de suporte não dominante, nas velocidades de 180°/s e 300°/s em atletas femininas de futebol recreacional. Esses achados reforçam a diferença na produção de torque entre os gêneros e a diferença existente entre atletas femininas profissionais e amadoras.

A diferença na produção de torque entre os membros inferiores pode ser decorrente da função que cada membro apresenta na execução dos fundamentos, em que geralmente a preferência de um membro para realizar a função de ação como, por exemplo, chutar, enquanto que o outro membro costuma exercer a função de suporte, de apoio. Segundo Barbieri e Gobbi (10), as assimetrias laterais costumam ser evidentes em modalidades esportivas, devido às diferenças na capacidade de controle dos membros inferiores. No entanto, a razão é uma variável que merece maior atenção por ser considerado um fator biomecânico modificável, e que representa o equilíbrio muscular entre grupos musculares antagonistas, neste caso, a proporção do torque muscular entre flexores e extensores do joelho.

O cálculo da razão flexores/ extensores comumente é realizado por meio do pico de torque desses grupos musculares. Rodrigues (21) e Rodrigues *et al.* (42)

propõem calcular a razão levando em consideração os valores de torque extensor e flexor obtidos na mesma amplitude de movimento devido a produção de torque muscular variar de acordo com o ângulo do joelho (54).

No presente estudo os ângulos em que foi encontrado o pico de torque extensor variam de 50° a 80° , que corresponde a faixa que abrange o ângulo ótimo ($71,3^{\circ}$), enquanto os ângulos referentes ao pico de torque flexor variam de 33° a 71° , não corresponde à faixa referente ao ângulo ótimo ($30,1^{\circ}$) (9, 45, 55-57). As discordâncias dos ângulos flexores podem decorrer da necessidade de maior produção de torque desse grupo muscular em torno dessa amplitude na prática do futsal (42).

Além disso, os ângulos encontrados na mesma velocidade não são iguais entre os grupos musculares, por exemplo, á $60^{\circ}/s$ o membro de suporte não dominante apresenta o pico de torque extensor a 80° enquanto que o pico de torque flexor ocorreu a 33° . Essa divergência entre os grupos musculares é consequência das diferentes arquiteturas musculares. O quadríceps apresenta elevado ângulo de penação, grande área de secção transversa e fibras curtas, adequado para geração de força e produção de torque. Por outro lado, os isquiotibiais apresentam um menor ângulo de penação com fibras mais paralelas em relação ao eixo de produção de força (eixo formado ao conectar a origem com a inserção do músculo), fibras longas e maior velocidade de contração (58, 59).

Considerar estas diferenças na produção de torque dos extensores e flexores revela-se imprescindível no que diz respeito à compreensão dos valores de razão encontrados. Visto que, esta variável é relacionada com o equilíbrio entre musculaturas antagonistas, necessária para a coordenada execução dos

movimentos, além de ser utilizada como um índice para avaliar eficiência na estabilização da articulação do joelho.

Os valores de razão encontrados no estudo, nas velocidades de 60°/s, 180°/s e 300°/s mostram-se dentro da referência de normalidade de 50% a 80% nos ângulos de flexão do joelho (6, 23, 42, 60-63). Apesar de a 75° e 80° na velocidade de 60°/s ocorrerem valores abaixo da referência (49,16% e 46,67%) este achado não é preocupante, pois resulta da relação força-comprimento e da desvantagem mecânica principalmente dos flexores de joelho. Contudo, o principal achado com relação aos valores de razão é a diferença significativa do equilíbrio muscular entre os membros de suporte dominante e não dominante a partir de 55° até 80° á 60°/s. A diferença entre membros, assim como observado nos valores de torque, pode ser resultante da preferência do atleta na escolha do membro de suporte e do membro de ação, com diferenças nos ângulos necessários a sua função.

Dentre os ângulos de flexão do joelho, principalmente a razão obtida a 45° merece destaque devido ser a amplitude adotada pelos membros de suporte dominante e não dominante na execução da mudança de direção. Assim, é importante a presença do equilíbrio entre flexores e extensores nos membros inferiores, para que seja garantida a estabilidade funcional da articulação do joelho durante a execução da tarefa.

Em relação aos ângulos articulares adotados nas articulações do quadril, joelho e tornozelo na função de membro de suporte, não foram encontradas diferenças significativas entre os membros no contato inicial e final. Logo, independentemente do membro inferior utilizado pelo atleta na execução da mudança de direção parece existir similaridade na amplitude de movimento realizada durante a tarefa nas articulações que compõem o membro inferior.

Contudo, ao observar as amplitudes de deslocamento angular do contato inicial ao final, as articulações que apresentam maior variação angular são o joelho (MSD: 34,95 e MS ND: 36,58) e o tornozelo (MSD: 17,62 e MS ND: 25,96) no plano sagital. O que indica que tanto a flexão do joelho quanto a evolução da flexão plantar para dorsal no tornozelo aparentemente são as articulações substancialmente envolvidas no membro de suporte na mudança de direção

As atletas deste estudo apresentam variação no deslocamento angular, com ângulos abaixo de 45° de flexão máxima do joelho referente ao contato final, evidenciando uma postura mais estendida dessa articulação. Baixos valores de flexão de joelho ao executar desacelerações, como na fase de suporte da mudança de direção, têm sido relacionados com menor controle dinâmico e capacidade de absorver as forças no membro inferior pelo indivíduo (39, 64-66).

Analisando atletas de basquetebol masculino e feminino, James *et al.* (65) relatam que há diferença entre os gêneros na execução do movimento de mudança de direção, com valores médios de contato inicial de 46,0° e 40,2°, de contato final referente à flexão máxima de joelho de 64,1° e 61,4°, e de amplitude de deslocamento angular de 18,4° e 21,2° respectivamente. Da mesma forma, Sheu *et al.* (67) identificaram diferença significativa entre os gêneros em diferentes angulações de mudança de direção, com valores de contato inicial (à 90°: 39,0° e 29,3°, à 135°: 36,8° e 29,7°), e de flexão máxima de joelho (à 90°: 56,4° e 49,7°; à 135°: 60,7° e 51,6°), em atletas de futebol colegial masculino e feminino respectivamente.

Segundo alguns autores (67-70), o gênero feminino apresenta maior dificuldade em controlar o movimento articular do joelho durante a tarefa em comparação ao masculino em diferentes modalidades, o que reflete em menores

ângulos de flexão alcançados. Apesar deste estudo não ter avaliado o gênero masculino, os ângulos registrados pelas atletas de futsal feminino no contato inicial (MS D: 10 e MS ND: 8,16) e na flexão máxima de joelho (MS D: 45,05 e MS ND: 44,74) foram menores que os descritos em atletas femininas de futebol e basquetebol. Os menores valores encontrados de flexão do joelho podem ser explicados pela dinâmica da modalidade do futsal, onde o membro de suporte não pode permanecer muito tempo na fase de apoio devido à mudança de direção ser um movimento de desaceleração rápido.

A estabilidade dinâmica de uma articulação é garantida em parte pela ação dos grupos musculares (71, 72) a fim de absorver as cargas aplicadas sobre o membro inferior durante toda a amplitude de execução do movimento. Assim, na articulação do joelho a estabilidade deve ser proporcionada pelo equilíbrio entre os grupos musculares antagonistas avaliados para que não ocorra um comprometimento na cinemática dos membros inferiores na realização de uma tarefa esportiva como a mudança de direção.

A necessidade do controle neuromuscular a fim de garantir a estabilidade articular de forma dinâmica é de suma importância uma vez que o atleta executar a mudança de direção com ângulos menores de flexão de joelho e que pode proporcionar um maior movimento no plano frontal como um maior valgo do joelho (1, 29, 68, 73, 74).

Como a mudança de direção exige a desaceleração do membro inferior em apoio unipodal realizada pelo membro de suporte há possibilidade de ocorrer o chamado valgo dinâmico, caracterizado por uma adução e rotação interna do fêmur, rotação externa e translação anterior da tíbia (28, 29, 70, 73). Neste estudo as atletas de futsal apresentam do contato inicial ao final uma adução no joelho no

membro dominante (CI: 3,56 e CF: 4,31) e no não dominante (CI: 2,17 e CF: 4,14), evidenciando um valgo dinâmico no membro de suporte na mudança de direção.

Analisando atletas femininas de voleibol, Leporace *et al.* (75) identificaram varo do joelho (-2.7°) no contato inicial e valgo (3.2°) na flexão máxima do joelho na aterrissagem de um salto unipodal. Esses achados são semelhantes aos encontrados no presente estudo, em que as atletas de futsal feminino realizam um valgo no joelho para desacelerar o movimento e mudar de direção, porém desde o contato inicial a posição do joelho em valgo. Ou seja, o valgo observado nas atletas de futsal decorre do movimento de mudança de direção. As atletas deste estudo apresentavam o valgo fisiológico dentro dos parâmetros de normalidade resultante das características anatômicas do gênero feminino (25-27).

O valgo dinâmico do joelho é descrito na literatura com uma alteração do controle neuromuscular no membro inferior que cria um vetor de força lateral a patela, aumentando as forças compressivas da face lateral e do côndilo femoral lateral (64, 76-78). De acordo com Mclean *et al.* (64) durante a mudança de direção, as forças devem ser contrabalanceadas em grande parte pela ação de grupos musculares envolvidos na articulação do joelho. Destacando o grupo muscular do quadríceps como principal responsável pela desaceleração do joelho, freando o movimento em menor tempo possível.

Leporace *et al.* (75) e Pappas *et al.* (79) propõem que os baixos valores de flexão encontrados na fase de desaceleração representam um mecanismo compensatório com o objetivo de manter o quadríceps mais próximo do seu comprimento original, para que seja mais efetivo na desaceleração do corpo e absorção de cargas mecânicas. Entretanto, a faixa de amplitude para produção de torque máximo do quadríceps é de 50° a 80° (9, 45, 55-57), ou seja, em graus de

flexão do joelho maiores que os ângulos adotados pelas atletas na mudança de direção.

Neste contexto, é possível que o valgo dinâmico encontrado no membro de suporte seja consequência da flexão máxima do joelho ser menor que o ângulo ótimo do quadríceps. Pollard *et al.* (74) presumem que a menor produção de força no plano sagital pelo gênero feminino reflete em menores graus de flexão do joelho durante tarefas dinâmicas necessitando de maior movimento no plano frontal para ajudar a desacelerar o corpo. Segundo James *et al.* (65) e McLean *et al.* (64) os ângulos adotados na realização da tarefa influenciarão a carga imposta principalmente sobre a articulação do joelho. O joelho é a articulação intermediária na cadeia cinética do membro inferior dependendo das articulações adjacentes para atenuar e distribuir as forças impostas durante a tarefa.

Na articulação do tornozelo, foram encontradas maiores amplitudes de deslocamento angular no plano sagital, com o contato inicial ocorrendo em flexão plantar (MS D: -7,25 e MS ND: -15,51) e o contato final em flexão dorsal (MS D: 10,37 e MS ND: 10,45) em ambos os membros de suporte. Como o tornozelo é responsável pela manutenção do equilíbrio no plano sagital (80-82), os resultados encontrados indicam uma importante participação desta articulação na desaceleração do corpo na mudança de direção. Além disso, quando as atletas realizavam maior deslocamento angular do tornozelo a flexão máxima do joelho era menor (contato final), como observado no membro de suporte não dominante. O movimento de flexão plantar para dorsal influencia na habilidade do tornozelo em absorver a energia cinética causada pelo movimento (13, 32, 83, 84), e assim diminuir a demanda sobre o joelho na absorção de cargas.

Foram observados dois picos de FRS: a FRS1 ocorre com o contato do antepé com a plataforma e a FRS2 que ocorre quando o pé toca totalmente a plataforma. Somente a FRS2 mostrou diferença significativa entre os membros de suporte, com maiores valores no membro de suporte dominante.

Segundo Leporace *et al.* (75), o joelho é a principal articulação responsável pela absorção e modulação da FRS. Ao executar a mudança de direção e conseguir absorver a FRS sobre o membro inferior a atleta realizará flexão de joelho para desacelerar o corpo, semelhante ao observado na fase de aterrissagem do salto vertical em apoio unipodal. Se o atleta apresentar altos valores de FRS, significa maior absorção dessa força pela articulação do joelho, o que é prejudicial devido ao stress que colocam sobre o sistema musculoesquelético (68, 85-87). A fase de desaceleração feita pelo membro de suporte na mudança de direção é considerada o instante de tempo que há maior quantidade de força a ser absorvida em um curto período de tempo.

As atletas deste estudo apresentaram uma maior variação da FRS no membro de suporte não dominante em relação ao membro dominante, que pode ser explicado novamente pela preferência do atleta na escolha do membro que faz a função de ação e o que faz a ação de suporte. Neste estudo, o foco é a função de suporte, sendo o membro não dominante o que não realiza normalmente esta função, o que pode explicar a maior variabilidade entre as atletas. Além disso, o membro não dominante apresentou menores valores de FRS1 e FRS2 quando comparado ao membro de suporte dominante, provavelmente pelos diferentes ângulos adotados principalmente no plano sagital da articulação do joelho e tornozelo.

Durante a mudança de direção, as forças são geradas apenas em um dos membros inferiores, exigindo maior controle da rotação do corpo na desaceleração, para manter a estabilidade do corpo (1-3, 86, 88). Além disso, as atletas contam com menor base de sustentação com maior risco de comprometer a condição de equilíbrio corporal (70).

Ao correlacionar as variáveis obtidas simultaneamente, os ângulos de joelho e tornozelo no plano sagital apresentaram correlação de alta a moderada com os picos de força de reação do solo (FRS1 e FRS2). Os ângulos obtidos no contato final do joelho apresentam correlação negativa com a FRS1 e a FRS2, ou seja, quanto maior a flexão máxima de joelho no contato final, menor será os valores de força de reação do solo no membro de suporte não dominante. Assim como os ângulos obtidos no contato final do joelho apresentam correlação negativa com a FRS1 no membro não dominante e com a FRS2 no membro dominante.

O achado de relação inversa entre os ângulos e a força de reação do solo mostra que os ângulos adotados na realização da tarefa influenciam na FRS que será imposta no membro de suporte, principalmente sobre a articulação do joelho (65). As maiores amplitudes de deslocamento angular do joelho e tornozelo no plano sagital contribuíram para os menores valores de FRS1 e FRS2 encontradas no membro não dominante.

Em resumo, nota-se a importância do equilíbrio muscular entre grupos antagonistas no plano sagital para realizar a desaceleração do corpo sem auxílio no plano frontal. Em relação aos ângulos adotados na mudança de direção nota-se que o membro de suporte não dominante realiza maior amplitude de movimento comparado ao membro dominante, refletindo em menores quantidades de força a ser absorvida por esse membro.

A preferência do atleta na execução dos fundamentos faz com que um membro inferior faça a função de ação enquanto o outro a função de suporte. Neste estudo o membro suporte dominante, apesar da maior familiaridade com a função mostra maior variabilidade entre as atletas nos ângulos adotados durante a mudança de direção, com menores amplitudes de movimento no plano sagital e maiores valores de força de reação do solo.

O presente estudo apresenta algumas limitações como o tamanho da amostra. Além disso, a avaliação isocinética é diferente do movimento de mudança de direção, seus resultados devem ser interpretados com cautela, porém o conhecimento do torque muscular das atletas é importante devido sua relação com a estabilidade do joelho.

Cabe aos profissionais envolvidos no treinamento e reabilitação desses atletas proporcionarem adequado equilíbrio entre grupos musculares antagonista, promovendo estabilidade dinâmica, bem como entender os fatores que podem contribuir na sobrecarga do joelho ao executar a tarefa.

Como estudos futuros sugere-se quantificar o momento de torque do joelho para melhor correlação e compreensão dos fatores biomecânicos envolvidos no movimento. Além de verificar a diferença entre os gêneros quanto os ângulos adotados, a força de reação do solo absorvida, bem como a relação entre as variáveis.

7 CONCLUSÃO

O presente estudo teve como objetivo analisar os fatores biomecânicos envolvidos no membro inferior de suporte na mudança em atletas de futsal feminino.

Com a avaliação dinâmica e cinemática foi possível observar a interação entre alguns fatores biomecânicos envolvidos na mudança de direção. Os achados referentes ao torque e equilíbrio muscular mostram o perfil das atletas de futsal feminino. A força de reação do solo e ângulos no plano sagital (joelho e tornozelo) mostra relação entre si, enfatizando a importância de observar estes fatores conjuntamente no membro de suporte durante a mudança de direção.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sigward SM, Pollard CD, Havens KL, Powers CM. Influence of sex and maturation on knee mechanics during side-step cutting. *Medicine and science in sports and exercise*. 2012 Aug;44(8):1497-503.
2. Lyle MA, Valero-Cuevas FJ, Gregor RJ, Powers CM. The lower extremity dexterity test as a measure of lower extremity dynamical capability. *Journal of biomechanics*. 2013 Mar 15;46(5):998-1002.
3. Lyle MA, Valero-Cuevas FJ, Gregor RJ, Powers CM. Control of dynamic foot-ground interactions in male and female soccer athletes: females exhibit reduced dexterity and higher limb stiffness during landing. *Journal of biomechanics*. 2014 Jan 22;47(2):512-7.
4. Carcia CR, Kivlan BR, Scibek JS. Time to peak force is related to frontal plane landing kinematics in female athletes. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2012 May;13(2):73-9.
5. Cortes N, Morrison S, Van Lunen BL, Onate JA. Landing technique affects knee loading and position during athletic tasks. *Journal of science and medicine in sport*. 2012 Mar;15(2):175-81.
6. Terreri ASAP, Greve JMD, Amatuzzi MM. Avaliação isocinética no joelho do atleta. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2001;7(5):170-4.
7. Lehance C, Binet J, Bury T, Croisier JL. Muscular strength, functional performances and injury risk in professional and junior elite soccer players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2009 Apr;19(2):243-51.
8. Ferreira AP, Gomes SA, Ferreira CES, Arruda M, França NM. Avaliação do desempenho isocinético da musculatura extensora e flexora do joelho de atletas de futsal em membro dominante e não dominante. *Rev Bras Cienc Esporte*. 2010;32(1):229-43.
9. Kellis E, Katis A. Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. *Journal of athletic training*. 2007 Oct-Dec;42(4):477-85.
10. Barbieri FA, Gobbi LTB. Assimetrias laterais no movimento do chute e rendimento no futebol e no futsal. *Motricidade*. 2009;5(2):33-47.
11. Barbieri FA, Santiago PRP, Gobbi LTB, Cunha SA. Diferenças entre o chute realizado com o membro dominante e não-dominante no futsal: variabilidade, velocidade linear das articulações, velocidade da bola e desempenho. *Rev Bras Cienc Esporte*. 2008;29(2):129-46.
12. Etnoyer J, Cortes N, Ringleb SI, Van Lunen BL, Onate JA. Instruction and jump-landing kinematics in college-aged female athletes over time. *Journal of athletic training*. 2013 Mar-Apr;48(2):161-71.
13. Fong CM, Blackburn JT, Norcross MF, McGrath M, Padua DA. Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of athletic training*. 2011 Jan-Feb;46(1):5-10.
14. Kaeding CC, Leger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clinics in sports medicine*. 2017 Jan;36(1):1-8.
15. Wang LI. The lower extremity biomechanics of single- and double-leg stop-jump tasks. *Journal of sports science & medicine*. 2011;10(1):151-6.
16. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research Methods in Biomechanics, 2E: Human Kinetics*; 2013.

17. Aquino MA, Leme LE, Amatuzzi MM, Greve JM, Terreri AS, Andrusaitis FR, et al. Isokinetic assessment of knee flexor/extensor muscular strength in elderly women. *Revista do Hospital das Clinicas da Faculdade de Medicina de São Paulo*. 2002 Jul-Aug;57(4):131-4.
18. Dvir Z. *Isocinética: Avaliações musculares, interpretações e aplicações*. 1, editor. Barueri: Manole; 2002.
19. Rothstein JM, Lamb RL, Mayhew TP. Clinical uses of isokinetic measurements. *Critical issues. Physical therapy*. 1987 Dec;67(12):1840-4.
20. Pua YH, Bryant AL, Steele JR, Newton RU, Wrigley TV. Isokinetic dynamometry in anterior cruciate ligament injury and reconstruction. *Annals Academy of Medicine Singapore*. 2008 Apr;37(4):330-40.
21. Rodrigues ACMA. *Análise do desempenho muscular do quadríceps e dos isquiotibiais em função da série temporal e da amplitude de movimento de atletas amadoras de futsal feminino*. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2013.
22. Lehance C, Binet J, Bury T, Croisier JL. Muscular strength, functional performances and injury risk in professional and junior elite soccer players. *Scand J Med Sci Sports*. 2009 Apr;19(2):243-51.
23. Andrade MS, De Lira CAB, Koffes Fde C, Mascarin NC, Benedito-Silva AA, Da Silva AC. Isokinetic hamstrings-to-quadriceps peak torque ratio: the influence of sport modality, gender, and angular velocity. *Journal of Sports Sciences*. 2012;30(6):547-53.
24. Bryant AL, Clark RA, Pua YH. Morphology of hamstring torque-time curves following ACL injury and reconstruction: mechanisms and implications. *Journal of Orthopaedic Research*. 2011 Jun;29(6):907-14.
25. Holden S, Boreham C, Delahunt E. Sex Differences in Landing Biomechanics and Postural Stability During Adolescence: A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports medicine*. 2016 Feb;46(2):241-53.
26. Heiderscheit BC, Hamill J, Caldwell GE. Influence of Q-angle on lower-extremity running kinematics. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2000 May;30(5):271-8.
27. Sanchez HM, Sanchez EG, Barauna MA, Canto RS. Evaluation of Q angle in different static postures. *Acta ortopedica brasileira*. 2014;22(6):325-9.
28. Jacobs CA, Uhl TL, Mattacola CG, Shapiro R, Rayens WS. Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: sex differences. *Journal of athletic training*. 2007 Jan-Mar;42(1):76-83.
29. Ford KR, Nguyen AD, Dischiavi SL, Hegedus EJ, Zuk EF, Taylor JB. An evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamic lower extremity valgus. *Open access journal of sports medicine*. 2015;6:291-303.
30. Bell DR, Padua DA, Clark MA. Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008 Jul;89(7):1323-8.
31. Chuter VH, Janse de Jonge XA. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait & posture*. 2012 May;36(1):7-15.
32. Hashemi J, Breighner R, Chandrashekar N, Hardy DM, Chaudhari AM, Shultz SJ, et al. Hip extension, knee flexion paradox: a new mechanism for non-contact ACL injury. *Journal of biomechanics*. 2011 Feb 24;44(4):577-85.
33. Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment,

- hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *Journal of athletic training*. 2011 May-Jun;46(3):246-56.
34. Khamis S, Dar G, Peretz C, Yizhar Z. The Relationship Between Foot and Pelvic Alignment While Standing. *Journal of human kinetics*. 2015 Jun 27;46:85-97.
35. Figueroa PI, Leite NJ, Barros RML. Background recovering in outdoor image sequences: An example of soccer players segmentation. *Image and Vision Computing*. 2006;24(4):363-74.
36. Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RML. Tracking soccer players aiming their kinematical motion analysis. *Computer Vision and Image Understanding*. 2006;101(2):122-35.
37. Misuta MS. Rastreamento Automático de Trajetórias de Jogadores de Futebol por Videogrametria: Validação do Método e Análise dos Resultados. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2004.
38. Silvatti AP. Calibração de câmeras para análises subaquáticas de movimentos. Campinas: Universidade Estadual de Campinas; 2013.
39. McLean SG, Su A, Van den Bogert AJ. Development and validation of a 3-D model to predict knee joint loading during dynamic movement. *Journal of biomechanical engineering*. 2003 Dec;125(6):864-74.
40. Di Alencar TAM, Matias KFS. Physiological Principles of Warm-Up and Muscle Stretching on Sports Activities. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2010;16(3):230-4.
41. Fillyaw M, Bevins T, Fernandez L. Importance of correcting isokinetic peak torque for the effect of gravity when calculating knee flexor to extensor muscle ratios. *Physical therapy*. 1986 Jan;66(1):23-31.
42. Rodrigues ACMA, Vieira NA, Marche AL, Santana JE, Vaz MA, Cunha SA. Knee isokinetic torque imbalance in female futsal players. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2017;23(5):352-6.
43. Iossifidou AN, Baltzopoulos V. Inertial effects on the assessment of performance in isokinetic dynamometry. *International Journal Sports Medical*. 1998 Nov;19(8):567-73.
44. Taylor R. Interpretation of the Correlation Coefficient: A Basic Review. *Journal of Diagnostic Medical Sonography*. 1990;6(1):35-9.
45. Coombs R, Garbutt G. Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Journal of sports science & medicine*. 2002 Sep;1(3):56-62.
46. Hewett TE, Myer GD, Zazulak BT. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *Journal of science and medicine in sport*. 2008 Sep;11(5):452-9.
47. Zabka FF, Valente HG, Pacheco AM. Isokinetic Evaluation of Knee Extensor and Flexor Muscles in Professional Soccer Players. *Rev Bras Med Esporte*. 2011;17(3):189-92.
48. Silva Neto M, Rene S, Grangeiro Neto JA, Cardone CP. Isokinetic assessment of muscle strength in female professional soccer athletes. *Brazilian Journal of Sports Medicine*. 2010;16(1):33-5.
49. Fonseca ST, Ocarino JM, Silva PLP, Bricio RS, Costa CA, Wanner LL. Caracterização da performance muscular em atletas profissionais de futebol. *Rev Bras Med Esporte*. 2007;13(3):143-7.
50. Bennett DR, Blackburn JT, Boling MC, McGrath M, Walusz H, Padua DA. The relationship between anterior tibial shear force during a jump landing task and

quadriceps and hamstring strength. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon). 2008 Nov;23(9):1165-71.

51. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynon B, Fukubayashi T, Garrett W, et al. Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British journal of sports medicine*. 2008 Jun;42(6):394-412.

52. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lazaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. 2009 Jul;17(7):705-29.

53. Chrisman SP, O'Kane JW, Polissar NL, Tencer AF, Mack CD, Levy MR, et al. Strength and jump biomechanics of elite and recreational female youth soccer players. *Journal of athletic training*. 2012 Nov-Dec;47(6):609-15.

54. Welsch MA, Williams PA, Pollock ML, Graves JE, Foster DN, Fulton MN. Quantification of full-range-of-motion unilateral and bilateral knee flexion and extension torque ratios. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1998 Aug;79(8):971-8.

55. Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004 Mar;36(3):379-87.

56. Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ. Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000 Aug;32(8):1472-9.

57. Huang H, Guo J, Yang J, Jiang Y, Yu Y, Muller S, et al. Isokinetic angle-specific moments and ratios characterizing hamstring and quadriceps strength in anterior cruciate ligament deficient knees. *Scientific reports*. 2017 Aug 4;7(1):7269.

58. Lieber RL, Bodine-Fowler SC. Skeletal muscle mechanics: implications for rehabilitation. *Physical therapy*. 1993 Dec;73(12):844-56.

59. Ward SR, Eng CM, Smallwood LH, Lieber RL. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical orthopaedics and related research*. 2009 Apr;467(4):1074-82.

60. Weber FS, Silva BGC, Radaelli R, Paiva C, Pinto RS. Isokinetic assessment in professional soccer players and performance comparison according to their different positions in the field. *Brazilian Journal of Sports Medicine*. 2010;16(4):264-68.

61. Ayala F, Baranda PS, Ste Croix M, Santoja F. Validity and reliability of isokinetic strength ratios for estimation of muscle imbalances. *Notes Sports Medicine*. 2012;47(176):131-42.

62. Bogdanis GC, Kalapotharakos VI. Knee Extension Strength and Hamstrings-to-Quadriceps Imbalances in Elite Soccer Players. *International journal of sports medicine*. 2016 Feb;37(2):119-24.

63. Aagaard P, Simonsen EB, Magnusson SP, Larsson B, Dyhre-Poulsen P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *The American journal of sports medicine*. 1998 Mar-Apr;26(2):231-7.

64. McLean SG, Huang X, Su A, Van Den Bogert AJ. Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. *Clinical biomechanics*. 2004 Oct;19(8):828-38.

65. James CR, Sizer PS, Starch DW, Lockhart TE, Slauterbeck J. Gender differences among sagittal plane knee kinematic and ground reaction force characteristics during a rapid sprint and cut maneuver. *Research quarterly for exercise and sport*. 2004 Mar;75(1):31-8.

66. Smith TO, Hunt NJ, Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*. 2008 Dec;16(12):1068-79.
67. Sheu CL, Gray AM, Brown D, Smith BA. Sex Differences in Knee Flexion Angle During a Rapid Change of Direction While Running. *Orthopaedic journal of sports medicine*. 2015 Dec;3(12).
68. Cowley HR, Ford KR, Myer GD, Kernozek TW, Hewett TE. Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *Journal of athletic training*. 2006 Jan-Mar;41(1):67-73.
69. Ekegren CL, Miller WC, Celebrini RG, Eng JJ, Macintyre DL. Reliability and validity of observational risk screening in evaluating dynamic knee valgus. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2009 Sep;39(9):665-74.
70. Leporace G, Praxedes J, Fonseca R, Chagas D, Brandão Júnior JD, Rodrigues C, et al. Difference in kinematical behavior between two landing tasks in male volleyball athletes. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*. 2010;12(6):464-70.
71. Tookuni KS, Neto RB, Pereira CAM, Souza DR, Greve JMD, Ayala AD. Comparative analysis of postural control in individuals with and without injuries on knee anterior cruciate ligament. *Acta Ortop Bras*. 2005;13(3):115-9.
72. Sacco ICNE, Tanaka C. *Cinesiologia e Biomecânica dos complexos articulares*. São Paulo: Manole; 2008.
73. Sigward SM, Powers CM. Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clinical biomechanics*. 2007 Aug;22(7):827-33.
74. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical biomechanics*. 2010 Feb;25(2):142-6.
75. Leporace G, Praxedes J, Fonseca R, Chagas D, Brandão Junior JD, Rodrigues C, et al. Difference in kinematical behavior between two landing tasks in male volleyball athletes. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*. 2010;12(6):6.
76. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2010 Feb;40(2):42-51.
77. Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Physical therapy*. 1989 Nov;69(11):897-901.
78. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *Jama*. 2001 Jul 11;286(2):188-95.
79. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2007 Jul;17(4):263-8.
80. Donker SF, Roerdink M, Greven AJ, Beek PJ. Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Exp Brain Res*. 2007 Jul;181(1):1-11.
81. Lakhani B, Mansfield A. Visual feedback of the centre of gravity to optimize standing balance. *Gait & posture*. 2015 Feb;41(2):499-503.

82. Weaver TB, Glinka MN, Laing AC. Stooping, crouching, and standing - Characterizing balance control strategies across postures. *Journal of biomechanics*. 2017 Feb 28;53:90-6.
83. Aizawa J, Ohji S, Koga H, Masuda T, Yagishita K. Correlations between sagittal plane kinematics and landing impact force during single-leg lateral jump-landings. *Journal of physical therapy science*. 2016 Aug;28(8):2316-21.
84. Riemann BL, Schmitz RJ, Gale M, McCaw ST. Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2002 Dec;32(12):628-35.
85. Harrison AD, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Sex differences in force attenuation: a clinical assessment of single-leg hop performance on a portable force plate. *British journal of sports medicine*. 2011 Mar;45(3):198-202.
86. Yanci J, Camara J. Bilateral and unilateral vertical ground reaction forces and leg asymmetries in soccer players. *Biology of sport*. 2016 Jun;33(2):179-83.
87. Kim K, Jeon K. Comparisons of knee and ankle joint angles and ground reaction force according to functional differences during single-leg drop landing. *Journal of physical therapy science*. 2016 Apr;28(4):1150-4.
88. Lyle MA, Valero-Cuevas FJ, Gregor RJ, Powers CM. Lower extremity dexterity is associated with agility in adolescent soccer athletes. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2015 Feb;25(1):81-8.

9 APÊNDICE A

Tabela 6. Valores antropométricos, posição em quadra e membro dominante das 10 atletas de futsal feminino.

	Idade (anos)	Massa corporal (Kg)	Estatura (m)	Posição em quadra	Membro dominante
S1	20	69,80	1,55	fixo	direito
S2	20	63,50	1,64	pivô	direito
S3	18	62,40	1,71	fixo	direito
S4	21	75,90	1,70	fixo	direito
S5	20	52,60	1,70	ala	direito
S6	25	55,00	1,70	ala	esquerdo
S7	21	57,80	1,70	pivô	direito
S8	18	43,60	1,55	ala	direito
S9	19	57,00	1,55	ala	esquerdo
S10	20	53,40	1,72	fixo	direito
X ± SD	20 ± 2	59,10 ± 9,22	1,65 ± 0,08		

Nota: X= média; SD = desvio padrão.

10 APENDICE B

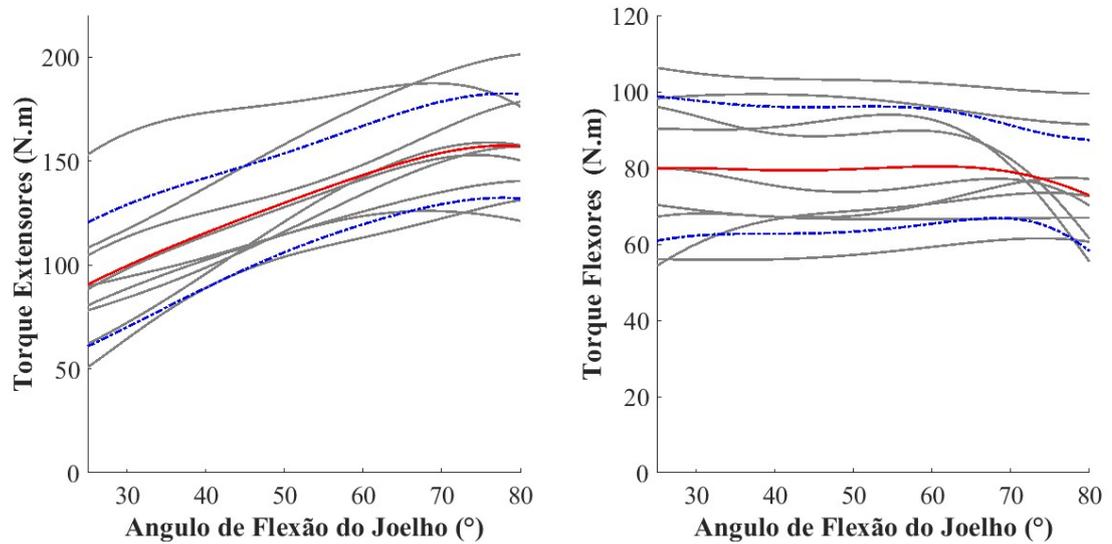


Figura 13. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 60°/s. A linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

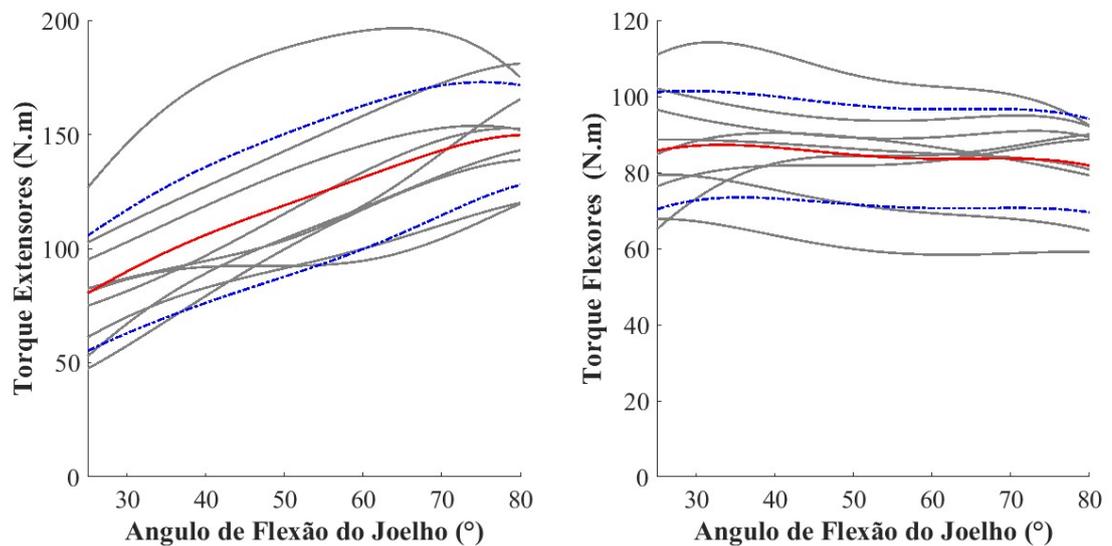


Figura 14. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 60°/s. A linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

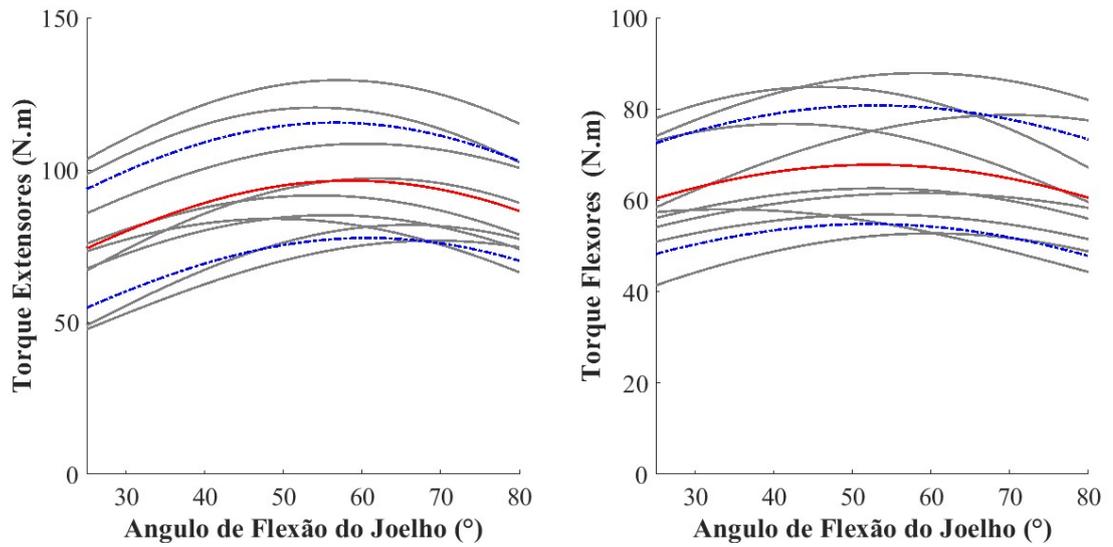


Figura 15. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de $180^{\circ}/s$. A linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

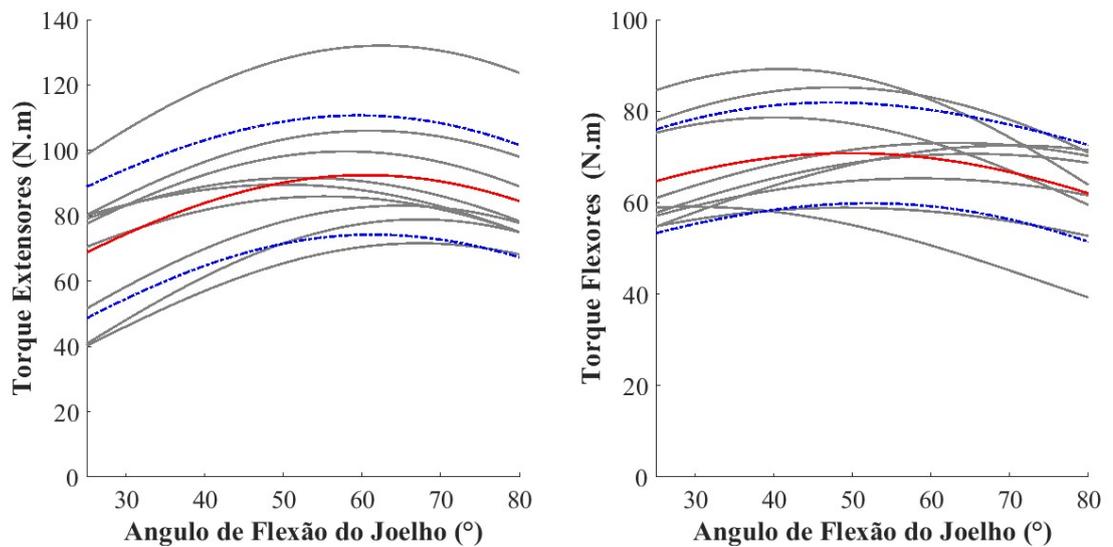


Figura 16. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de $180^{\circ}/s$. A linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

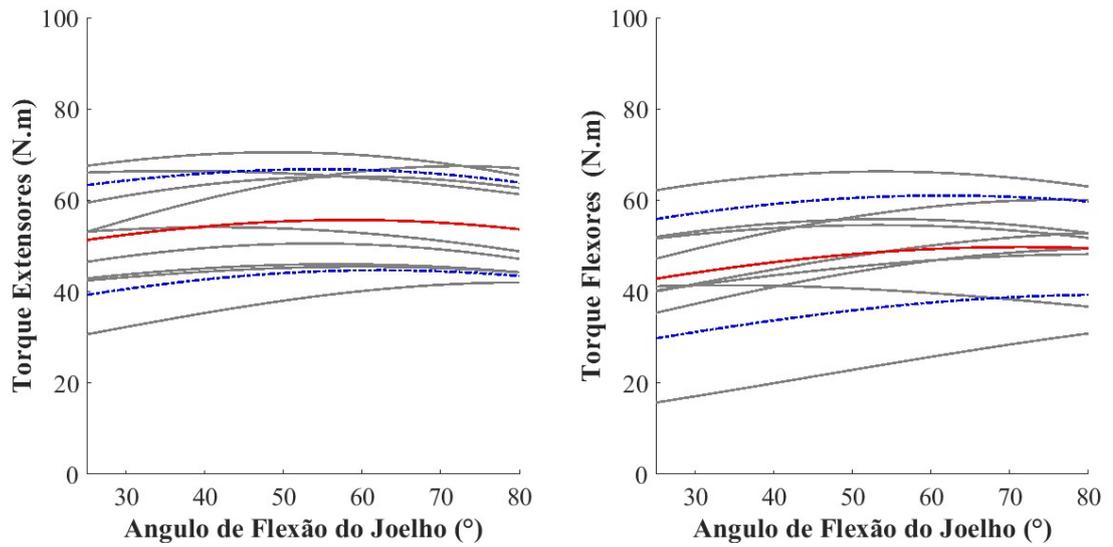


Figura 17. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 30 0°/s. A linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

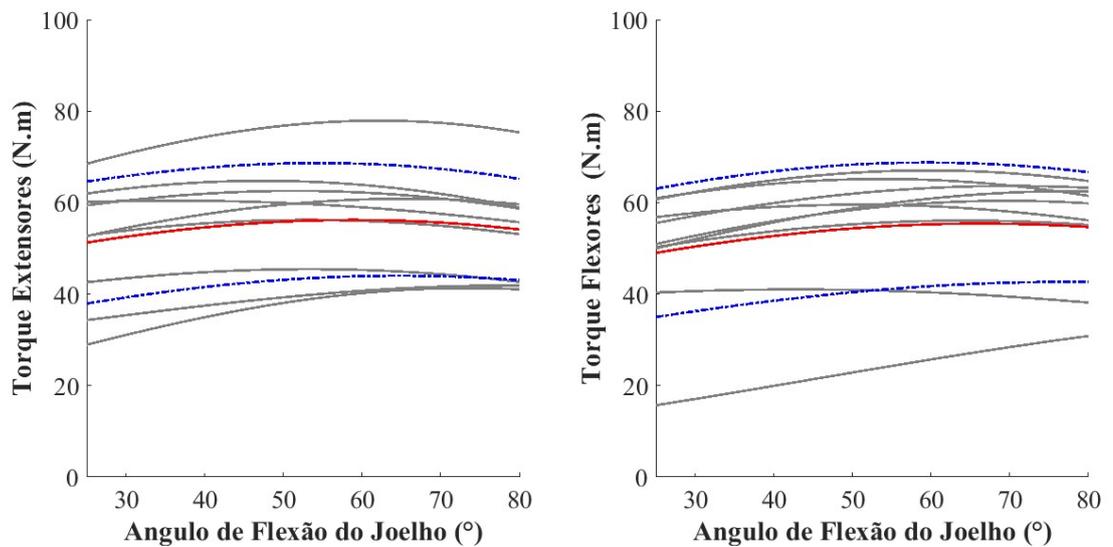


Figura 18. Valores de torque extensor e flexor em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 300°/s. A linha vermelha continua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

11 APÊNDICE C

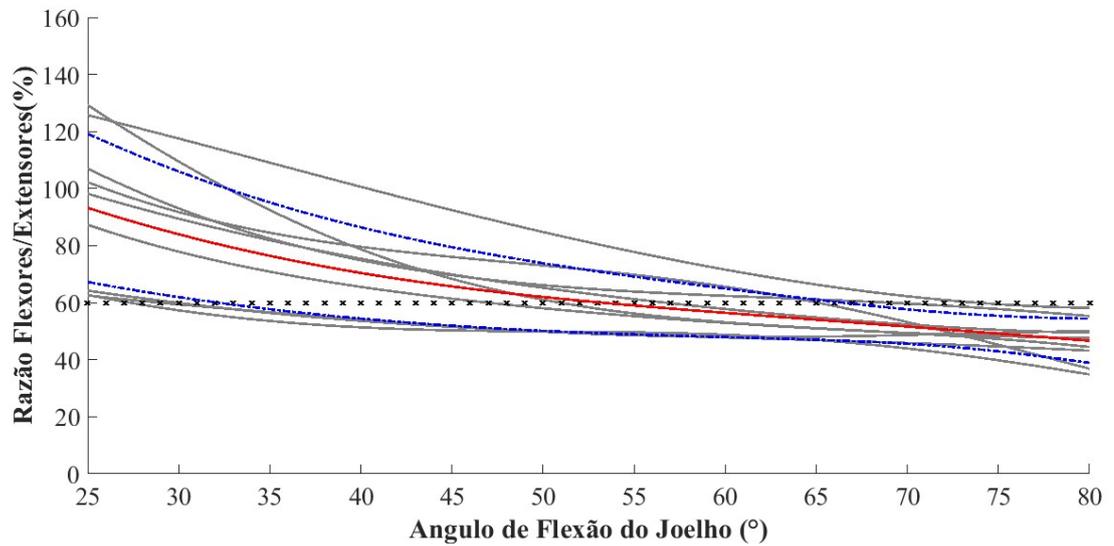


Figura 19. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 60°/s. A linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

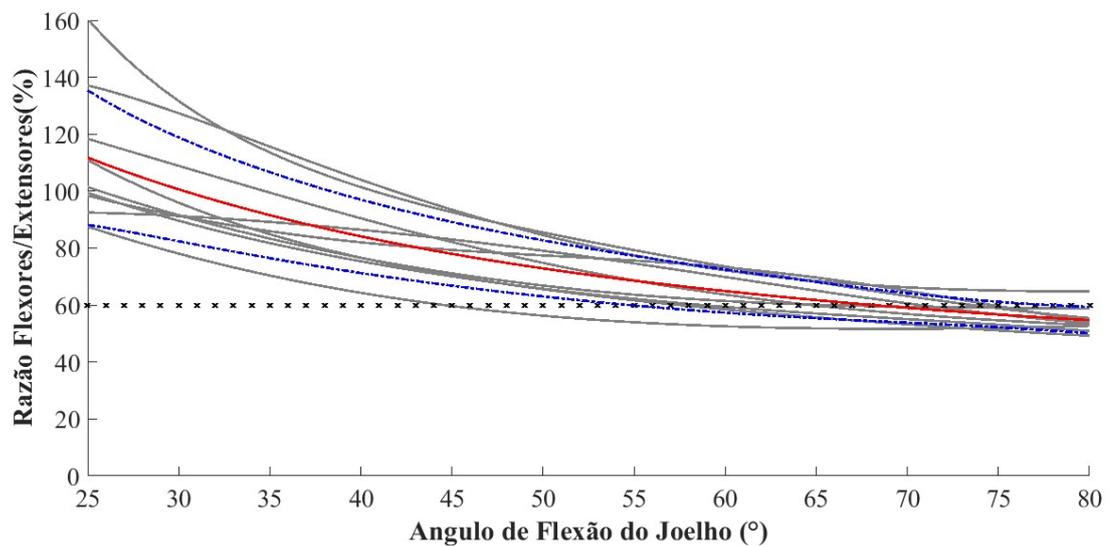


Figura 20. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 60°/s. A linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

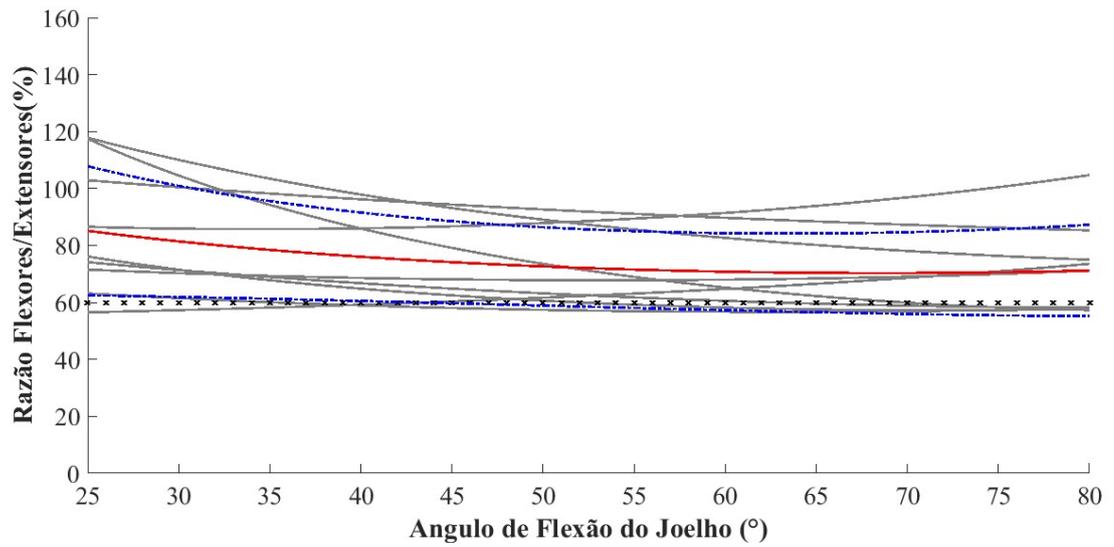


Figura 21. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 180°/s. A linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

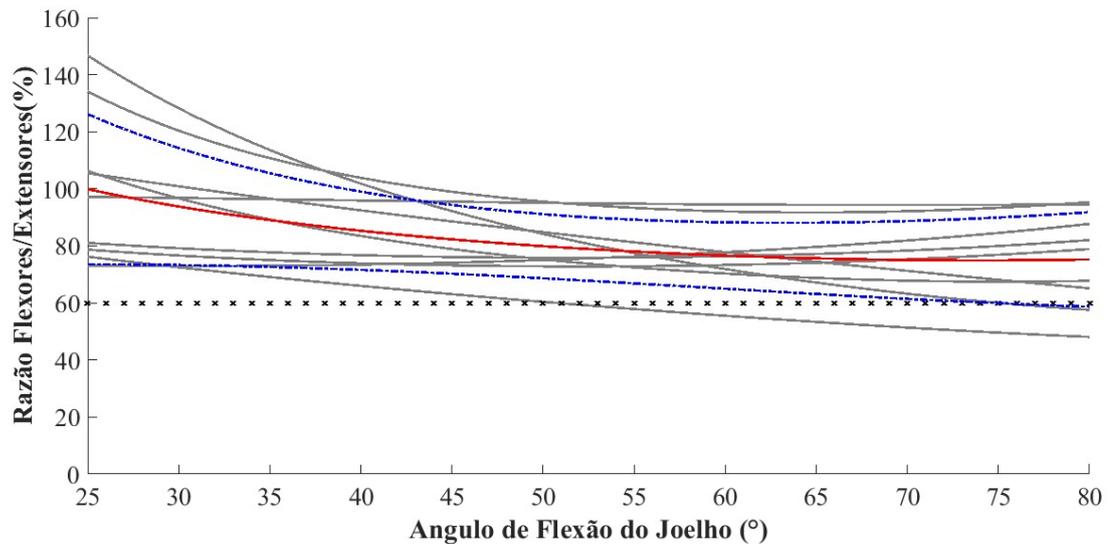


Figura 22. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 180°/s. A linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

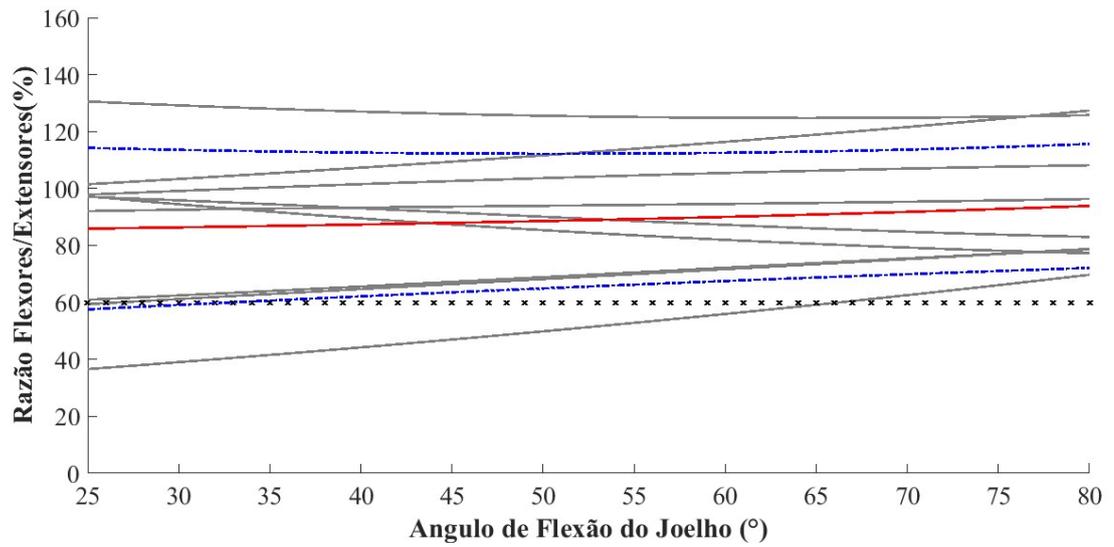


Figura 23. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro dominante das 9 atletas na velocidade de 300°/s. A linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

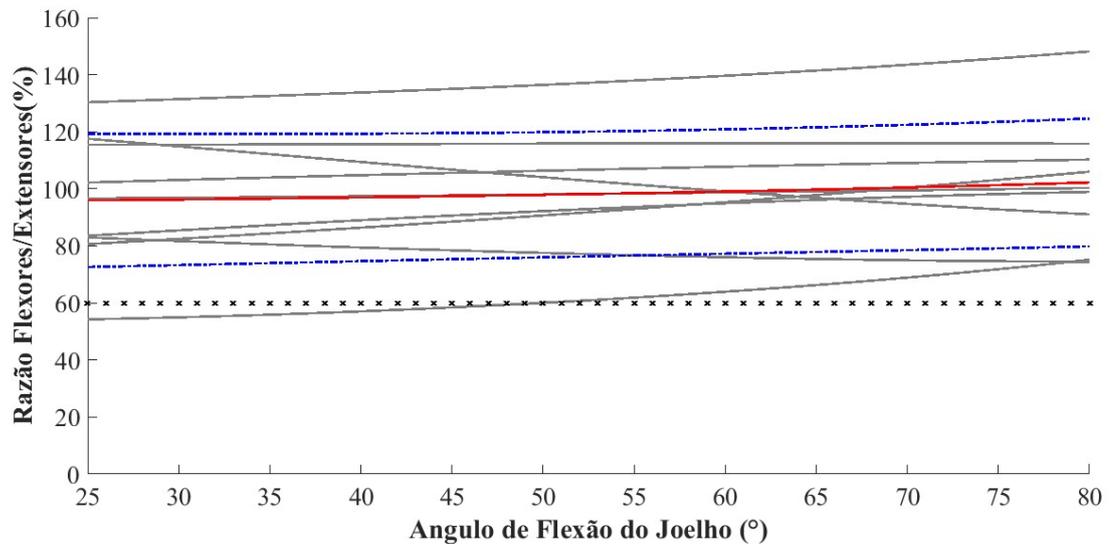


Figura 24. Valores de razão em função do ângulo de flexão do joelho da melhor repetição do membro não dominante das 9 atletas na velocidade de 300°/s. A linha vermelha contínua representa à média e a linha pontilhada azul representa o desvio padrão.

12 ANEXO A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da pesquisa: “Análise biomecânica dos membros inferiores de jogadores de futebol e futsal”.

Nome do(s) responsável(is): Ana Carolina de Mello Alves Rodrigues, Prof. Dr. Sergio Rocha Piedade, Prof. Dr. Sergio Augusto Cunha.

Número do CAAE: 0933.0.146.000-0.

Você está sendo convidado a participar como voluntário de um estudo. Este documento, chamado Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, visa assegurar seus direitos como participante e é elaborado em duas vias, uma que deverá ficar com você e outra com o pesquisador.

Por favor, leia com atenção e calma, aproveitando para esclarecer suas dúvidas. Se houver perguntas antes ou mesmo depois de assiná-lo, você poderá esclarecê-las com o pesquisador. Se preferir, pode levar para casa e consultar seus familiares ou outras pessoas antes de decidir participar. Se você não quiser participar ou retirar sua autorização, a qualquer momento, não haverá nenhum tipo de penalização ou prejuízo.

Justificativa e objetivos:

O objetivo do estudo é o de avaliar concomitante o alinhamento dos membros inferiores pelo ângulo Q e pela análise de vídeo (cinemetria) durante a execução do salto vertical, e da produção de torque entre os grupos musculares antagonistas envolvidos na execução do salto, para quantificar possíveis alterações do desempenho dos atletas na realização do movimento esportivo.

Procedimento:

Para a realização da análise cinemática, o voluntário deverá vestir uma bermuda e top de cor escura e fosca. Serão colocados marcadores no corpo do voluntário. Estes marcadores são constituídos por uma esfera de polímero revestida com uma fita retro reflexiva e presa a uma base plástica flexível, aderidos a pele do voluntário através de fita adesiva dupla-face antialérgica. Posteriormente, serão filmados 5 repetições de salto unipodal e bipodal. Tanto a vestimenta necessária ao procedimento quanto a filmagem não causarão constrangimento ao voluntário e serão confidenciais e manuseadas apenas pelos pesquisadores envolvidos no projeto.

Para a coleta dos dados, será realizado primeiro um aquecimento da musculatura da coxa em uma bicicleta ergométrica por 5 minutos. Após o aquecimento, o voluntário sentará em uma cadeira e realizará 3 séries de 5 repetições de flexão e extensão do joelho direito e esquerdo a uma velocidade constante, totalizando 30 repetições. Entre as séries haverá uma pausa de 90 segundos.

Este procedimento será realizado nas dependências da Faculdade de Educação Física e terá duração de aproximadamente 1 hora.

Desconfortos e riscos:

Como voluntário fui devidamente informado que:

1. Para a coleta adequada dos meus dados, é necessário a utilização de vestimentas (como bermudas) que permitam que segmentos corporais apresentem-se expostos;
2. Os procedimentos são de caráter não invasivo, não farão uso de qualquer substância ou medicamento, não afetando a integridade física, mental e/ou psicossocial;

Benefícios:

Como voluntário fui devidamente informado que os benefícios obtidos com a participação no estudo são em termos de conhecimento do desempenho dos atletas para a melhora no treinamento.

Sigilo e privacidade:

Os dados da coleta serão exclusivamente utilizados para análise e tratamento dos dados, pela própria pesquisadora com finalidade científica, sendo posteriormente eliminadas.

Ressarcimento:

Não haverá ressarcimento de despesas (por exemplo, transporte, alimentação, diárias, e etc.).

Direito do Participante:

É direito do participante de se retirar da pesquisa a qualquer momento, não ocorrendo nenhum tipo de penalização ou prejuízo ao participante.

Contato:

Em caso de dúvidas sobre o estudo, você poderá entrar em contato com a pesquisadora Ana Carolina de M. A. Rodrigues, Faculdade de Educação Física (FEF/UNICAMP), Laboratório de Instrumentação para Biomecânica (LIB), Av. Érico Veríssimo, 701, Cidade Universitária Zeferino Vaz, telefone (19) 98120-2074, e-mail: acmarodrigues@hotmail.com.

Em caso de denúncias ou reclamações sobre sua participação e sobre questões éticas do estudo, você pode entrar em contato com a secretaria do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UNICAMP: Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126; CEP 13083-887 Campinas – SP; telefone (19) 3521-8936; fax (19) 3521-7187; e-mail: cep@fcm.unicamp.br.

Consentimento livre e esclarecido:

Após ter sido esclarecimento sobre a natureza da pesquisa, seus objetivos, métodos, benefícios previstos, potenciais riscos e o incômodo que esta possa acarretar, aceito participar:

Nome _____ do _____ (a) _____ participante:

_____/_____/_____.
Data: _____
(Assinatura do participante ou nome e assinatura do seu responsável LEGAL)

Responsabilidade do Pesquisador:

Asseguro ter cumprido as exigências da resolução 466/2012 CNS/MS e complementares na elaboração do protocolo e na obtenção deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Asseguro, também, ter explicado e fornecido uma cópia deste documento ao participante. Informo que o estudo foi aprovado pelo CEP perante o qual o projeto foi apresentado. Comprometo-me a utilizar o material e os dados obtidos nesta pesquisa exclusivamente para as finalidades previstas neste documento ou conforme o consentimento dado pelo participante.

_____/_____/_____.
Data: _____
(Assinatura do pesquisador)

13 ANEXO B

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNICAMP - CAMPUS CAMPINAS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise biomecânica dos membros inferiores de atletas de modalidade coletivas

Pesquisador: Ana Carolina de Mello Alves Rodrigues

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 39540814.7.0000.5404

Instituição Proponente: Faculdade de Ciências Médicas - UNICAMP

Patrocinador Principal: MINISTERIO DA EDUCACAO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 948.741

Data da Relatoria: 21/01/2015

Apresentação do Projeto:

A análise biomecânica da estabilidade funcional do membro inferior em atletas de futebol é importante para verificar possíveis déficits de estabilidade articular do joelho que concomitantemente com o histórico de lesões ao longo da temporada pode contribuir para o entendimento das alterações do desempenho desses atletas durante a prática da modalidade. O objetivo deste estudo será caracterizar a biomecânica da estabilidade funcional do membro inferior de atletas de futebol. Participarão deste estudo 30 atletas de futebol masculino pertencentes a uma equipe profissional da cidade de Campinas. A estabilidade articular será quantificada através do alinhamento dos membros inferiores e da produção de torque muscular dos extensores/flexores de joelho e rotadores de quadril. A avaliação do alinhamento será feita pelo ângulo Q através da goniometria e da cinemetria de forma estática e dinâmica na execução do salto do cabeceio com fase de aterrissagem em apoio unipodal. A avaliação do torque muscular será feita por dinamometria isocinética em 3 séries de 5 repetições de flexão/extensão do joelho no modo concêntrico-concêntrico na velocidade angular de 60°.s-1, 180°.s-1, 300°.s-1. Entre as séries haverá uma pausa de 90 segundos para evitar a fadiga. O histórico de lesão dos atletas será obtido a partir do banco de dados do clube e através de questionário feito com os atletas. Os dados obtidos da cinemetria e dinamometria serão comparados entre o lado dominante e não dominante de cada participante. Posteriormente estes dados serão confrontados com o histórico

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

Bairro: Barão Geraldo

CEP: 13.083-887

UF: SP

Município: CAMPINAS

Telefone: (19)3521-8936

Fax: (19)3521-7187

E-mail: cep@fcm.unicamp.br

COMITÊ DE ÉTICA EM
PESQUISA DA UNICAMP -
CAMPUS CAMPINAS



Continuação do Parecer: 948.741

de lesão dos atletas ao longo do tempo para correlacionar as variáveis e assim caracterizar um padrão de estabilidade funcional do membro inferior. Com isso, espera-se obter um padrão de estabilidade funcional inicial desses atletas para acompanhar o histórico de lesão ao longo do tempo e possíveis alterações do alinhamento e do equilíbrio muscular. O que possibilita gerar um banco de dados com informações relevantes para o treinamento, reabilitação e prevenção de lesão em atletas de futebol.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Analisar a biomecânica dos membros inferiores de atletas de futebol.

Objetivo Secundário:

Analisar o alinhamento dos membros inferiores no membro dominante e não dominante• No plano frontal através do calculo do ângulo Q por meio da goniometria• No plano frontal e sagital através da posição e dos ângulos formados pelos segmentos por meio de cinemetria (salto cabeceio).Comparar o alinhamento dos membros inferiores entre a goniometria e a cinemetria no membro dominante e não dominante• Quantificar o torque muscular dos extensores e flexores de joelho e rotadores do quadril obtidos através de dinamometria isocinética no membro dominante e não dominante.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Não há riscos previsíveis. Os benefícios serão indiretos. Não há conduta invasiva.

O sigilo será respeitado.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Os pesquisadores apresentam desenham experimental com justificativa para se usar voluntários. Há a carta de anuência do diretor do clube.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados:

1.Folha de rosto devidamente assinada e datada.

2.Projeto de pesquisa de doutorado. Projeto de pesquisa detalhado com embasamento da

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126
Bairro: Barão Geraldo **CEP:** 13.083-887
UF: SP **Município:** CAMPINAS
Telefone: (19)3521-8936 **Fax:** (19)3521-7187 **E-mail:** cep@fcm.unicamp.br

COMITÊ DE ÉTICA EM
PESQUISA DA UNICAMP -
CAMPUS CAMPINAS



Continuação do Parecer: 948.741

literatura.

3. Formulário de informações básicas do projeto na Plataforma Brasil

4. TCLE

5. Autorização do clube para coleta de dados.

6. orçamento de custeio no valor de R\$ 2.443,90.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

As questões levantadas quanto ao cronograma foram adequadas na Plataforma Brasil. O TCLE também torna explícito que não riscos previsíveis e garante o sigilo de forma adequada. O nome dos professores que orientarão a pesquisa agora consta no TCLE.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

- O sujeito de pesquisa deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado.

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado.

- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado. Se o pesquisador considerar a descontinuação do estudo, esta deve ser justificada e somente ser realizada após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou. O pesquisador deve aguardar o parecer do CEP quanto à descontinuação, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de uma estratégia diagnóstica ou terapêutica oferecida a um dos grupos da pesquisa, isto é, somente em caso de necessidade de ação imediata com intuito de proteger os participantes.

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126

Bairro: Barão Geraldo

CEP: 13.083-887

UF: SP

Município: CAMPINAS

Telefone: (19)3521-8936

Fax: (19)3521-7187

E-mail: cep@fcm.unicamp.br

COMITÊ DE ÉTICA EM
PESQUISA DA UNICAMP -
CAMPUS CAMPINAS



Continuação do Parecer: 948.741

- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo. É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial.
- Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, inicialmente seis meses após a data deste parecer de aprovação e ao término do estudo.

CAMPINAS, 09 de Fevereiro de 2015

Assinado por:
Renata Maria dos Santos Celeghini
(Coordenador)

Endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126
Bairro: Barão Geraldo **CEP:** 13.083-887
UF: SP **Município:** CAMPINAS
Telefone: (19)3521-8936 **Fax:** (19)3521-7187 **E-mail:** cep@fcm.unicamp.br