Universidade de São Paulo
Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto

2020

***Análise cinética da articulação do joelho durante
tarefas unipodais de jovens assintomáticos de ambos
os sexos***

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

Gustavo Luís Bellizzi

Trabalho de Mestrado

GUSTAVO LUÍS BELLIZZI

**Análise cinética da articulação do joelho durante tarefas
unipodais de jovens assintomáticos de ambos os sexos**

Versão corrigida

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

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Fisioterapia

Orientadora: Profa. Dra. Dra. Lidianne Lima Florencio

Colaboradores: Profa. Titular Débora Bevilaqua Grossi,
Dr. Tenysson Will de Lemos, Prof. Dr. Renan Alves
Resende

Ribeirão Preto

2020

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

Catálogo da Publicação

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo

Bellizzi, Gustavo Luís

Análise cinética da articulação do joelho durante tarefas unipodais de jovens assintomáticos de ambos os sexos. Ribeirão Preto, 2020.

p.78 : il.15.

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP – Programa de Pós Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional, Área: Fisioterapia.

Orientadora: Lima Florencio, Lidianie

1. Cinética. 2. Joelho. 3. Torque. 4. Articulações. 5. Reabilitação.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: BELLIZZI, Gustavo Luís

Título: Análise cinética da articulação do joelho durante tarefas unipodais de jovens assintomáticos de ambos os sexos.

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo junto ao Departamento de Ciências da Saúde para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo Programa de PósGraduação em Reabilitação e Desempenho Funcional. Área: Fisioterapia.

Aprovado em: 03/04/2020

BANCA EXAMINADORA

Professor: Renato de Moraes

Instituição: Universidade de São Paulo – Campus Ribeirão Preto

Assinatura:_____

Professor: Denise Martineli Rossi

Instituição: Universidade de São Paulo – Campus Ribeirão Preto

Assinatura:_____

Professor: Lilian Ramiro Felicio

Instituição: Universidade Federal de Uberlândia

Assinatura:_____

Dedico com todo amor aos meus pais, José Eduardo e Vera Lúcia, ao meu irmão Rafael e à minha namorada e se Deus quiser futura esposa Bárbara, os quais são minha fonte inesgotável de força, inspiração e perseverança. Sem o apoio e incentivo de cada um, nada seria possível.

Início meus agradecimento com a lembrança dos meus avôs e sogro que não estão mais fisicamente entre nós, mas sei que em algum lugar estão torcendo e orando pelas minhas conquistas e felicidade.

Agradeço à professora Débora por confiar em mim e me dar a oportunidade de realizar mais esse sonho, ao Tenyson que esteve presentes em todas as fases deste desafio e colaborou imensamente para que este sonho pudesse ser realizado e que tenho muito carinho e orgulho de chamar de meu segundo orientador, à todos amigos que fiz durante esta jornada que foi o mestrado e por último agradeço imensamente à professora Lidianne que foi minha orientadora e topou esse desafio junto a mim e se mostrou uma professora maravilhosa e que tenho certeza que ainda se tornará muito melhor e tenho muito orgulho de dizer que foi minha orientadora.

Agradeço também aos meus amigos que sempre me apoiaram, motivaram, ajudaram e incentivaram no meu crescimento e aperfeiçoamento profissional e pessoal. Em especial aos amigos de longa data Felipe e Gustavo que tantos momentos bons passamos e que sempre estiveram comigo aproveitando nos momentos bons e consolando e sendo o ombro amigo nos momentos ruins, e aos também especiais amigos formados pela fisioterapia, Michael, Carlos Eduardo, Victor, David e Walter, amizades estas que foram formadas com muito carinho, respeito, parceria e risadas, desde o início da faculdade onde tudo era novo e numa das fases mais importantes de nossas vidas e outros que chegaram depois mas da mesma forma a amizade se formou com base em confiança, admiração, respeito e parceria.

Agradeço a minha namorada Bárbara que esteve presente nos bons momentos como nas viagens em que fizemos, que por sinal foram muito boas, esteve me acompanhando, incentivando e me dando muito amor e carinho durante as fases boas e ruins da minha vida como durante o aprimoramento em que não sobrava quase nenhum tempo para ela mas sempre esteve ali, ou quando não havia nenhum trabalho e ela estava ali me incentivando e dando forças para continuar. Também agradeço a ela por todo amor, carinho, parceria e por sempre cuidar de mim. Ps. Te amo.

Agradeço todos os meus familiares por todo incentivo e por sempre se disporem a servir de cobaias. Muito obrigado por tudo avós Maria Helena e Lázara; tias Elaine, Gracie, Maria Renata, Maria Cristina e Rosângela; tios João Marcos, Sílvio, Luiz Evandro e Ricardo; primos Maria Luiza, Maria Eduarda, Arthur, João Miguel, João Gabriel e até o pequeno José.

E por fim e mais importante que tudo, agradeço aos meus pais, Vera Lúcia e José Eduardo e meu irmão Rafael, por sempre estarem presentes me proporcionando os melhores momentos da minha vida e as melhores oportunidades. Vocês sempre me deram o melhor de tudo que é amor e sou muito grato a tudo que fizeram e ainda fazem por mim. Amo muito vocês e estarei sempre aqui para cuidar e dar muito amor e orgulho a vocês.

“O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001”

Resumo

BELLIZZI, Gustavo Luís. Análise cinética da articulação do joelho durante tarefas unipodais de jovens assintomáticos de ambos os sexos [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 2020. 78p.

Objetivos: verificar se há diferença no torque da articulação do joelho entre as tarefas de descida de degrau, *single leg step down*, e agachamento unipodal. Ainda, investigar se há diferença entre os sexos na realização destas tarefas e a relação do torque com variáveis cinéticas e cinemáticas das articulações adjacentes.

Métodos: a estimação do torque articular foi realizada por meio da dinâmica inversa em 30 voluntários (15 do sexo feminino e 15 do sexo masculino) durante as tarefas unipodais de descida de degrau, *single leg step down*, e agachamento unipodal. Foram utilizados 42 marcadores anatômicos retro reflexivos para o registro das tarefas utilizando o Sistema *VICON MOTION ANALYSIS SYSTEM*, composto de oito câmeras com quatro megapixels de resolução espacial e com uma frequência de amostragem de 250 Hz, sincronizado com duas plataformas de força BERTEC e AMTI Accugait, ambas com frequência de amostragem de 2000 Hz. O processamento dos dados cinemáticos foi realizado com o *software* VICON NEXUS 1.8.5 onde todos os marcadores foram tridimensionalmente reconstruídos. Em seguida, foi calculado o torque articular do quadril, joelho e tornozelo utilizando a dinâmica inversa durante toda a tarefa de interesse pelo *software* Visual3D. Para a análise dos dados, dois eventos relacionados à articulação do joelho foram selecionados: o pico de deslocamento angular e o pico de torque gerado nos planos sagital e frontal, além disso, as tarefas foram exploradas em sua totalidade, tendo como enfoque a análise dos picos de torque e picos angulares de todas articulações no decorrer das tarefas. Como análise estatística foi utilizado o SPSS 21.0 e adotado um nível de significância de 0,05. Foi confirmado o padrão de distribuição normal dos dados pelo teste de Shapiro-Wilk. Para variáveis de caracterização da amostra foi utilizado o teste t de Student, e para a comparação das três tarefas nas variáveis cinéticas e cinemáticas, foi aplicado o teste de Friedman, com nível de significância de 0,05 e, como *post hoc*, foi aplicado o teste de Wilcoxon com correção de Bonferroni por multiplicidade ($p < 0,017$). Para comparar os sexos, foi aplicado um teste Mann-Whitney em cada uma das tarefas.

Resultados: no plano sagital no momento do pico de torque do joelho não houve diferença entre as tarefas e sexos na articulação do joelho, já no momento do pico angular do joelho, o agachamento unipodal gerou um maior torque articular em relação à descida de degrau. Uma maior flexão do joelho foi observada no *single leg step down* em relação às outras tarefas no momento do pico de torque do joelho e na descida de degrau em relação ao agachamento unipodal no momento de pico angular do joelho. Já no plano frontal, o agachamento unipodal foi a tarefa que gerou o maior torque em relação às outras tarefas, e o *single leg step down* foi a tarefa que gerou maior angulação em varo em relação à descida de degrau tanto no momento de pico de torque do joelho quanto no momento de pico angular do joelho.

Conclusão: Quando se considera o torque no pico de deslocamento angular no plano sagital e frontal verifica-se uma ordem progressiva de torque entre as tarefas, sendo o agachamento unipodal a tarefa que gera maior torque do joelho seguida pelo *single leg step down* e descida de degrau, e o sexo não aparenta influenciar no torque do joelho em nenhum plano.

Palavras-chave: Cinética. Joelho. Torque. Articulações. Reabilitação.

Abstract

BELLIZZI, Gustavo Luís. Kinetic analysis of knee joint during single leg tasks of asymptomatic young men and women [dissertation]. Ribeirão Preto: University of São Paulo, Ribeirão Preto Medical School, 2020. 78p.

Objectives: To verify if there is difference in the knee joint torque between the tasks of descending of step, single leg step down, and unipodal squatting. Also, investigate if there is difference between the sexes in the accomplishment of these tasks and the relation of the joint torque with kinetic and kinematic variables of the adjacent joints.

Methods: the estimation of joint torque was performed by means of the inverse dynamics in 30 volunteers (15 females and 15 males) during the single leg step down single-legged and one-legged squatting tasks. We used 42 retro reflective anatomical markers to record the tasks using the VICON MOTION ANALYSIS SYSTEM (Centennial, CO, USA), composed of eight cameras (MX-T-40S) with four megapixels of spatial resolution and a sampling frequency of 250 Hz, synchronized with two BERTEC (Columbus, OH, USA) and AMTI Accugait (Waterloo, MA, USA) power platforms, both with 2000 Hz sampling frequency. Kinematic data processing was performed with VICON NEXUS software 1.8.5 where all markers were reconstructed three-dimensionally. Then, the joint torque of the hip, knee and ankle was calculated using the inverse dynamics during the entire task of interest for Visual3D software (version 6.01.22, C-Motion Inc). For the analysis of the data, two events related to the knee joint were selected: the angular displacement peak and the peak torque generated in the sagittal and frontal planes, and the tasks were fully explored, focusing on the analysis of the joint torque peaks and angular peaks of all joints during tasks. Statistical analysis was performed using SPSS 21.0 (IBM Corporation, Armonk, NY) and a significance level of 0.05 was adopted. The pattern of normal data distribution was confirmed by the Shapiro-Wilk test. Student's t test was used to characterize the sample, and for the comparison of the three tasks in the kinetic and kinematic variables, the Friedman test was applied, with a significance level of 0.05 and as a post hoc Wilcoxon test with Bonferroni correction by multiplicity ($p < 0.017$). To compare the sexes, a Mann-Whitney test was applied to each task.

Results: in the sagittal plane at the moment of the knee torque peak there was no difference between the tasks and sexes in the knee joint, whereas at the moment of the knee angular peak, the single leg squat generated a greater joint torque in relation to the step descent. Higher knee flexion was observed in the single leg step down compared to the other tasks at the moment of knee peak torque and the step descent in relation to the single leg squat at the moment of knee angular peak. In the frontal plane, single leg squat was the task that generated the highest torque in relation to the other tasks, and the single leg step down was the task that generated the highest varus angle in relation to the step descent at both, moment of knee peak torque and the moment of the knee angular peak.

Conclusion: When considering the torque at the angular displacement peak in the sagittal and frontal plane, there is a progressive order of torque between the tasks, with single leg squat being the task that generates the highest knee torque followed by single leg step down and lower step, and gender does not appear to influence knee torque in any plane.

Key words: Kinetics. Knee. Torque. Joints. Rehabilitation

Lista de Figuras

- Figura 1:** Posicionamento dos marcadores reflexivos, vista anterior (A) e posterior (B).16
- Figura 2:** Sequência dos posicionamentos do indivíduo durante a realização da tarefa de Descida de degrau (vista anterior). 17
- Figura 3:** Sequência dos posicionamentos do indivíduo durante a realização da tarefa de Single-leg step down (vista anterior). 18
- Figura 4:** Sequência dos posicionamentos do indivíduo durante a realização da tarefa de agachamento unipodal (vista anterior). 18
- Figura 5:** Modelo utilizado para processamento dos dados, onde é definido os centros articulares descritos acima (vista anterior). 20
- Figura 6:** Tarefa de descida de degrau durante o evento de contato inicial do membro a ser avaliado (vista lateral e frontal). 21
- Figura 7:** Tarefa de single leg step down durante o evento de pico de flexão do joelho do membro a ser avaliado (vista lateral e frontal). 22
- Figura 8:** Tarefa de agachamento unipodal durante o evento de pico de flexão do joelho do membro a ser avaliado (vista lateral e frontal). 22
- Figura 9:** Porcentagem de sujeitos da amostra total que apresentou torques concêntricos ou excêntricos, nas articulações de quadril, joelho e tornozelo no momento de maior torque da articulação do joelho nas tarefas de descida de degrau, single leg step down e agachamento unipodal avaliadas no plano sagital com valores expressos em porcentagem. 32
- Figura 10:** Porcentagem de sujeitos da amostra estratificada por sexo que apresentou torques concêntricos ou excêntricos, nas articulações de quadril, joelho e tornozelo no momento de maior torque da articulação do joelho nas tarefas de descida de degrau, single leg step down e agachamento unipodal avaliadas no plano sagital. 33

Figura 11: Porcentagem de sujeitos da amostra total que apresentou torques concêntricos ou excêntricos, nas articulações de quadril, joelho e tornozelo no momento de maior torque da articulação do joelho nas tarefas de descida de degrau, single leg step down e agachamento unipodal avaliadas no plano frontal..... 35

Figura 12: Porcentagem de sujeitos da amostra estratificada por sexo que apresentou torques concêntricos ou excêntricos, nas articulações de quadril, joelho e tornozelo no momento de maior torque da articulação do joelho nas tarefas de descida de degrau, single leg step down e agachamento unipodal avaliadas no plano frontal com valores expressos em porcentagem. 36

Figura 13: Apresentação das variáveis cinéticas e cinemáticas da tarefa de descida de degrau 13A- Ângulo no plano sagital, 13B- Torque no plano sagital, 13C- Ângulo no plano frontal, 13D- Torque no plano frontal. 38

Figura 14: Apresentação das variáveis cinéticas e cinemáticas da tarefa de single leg step down 14A- Ângulo no plano sagital, 14B- Torque no plano sagital, 14C- Ângulo no plano frontal, 14D- Torque no plano frontal..... 40

Figura 15: Apresentação das variáveis cinéticas e cinemáticas da tarefa de agachamento unipodal (15A- Ângulo no plano sagital, 15B- Torque no plano sagital, 15C- Ângulo no plano frontal, 15D- Torque no plano frontal)..... 42

Lista de Tabelas

Tabela 1: Cinética e cinemática do joelho em tarefas unipodais de jovens assintomáticos (n = 30), expressos em mediana e intervalo interquartil no momento da ocorrência do pico de torque articular e pico angular do joelho no plano sagital e frontal durante a descida da escada, <i>single leg step down</i> e agachamento unipodal.....	27
Tabela 2: Cinética e cinemática do joelho estratificada por sexo, expressos em mediana e intervalo interquartil de homens (n = 15) e mulheres (n = 15) nas tarefas unipodais avaliadas no pico de torque articular e pico angular do joelho.....	30
Tabela 3: Dados cinéticos e cinemáticos das articulação do joelho, quadril e tornozelo no planos sagital nas tarefas unipodais de descida de degrau, <i>single leg step down</i> e agachamento unipodal de homens (n=15) e mulheres (n=15) durante o pico de torque e angular, e a fase da tarefa em que ocorrem os picos de torque e angular das tarefas nas três articulações.....	45
Tabela 4: Dados cinéticos e cinemáticos das articulação do joelho, quadril e tornozelo no planos frontal nas tarefas unipodais de descida de degrau, <i>single leg step down</i> e agachamento unipodal de homens (n=15) e mulheres (n=15) durante o pico de torque e angular, e a fase da tarefa em que ocorrem os picos de torque e angular das tarefas nas três articulações.....	50
Tabela 5: Resumo dos resultados que identificam a maior demanda angular e de torque para as articulações do joelho, quadril e tornozelo.....	52

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. OBJETIVO	14
3. MATERIAIS E MÉTODOS	14
3.1 Desenho do Estudo e Aspectos Éticos	14
3.2 Amostra	15
3.3 Procedimentos	15
3.4 Avaliação Biomecânica	15
3.5 Descrição do Testes Funcionais	17
3.6 Processamento dos Dados	19
3.7 Análise estatística	24
4. RESULTADOS	24
4.1 Frame do Pico de Torque da Articulação do Joelho	25
4.1.1 Plano Sagital	25
4.1.2 Plano Frontal	25
4.2 Frame do Pico Angular da Articulação do Joelho	26
4.2.1 Plano Sagital	26
4.2.2 Plano Frontal	26
4.3 Frame do Pico de Torque da Articulação do Joelho Estratificado por Sexo	28
4.3.1 Plano Sagital	28
4.3.2 Plano Frontal	28
4.4 Frame do Pico Angular da Articulação do Joelho Estratificado por Sexo	28
4.4.1 Plano Sagital	28
4.4.2 Plano Frontal	29
4.5 Padrões de Torque no Frame do Pico de Torque do Joelho	31
4.5.1 Plano Sagital	31
4.5.2 Plano Frontal	34
4.6 Tarefas Completas	37
4.1.1 Plano Sagital	43
4.1.2 Plano Frontal	47
5. DISCUSSÃO	52
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63
7. APÊNDICES	67
8. ANEXOS	70

1. INTRODUÇÃO

A articulação do joelho possui uma alta incidência de dor (1,2) e de lesões durante práticas esportivas (3–7), atraindo interesse científico a fim de esclarecer os seus mecanismos, os fatores de risco às lesões e as adaptações diante de condições patológicas. Este alto número de lesões parece relacionar-se com as exigências musculoesqueléticas durante atividades físicas e funcionais, principalmente nas fases de impulsão e resposta à carga de diferentes tarefas em cadeia cinética fechada (8,9). São fatores de risco para esta articulação: um mau alinhamento entre os segmentos, idade menor que 20 anos, sexo feminino, pequena angulação de flexão de quadril e joelho durante aterrissagens e déficit de controle neuromuscular de tronco e membros inferiores no decorrer de atividades funcionais (10). Além disso, durante essas atividades, o joelho é submetido a altas cargas, o que o torna mais susceptível à degeneração articular, principalmente em seu compartimento medial, o qual recebe mais carga que o lateral (11–13).

Dentre o arsenal de avaliação e estratégias terapêuticas no âmbito da fisioterapia, há a chamada triagem funcional, que visa identificar fatores de risco para eventuais lesões de membros inferiores através de testes funcionais, sendo as tarefas unipodais comumente utilizadas nesta estratégia (14). A avaliação de tarefas unipodais é capaz de detectar alterações biomecânicas, muitas vezes não detectadas nas tarefas bipodais (15). No processo de reabilitação do joelho são recomendados exercícios com carga progressiva, expondo a articulação gradualmente a maiores demandas (16).

Para um melhor entendimento sobre o funcionamento da articulação do joelho, estudos sobre aspectos cinéticos e cinemáticos de tarefas rotineiras são realizados, a fim de esclarecer a demanda articular de cada uma das atividades às quais os indivíduos são expostos. Sendo abrangida, com maior frequência na literatura, a análise cinemática de tarefas funcionais, especialmente durante aterrissagens e agachamentos (14,15,17–23).

A partir da cinemática, é possível descrever os movimentos, independente das forças que os causam, utilizando variáveis como deslocamento linear e angular, velocidade e aceleração. Já a cinética, é responsável por entender e descrever as forças internas e externas que causam o movimento. As forças internas provêm da atividade muscular, ligamentos ou atrito nos músculos e articulações. Já as forças externas vêm do solo ou de cargas externas, de corpos ativos, ou de fontes passivas (24).

Através dos valores das forças internas, é possível entender melhor as sobrecargas articulares geradas pelas tarefas a serem estudadas. Para isso, existem duas formas de

abordagens: a direta e a indireta. Para a abordagem direta, é utilizado a dinâmica direta que estima o torque articular por meio de um processamento de três passos: o comando neural, ativação muscular e a contração muscular (25). Já a forma indireta de obtenção de dados é a dinâmica inversa, que combinando dados obtidos por uma plataforma de força com dados da cinemática estima o torque articular (26).

Para a articulação do joelho, até o momento, os torques articulares calculados por meio da dinâmica inversa foram descritos em tarefas unipodais comparados às tarefas bipodais ou em diferentes estratégias de uma mesma tarefa unipodal (17,27–30). Para o plano sagital, observou-se que, em jogadores profissionais de vôlei, há um torque extensor de joelho maior nas aterrissagens unipodais (0,20 N.m/Kg) comparado a parada com salto bipodal (0,17 N.m/Kg) (27). No plano transversal, a tarefa de salto para frente e aterrissagem unipodal seguida de novo salto na vertical e aterrissagem unipodal realizadas por jovens saudáveis também apresentam maior torque do joelho que as tarefas com salto e aterrissagem bipodal, com maior torque rotador externo de joelho (0,97 N.m/Kg) nas aterrissagens unipodais comparado às aterrissagens bipodais (0,93 N.m/Kg) e aos saltos com deslocamento para frente e aterrissagem bipodal seguido de um salto vertical e aterrissagem bipodal (0,92 N.m/Kg); ainda que para o quadril o torque rotador interno seja menor na aterrissagem unipodal de uma tarefa com um salto em deslocamento lateral e aterrissagem unipodal seguido de um salto unipodal na vertical e aterrissagem unipodal (0,70 N.m/Kg) comparado ao salto e aterrissagem bipodal (0,80 N.m/Kg) (17). Entretanto, no plano frontal em jovens saudáveis, as tarefas de aterrissagem e agachamento bipodais são as que apresentam maior torque de abdução do joelho, 0,034 N.m/Kg e 0,022 N.m/Kg respectivamente, em comparação a seus respectivos equivalentes unipodais, 0,019 N.m/Kg para aterrissagem unipodal e -0,004 N.m/Kg para o agachamento unipodal (29).

No entanto, podem haver situações em que as diferentes estratégias influenciem ou determinem essas diferenças. Por exemplo, em homens jovens e saudáveis observou-se um maior torque extensor de joelho durante o agachamento unipodal (1,46 N.m/Kg) em comparação à um exercício de afundo reverso (1,14 N.m/Kg), o qual o indivíduo leva o membro não testado para trás, mas não diferente em comparação ao afundo a frente (1,38 N.m/Kg), o qual o indivíduo leva o membro não testado à frente (28). Para o agachamento unipodal, se o membro contralateral está posicionado ao lado do corpo observa-se maiores torques extensores de quadril a 60° de flexão do joelho em comparação com o posicionamento da perna para trás ou para frente e, se o membro contralateral está posicionado para trás, se

observa maiores torques de extensão do joelho em relação aos outros dois posicionamentos explorados (30).

Além do tipo de tarefa, outro fator que deve ser considerado é a possível diferença entre os sexos na cinética e cinemática das tarefas a serem estudadas, possivelmente devido diferentes estratégias entre os sexos para realização de uma mesma tarefa. Sendo assim, as mulheres apresentam um ângulo maior de valgo do joelho durante aterrissagens unipodais e bipodais quando comparadas aos homens (19,22,31–37). Além disto, elas apresentam uma amplitude de flexão de joelho, pico de torque extensor do joelho (mulheres 0,39 N.m/Kg ; homens 0,65 N.m/Kg) e força de reação ao solo significativamente menor durante a tarefa de descida de degrau (20).

Quanto ao torque, algumas diferenças em distintas estratégias de agachamento unipodal são associadas ao sexo, como o maior torque extensor do joelho que para os homens foi identificado quando o membro contralateral está posicionado à frente, enquanto que para as mulheres o maior torque extensor ocorre se o membro contralateral está posicionado para trás (30).

No entanto, há argumentos de que essa diferença no torque entre os sexos pode ser determinada pela diferença de altura entre homens e mulheres e pela diferença dos parâmetros cinemáticos (20). Quanto à altura, Hong e Shin (2015) (20) mostraram que indivíduos saudáveis com membro inferior menor tendem a posicionar o membro mais à frente durante a descida de degrau, fazendo com que o centro de massa se desloque e fique mais próximo do ponto de contato diminuindo assim o torque articular do joelho. Os autores sugeriram que pode haver um maior ângulo de dorsiflexão, maior torque flexor plantar e um menor torque extensor do joelho na tarefa de descida de degrau em indivíduos que apresentem uma extremidade inferior menor (20), corroborando com estudos prévios (38–40).

Nas diferenças cinemáticas entre as tarefas, algumas parecem ser evidenciadas somente quando se analisa a interação entre tipo de tarefa e sexo, como por exemplo, a maior rotação interna do quadril na descida de degrau comparada à tarefa de queda com salto vertical bipodal que só acontecem nas mulheres (19).

Ao que se refere às diferenças cinemáticas, ao comparar diferentes tarefas unipodais em indivíduos saudáveis, foi observado que a tarefa de agachamento unipodal apresenta um maior valgo de joelho (16,9°) comparado à tarefa de aterrissagem unipodal (12,5°), mas não apresentou diferença comparado ao *single leg step down* (16,7°) (8). Neste mesmo estudo

foi observado que a descida de degrau ($89,9^\circ$) apresentou maiores valores de flexão do joelho no momento do pico de valgo do joelho comparado ao *single leg step down* ($70,1^\circ$) e agachamento unipodal ($66,1^\circ$). E quando analisado as diferenças cinemáticas entre tarefas de *drop vertical jump* e *single leg step down* em jovens saudáveis de ambos os sexos, nota-se na articulação do quadril uma maior rotação interna de quadril durante o *drop vertical jump*, mas não diferente entre os sexos, porém sendo esta rotação interna de quadril um dos componentes do valgo dinâmico, é possível que ambos os sexos possam vir a apresentar uma maior sobrecarga do compartimento lateral do joelho nesta tarefa devido ao valgo, além disso o *single leg step down* apresentou uma maior adução de quadril em ambos os sexos em comparação ao *drop vertical jump*, sendo esta adução de quadril maior para as mulheres em ambas tarefas. Já para o joelho observou-se uma maior flexão máxima durante o *drop vertical jump* ($95,4^\circ$) em comparação ao *single leg step down* ($84,8^\circ$), mas sem diferença entre sexos. E para o tornozelo, o *single leg step down* ($11,5^\circ$) produziu uma maior eversão em comparação ao *drop vertical jump* ($7,7^\circ$), sem diferenças entre os sexos (19).

Portanto, podemos sugerir que os torques articulares durante tarefas unipodais podem ser influenciados pelo tipo de tarefa e pelo sexo, como possível consequência de diferentes padrões de movimento para a realização de uma mesma tarefa, diferentes níveis de atividade e de treinamento muscular e diferença de altura entre indivíduos.

Até o momento não há estudos que exploram os dados cinéticos através de dinâmica inversa comparando a demanda das tarefas de descida de degrau, agachamento unipodal e *single leg step down* entre os sexos. Sendo este um estudo que visa contribuir à prática clínica, visto que essas tarefas unipodais são realizadas com frequência em atividades de vida diária, testes funcionais e durante protocolos de reabilitação, portanto entender como estas tarefas influenciam no torque da articulação do joelho em ambos os sexos complementa o conhecimento acerca da demanda biomecânica que os indivíduos estão expostos com frequência. Além disso, descrever se existe uma diferença progressiva no torque articular entre as tarefas podem guiar a tomada de decisão na hora de escolher qual exercício prescrever para cada etapa e ou especificidade da reabilitação, sendo estas as justificativas do presente estudo.

As hipóteses deste estudo são que haverá diferenças no torque do joelho entre as tarefas nos dois planos, uma vez que já se sabe que há diferenças cinemáticas e/ou cinéticas quando comparado as tarefas de interesse do presente estudo à outras estratégias da mesma tarefa ou à tarefas diferentes (8,14,18). Quanto aos diferentes sexos, espera-se que as mulheres

apresentem menores torques articulares de joelho em ambos os planos e maiores torques de tornozelo no momento de pico de torque do joelho, visto que na tarefa de descida de degrau as mesmas apresentam um padrão de flexão plantar, diminuindo o torque articular de joelho, diferentemente dos homens (20). Assim espera-se que isso se repita para as outras tarefas, visto que todas envolvem um componente de flexão do joelho e contração excêntrica. Consequentemente, espera-se diferentes padrões de movimento para os sexos na realização das tarefas de descida de degrau, agachamento unipodal e *single leg step down*, tendo em vista que não se trata de uma amostra rigorosamente treinada.

2. OBJETIVO

O principal objetivo deste trabalho é descrever e comparar o torque articular do joelho, estimado pela dinâmica inversa, entre as tarefas de descida de degrau, *single leg step down*, e agachamento unipodal em indivíduos jovens e ativos. Ainda, o objetivo secundário é saber se há diferença no torque articular entre os sexos na realização destas tarefas e a relação do torque articular com variáveis cinéticas e cinemáticas das articulações adjacentes, quadril e tornozelo.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Desenho do Estudo e Aspectos Éticos

O presente estudo é transversal. A análise aqui proposta é uma análise biomecânica pré-planejada de um estudo previamente coletado no Laboratório da Análise da Postura e Movimento Humano (LAPOMH) da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e no Laboratório de Biomecânica e Controle Motor da Escola de Educação Física e Esporte de Ribeirão Preto (LaBioCoM) no período entre 17/07/2015 e 05/04/2016 (8).

O projeto conta com a aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (HC-FMRP/USP) (protocolo nº 14961/2014) (APÊNDICE 1). Todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO 1).

3.2 Amostra

Os indivíduos foram recrutados verbalmente dentro do *Campus* da Universidade de São

Paulo na cidade de Ribeirão Preto- SP. Os critérios de inclusão foram voluntários classificados como “ativos” e “irregularmente ativos” de acordo com o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) (ANEXO 2).

E os critérios de exclusão foram indivíduos que apresentaram relato de dor, histórico de lesão ou cirurgia osteomioarticular em membros inferiores no último ano e distúrbios neurológicos, mulheres no período menstrual ou uma semana antes do mesmo, além de indivíduos classificados como “muito ativos” e “sedentários” pelo IPAQ, a fim de evitar indivíduos altamente treinados ou opostos visto que nestes indivíduos as diferenças encontradas entre sexos pode não existir como sugere o estudo de Orishimo (2009) que avaliou dançarinos profissionais durante uma tarefa de aterrissagem unipodal, ou ser muito discrepante da maioria no caso de sedentários.

Através destes critérios foram recrutados para participar da pesquisa 33 indivíduos, sendo 18 homens e 15 mulheres. Foram excluídos três homens, sendo dois por serem classificados como “muito ativos” e um por ser classificado como “sedentário” de acordo com o IPAQ, atingindo uma amostra de 30 voluntários.

3.3 Procedimentos

Ao comparecerem ao local de pesquisa, os indivíduos foram submetidos primeiramente a uma anamnese que continham perguntas sobre dados pessoais, altura (m), massa (Kg) e membro de dominância, sendo este identificado ao questionar qual membro preferencialmente seria utilizado para chutar uma bola.

A avaliação biomecânica do joelho foi realizada durante as seguintes tarefas funcionais: descida de degrau, *single-leg step down* e agachamento unipodal. O protocolo de avaliação aplicado nesse estudo foi o mesmo descrito em Cervi et al (2017).

3.4 Avaliação Biomecânica

Para as avaliações biomecânicas foi utilizado o Sistema *VICON MOTION ANALYSIS SYSTEM* (Centennial, CO, EUA), composto de oito câmeras (MX-T-40S) com quatro megapixels de resolução espacial e com uma frequência de amostragem de 250 Hz, sincronizado com duas plataformas de força BERTEC (Columbos, OH, USA) e AMTI Accugait (Waterloo, MA, USA), ambas com frequência de amostragem de 2000 Hz.

Antes da execução das tarefas 42 marcadores retro reflexivos (20 mm de diâmetro) foram posicionados nos indivíduos, nas seguintes proeminências ósseas: processo espinhoso da décima vértebra torácica, incisura jugular, acrômio, espinha ilíaca pósterio-superior, espinha ilíaca anterossuperior, trocanter maior do fêmur, epicôndilo lateral do fêmur, epicôndilo medial do fêmur, cabeça da fíbula, tuberosidade da tíbia, maléolo medial e maléolo lateral bilateralmente, base do calcâneo, ponto médio do tendão calcâneo, superior a cabeça do segundo metatarso, superior a base do segundo metatarso, medialmente a cabeça do primeiro metatarso, medialmente a base do primeiro metatarso, lateralmente a cabeça do quinto metatarso, lateralmente a base do quinto metatarso, medialmente a falange proximal do hálux e ponto médio do navicular (41–45).(**Figura 1**)

Figura 1: Posicionamento dos marcadores reflexivos, vista anterior (A) e posterior (B).

Uma captura de dados na posição ortostática foi realizada com o indivíduo em posição anatômica para alinhamento com o sistema de coordenadas global e identificação dos eixos articulares, em seguida todos os indivíduos realizaram os três testes funcionais na mesma e seguinte ordem: descida de degrau, *single leg step down*, agachamento unipodal.

3.5 Descrição dos Testes Funcionais

As sessões ocorreram de forma individual, em sala com iluminação e climatização adequadas e todos os indivíduos selecionados realizaram os testes após receberem as orientações necessárias de um examinador treinado.

Para a familiarização com os testes os indivíduos realizaram quatro repetições de cada teste. Em seguida, foram executados três ensaios válidos com o membro inferior dominante. Entre cada ensaio válido houve um período de 60 segundos de repouso, para evitar a fadiga (46,47).

A **Figura 2** representa o teste de descida de degrau, para o qual o indivíduo recebeu orientação de permanecer em pé em apoio bipodal com os braços posicionados ao lado do corpo sobre o degrau mais alto da escada. Ao comando de voz do examinador, o voluntário deveria descer os degraus em seu padrão normal de marcha iniciando a descida com o membro inferior não dominante (48,49). Os degraus tinham altura fixa de 20 cm e a plataforma de força (AMTI) foi posicionada no degrau mais próximo ao chão.

Figura 2: Sequência dos posicionamentos do indivíduo durante a realização da tarefa de Descida de degrau (vista anterior).

A **Figura 3** representa o teste de *single leg step down*, para o qual o indivíduo recebeu orientação de ficar em pé em apoio bipodal com a base dos pés na largura dos ombros e braços cruzados em frente ao peito, sobre um degrau de 20 cm de altura e, ao comando de voz, foi orientado a tocar suave e lentamente o solo com calcanhar do membro inferior não dominante de forma que não descarregasse muito peso no solo para evitar a retomada do equilíbrio, e em seguida retornar à posição inicial.

Figura 3: Sequência dos posicionamentos do indivíduo durante a realização da tarefa de Single-leg step down (vista anterior).

A **Figura 4** representa o teste de agachamento unipodal, para o qual o indivíduo recebeu orientação de permanecer em pé em apoio bipodal com os braços cruzados em frente ao peito sobre a plataforma de força (BERTEC) e, ao comando de voz, retirar da plataforma o membro não dominante e realizar um agachamento sem que o membro não dominante tocasse ao chão ou plataforma, e então retornar a posição inicial, com velocidade de 2 segundos para descer e 2 segundos para subir.

Figura 4: Sequência dos posicionamentos do indivíduo durante a realização da tarefa de agachamento unipodal (vista anterior).

Os ensaios foram considerados inválidos quando os voluntários perderam o equilíbrio, tocaram o solo com o membro inferior contralateral ao analisado durante ou imediatamente após a realização da tarefa, ou iniciaram os testes sem respeitar o comando de voz.

3.6 Processamento dos Dados

O processamento dos dados cinemáticos foi realizado com o *software* VICON NEXUS 1.8.5 onde todos 42 marcadores reflexivos foram tridimensionalmente reconstruídos (8). Em seguida, os dados foram processados pelo *software* Visual3D (versão 6.01.22, C-Motion Inc.), no qual é calculado o torque articular do tornozelo, joelho e quadril utilizando a dinâmica inversa durante toda a tarefa de interesse. Os torques articulares foram em seguida normalizados pela massa e altura dos sujeitos. Embora não seja o objetivo principal do presente estudo, o torque das articulações do tornozelo e do quadril foram também estimados considerando a possibilidade de melhor compreensão dos dados obtidos para a articulação de nosso interesse que é o joelho.

O centro articular do tornozelo foi determinado pelo ponto médio entre o maléolo lateral e o maléolo medial, enquanto que para a articulação do joelho o centro foi representado pelo ponto médio entre o epicôndilo femoral lateral e medial, já para o quadril o centro foi representado pelos marcadores da espinha ilíaca anterossuperior direita e esquerda e o ponto médio entre as duas espinhas ilíacas pósterio-superiores (17,27,50).

Figura 5: Modelo utilizado para processamento dos dados, onde é definido os centros articulares descritos acima (vista anterior).

Para as análises cinemáticas das variações angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo foi utilizada a convenção dos ângulos de Euler (51)

Foram construídos os sistemas de referência local da coxa e perna para a realização do cálculo dos ângulos da convenção de Euler da articulação do joelho, e para a construção das bases de segmento da coxa foram utilizados os marcadores do trocanter maior do fêmur e os epicôndilos lateral e medial do fêmur, e para a construção das bases de segmento da perna foram utilizados os marcadores da cabeça da fíbula, maléolo lateral e medial. Já para o quadril, foi construído a base de segmento do quadril com os marcadores da espinha ilíaca anterossuperior direita e esquerda e o ponto médio entre os marcadores das duas espinhas ilíacas pósterio-superiores, e então com esta base associada a da coxa foram calculados os ângulos de Euler. E para o tornozelo foi utilizado as bases de segmento do pé, que foi constituída pelos marcadores do calcâneo e as cabeças do primeiro e quinto metatarsos, e então com esta base associada a da perna foram calculados os ângulos de Euler. Para isto foram utilizadas as definições do sistema de coordenadas articulares recomendadas pela *International Society of Biomechanics* (52).

Para representar as rotações de um segmento corporal no espaço tridimensional comumente usamos os modelos de corpos rígidos como forma de representar as articulações, portanto inicialmente para construir as bases que representam os segmentos corporais deve-se definir a localização das coordenadas x , y e z de três pontos não colineares de um

segmento, assim definindo um sistema de coordenadas local e, a partir de uma referência fixa pré-determinada é possível definir o posicionamento e orientação do segmento corporal em relação ao sistema de coordenadas global (8,52).

Os sistemas de coordenadas dos segmentos corporais foram definidos de forma que o eixo y é determinado na direção anteroposterior com sentido positivo de posterior para anterior, o eixo z é determinado na direção vertical, seguindo a orientação cranial e sentido positivo para cima, e o eixo x é determinado pelo produto vetorial de y por z na direção médio-lateral com sentido positivo para lateral. Portanto, a definição desses sistemas de coordenadas seguiu a orientação da regra da mão direita para todas as bases, sendo assim para as bases do membro inferior esquerdo os resultados de rotação interna e externa de quadril, de varo e valgo e rotação interna e externa de joelho tem sinal invertido em relação aos resultados das bases do membro inferior direito. Portanto o eixo x deverá representar a flexão (+) e extensão (-) do joelho e o eixo y o valgo (-) e varo (+) de joelho (8,52).

Os dados cinemáticos foram filtrados utilizando-se um filtro *Butterworth* passa-baixa de quinta ordem, com frequências de corte de 8 Hz.

Os dados do teste de descida de degrau foram calculados e criados eventos a partir do contato inicial do membro inferior a ser testado com o solo (utilizando o componente vertical da força de reação do solo), até a retirada deste membro da plataforma de força (8,20) (Figura 6).

Figura 6: Tarefa de descida de degrau durante o evento de contato inicial do membro a ser avaliado (vista lateral e frontal).

Para o teste de *single leg step down* os dados foram calculados e criados eventos a partir da retirada do membro contralateral do solo (utilizando o componente vertical da força de

reação do solo), seguido de um agachamento no máximo de flexão até o retorno deste mesmo membro ao solo (8) (Figura 7).

Figura 7: Tarefa de single leg step down durante o evento de pico de flexão do joelho do membro a ser avaliado (vista lateral e frontal).

E por fim no teste de agachamento unipodal os dados foram calculados e criados eventos a partir da retirada do membro contralateral do solo (utilizando o componente vertical da força de reação do solo), seguido de um agachamento no máximo de flexão até o retorno deste mesmo membro ao solo (23) (Figura 8).

Figura 8: Tarefa de agachamento unipodal durante o evento de pico de flexão do joelho do membro a ser avaliado (vista lateral e frontal).

Para explorar os dados biomecânicos das tarefas unipodais avaliadas, foram considerados dois eventos discretos, para a eleição do frame a ser analisado, além da análise contínua dos dados durante a realização das tarefas. Os eventos discretos de referência para

descrever as variáveis de interesse nas três tarefas foram:

Pico de torque da articulação do joelho nos planos sagital e frontal. Nesse frame de referência, as variáveis de interesse extraídas foram o pico do torque articular do joelho no plano sagital e frontal; o ângulo das articulações do quadril, joelho e tornozelo e torques articulares do quadril e tornozelo identificados no mesmo frame em que ocorre o pico de torque da articulação do joelho. Essa situação de referência foi escolhida para identificar a maior demanda articular entre as tarefas e sexo, além de compreender melhor as variáveis cinéticas e cinemáticas das articulações adjacentes nessa situação de maior demanda para a articulação do joelho.

Além disto, os torques das três articulações de cada participante serão classificados em excêntrico ou concêntrico. Um torque excêntrico é identificado naqueles sujeitos em que o valor do torque possui sinal diferente do sinal da angulação da mesma articulação, e o torque concêntrico quando ambos apresentam sinais iguais. A proporção de torques concêntricos e excêntricos identificados será descrita em porcentagem da amostra total nas três tarefas unipodais avaliadas e também estratificadas por sexo.

Pico de angulação da articulação do joelho nos planos sagital e frontal. Nesse frame de referência, as variáveis de interesse foram o torque da articulação do joelho, a angulação máxima de flexão do joelho no plano sagital, a angulação máxima de valgo ou varo no plano frontal. Essa situação foi escolhida porque poderia representar uma situação muito frequente na prática clínica da fisioterapia ao avaliar as tarefas unipodais, que é a identificação do valgo dinâmico (pico angular do joelho no plano frontal), analisando em conjunto a angulação do joelho em que isto mais comumente acontece, assim dando aos clínicos informações relevantes que corroborem no plano de tratamento a fim de explicitar qual das três tarefas possui uma maior frequência de valgo dinâmico e qual a carga resultante imposta na articulação decorrente disto. Dessa forma o clínico pode escolher progressões de exposição deste paciente desde o momento agudo com a tarefa que gere menor sobrecarga até o momento tardio da reabilitação com a tarefa que gera maior sobrecarga.

Ao considerar a tarefa como um todo, será identificada em que fase da tarefa [em porcentagem da tarefa total(%)] o pico de torque das articulações do quadril, joelho e tornozelo são identificados, através de uma rotina criada através do *software* MATLAB versão R2019a (MathWorks Inc, Natick, Massachusetts, USA).

As variáveis calculadas no presente estudo se diferem das variáveis analisadas por Cervi et al (2017) por analisar os torques articulares, por utilizar distintos métodos de

processamento e por assumir eventos de referências diferentes daqueles adotados previamente.

3.7 Análise Estatísticas

Para análise estatística dos resultados desse estudo foi utilizado o programa SPSS 21.0 (IBM Corporation, Armonk, NY) e adotado um nível de significância de 0,05. O pressuposto de normalidade dos dados e/ou resíduos dos dados foram verificados visualmente pelos histogramas, comparação dos quartilhes residuais e teóricos de um padrão de distribuição normal e confirmado pelo teste de Shapiro-Wilk.

As variáveis de caracterização da amostra foram comparadas com o teste t de Student para amostras independentes e descritas como média e desvio padrão. As variáveis cinéticas e cinemáticas foram testadas com testes não paramétricos devido à não confirmação do pressuposto de normalidade mesmo após transformações. Consequentemente, as mesmas foram descritas como mediana e intervalo interquartil. Para a comparação das três tarefas nas variáveis cinéticas e cinemáticas, foi aplicado o teste de Friedman, com nível de significância de 0,05 e, como *post hoc*, foi aplicado o teste de Wilcoxon com correção de Bonferroni por multiplicidade ($p < 0,017$). Para comparar os sexos, foi aplicado um teste Mann-Whitney em cada uma das tarefas. E, por fim, para comparar as proporções entre os padrões de torque concêntrico ou excêntrico tanto entre as tarefas quanto entre os sexos, foi aplicado o teste chi-quadrado ou, quando o número de observações foi menor que 5 em algumas das classificações, foi aplicado o teste exato de Fisher.

4. RESULTADOS

Na amostra total, a média foi de 22 anos (DP=3,0), altura 1,70 m (DP= 0,08) e massa 71,8 Kg (DP=11,4). Quando se considera os grupos dividido pelo sexo, não houve diferenças significativas entre os grupos para a idade ($t: 1.624; p=0,116$) com uma média de idade de 22,8 anos (DP= 3,27) para os homens e de 21,07 anos (DP= 2,52) para as mulheres. No entanto, os grupos diferiram em relação à altura (diferença média: 0,11m; IC 95%: 0,06 – 0,15; $p < 0.001$) sendo os homens mais altos (1,76 m; DP= 0,06) que as mulheres (1,66 m; DP= 0,06). Também foram identificadas diferenças na massa dos participantes (diferença média: 15,3 Kg; IC 95% 8,93 a 21,73) com uma maior média identificada no grupo de homens (79,47 Kg; DP= 6,06) em relação às mulheres (64,13 Kg; DP= 10,4). Essa diferença

entre os grupos foi atenuada já que os torques foram normalizados pelo peso e altura do participante.

4.1 Frame do pico de torque da articulação do joelho

4.1.1 Plano Sagital

As variáveis cinéticas e cinemáticas nos planos sagital e frontal obtidas no momento do pico de torque e pico angular da articulação do joelho identificado em cada tarefa estão representadas na tabela 1. No plano sagital, não foram identificadas diferenças entre as tarefas no pico de torque da articulação do joelho ($X^2= 4.867$ (2); $p=0.088$) (tabela 1), ainda que o agachamento unipodal tenha apresentado menor angulação em flexão ($56,6^\circ$) quando comparado ao *single leg step down* ($67,9^\circ$) ($p=0,001$) nesse momento. A angulação do joelho na descida de degrau ($54,1^\circ$) foi significativamente menor em comparação ao *single leg step down* (68°) ($p=0.009$) (Tabela 1).

Em relação às articulações adjacentes no momento de pico de torque do joelho, foi possível identificar, no plano sagital, menores torques flexores de quadril tanto no agachamento unipodal ($+0,61 \text{ N.m/Kg}$; $p=0,001$) quanto no *single leg step down* ($+0,28 \text{ N.m/Kg}$; $p=0,001$) quando comparados à descida de degrau ($+2,66 \text{ N.m/Kg}$), mas sem diferença entre as duas tarefas. Similarmente, foi observada uma maior angulação em flexão de quadril para o agachamento unipodal: $+39,7^\circ$ ($p<0,001$) e para o *single leg step down*: $+45,4^\circ$ ($p<0,001$) quando comparados à descida de degrau ($+5,0^\circ$) sem diferirem entre si (Tabela 1). Para o tornozelo, o *single leg step down*: $+10,11$ ($p=0,014$) apresentou uma maior dorsiflexão em comparação à descida de degrau ($+2,9^\circ$), e não houve diferença entre as tarefas nas variáveis cinéticas da articulação do tornozelo (Tabela 1).

4.1.2 Plano Frontal

No plano frontal, o agachamento unipodal apresentou um maior torque adutor ($-2,37^\circ \text{ N.m/Kg}$) em comparação à descida de degrau: $-0,88 \text{ N.m/Kg}$ ($p<0,001$) e *single leg step down*: $-1,00 \text{ N.m/Kg}$ ($p=0,002$) no pico de torque do joelho. A angulação do joelho no momento do pico de torque da articulação foi significativamente menor na descida de degrau ($+1,44^\circ$) em comparação ao agachamento unipodal: $+2,09^\circ$ ($p=0,01$) e *single leg step down*: $+3,39^\circ$ ($p=0,009$) mas ambos não se diferiram mesmo o *single leg step down* tendo apresentado um maior varo de joelho (Tabela 1).

Em relação às articulações adjacentes no momento de pico de torque do joelho, foi

possível identificar, no plano frontal, menores torques abdutores de quadril tanto na descida de degrau (+0,98 N.m/Kg; $p<0,001$) quanto no *single leg step down* (+1,29 N.m/Kg; $p=0,001$) quando comparados ao agachamento unipodal (+2,75 N.m/Kg), mas sem diferença entre as duas tarefas. Similarmente, foi observado uma maior angulação em adução de quadril para o *single leg step down*: $-9,98^\circ$ ($p<0,001$) e agachamento unipodal: $-5,33^\circ$ ($p=0,006$) em comparação à descida de degrau ($-0,86^\circ$) sem diferirem entre si (Tabela 2). Para o tornozelo, foi observado uma menor angulação em adução de tornozelo para o *single leg step down*: $-5,07^\circ$ ($p<0,001$) e agachamento unipodal: $-5,60^\circ$ ($p<0,001$) em comparação à descida de degrau ($-12,74^\circ$) sem diferirem entre si (Tabela 1).

4.2 Frame do pico angular da articulação do joelho

4.2.1 Plano Sagital

As variáveis cinéticas e cinemáticas no plano sagital obtidas no momento de maior ângulo da articulação do joelho identificadas em cada tarefa estão representadas na tabela. No plano sagital, a tarefa de descida de degrau apresentou um torque flexor concêntrico de joelho no momento do pico angular (+0,09 N.m/Kg) se diferenciando do *single leg step down* ($-1,40$ N.m/Kg; $p<0,001$) e agachamento unipodal ($-2,03$ N.m/Kg; $p<0,001$) que apresentaram um torque extensor excêntrico de joelho. E no momento do pico angular do joelho o agachamento unipodal ($+67,14^\circ$) apresentou uma menor flexão de joelho em comparação à descida de degrau ($+86,7^\circ$; $p<0,001$) e *single leg step down* ($+75,4^\circ$; $p=0,001$) (Tabela 1).

4.2.2 Plano Frontal

No plano frontal, o torque do joelho no momento de pico angular se difere significativamente em todas as tarefas ($X^2= 38,600$ (2); $p<0,001$), observando-se uma ordem decrescente de torque adutor para agachamento unipodal ($-1,91$ N.m/Kg), *single leg step down* ($-0,87$ N.m/Kg) e descida de degrau ($-0,15$). E o pico angular do joelho no *single leg step down* ($p<0,001$) foi significativamente maior em varo do joelho que na descida de degrau, sendo o *single leg step down* ($+5,70^\circ$) a tarefa com maior mediana de angulação em varo do joelho em comparação à descida de degrau ($+3,71^\circ$) e agachamento unipodal ($+4,18^\circ$) (Tabela 1).

Tabela 1. Cinética e cinemática do joelho em tarefas unipodais de jovens assintomáticos (n = 30), expressos em mediana e intervalo interquartil no momento da ocorrência do pico de torque articular e pico angular do joelho no plano sagital e frontal durante a descida da escada, *single leg step down* e agachamento unipodal.

		Descida de degrau	<i>Single leg step down</i>	Agachamento unipodal
Plano Sagital	Pico de torque articular do joelho			
	Torque articular (N.m/Kg)			
	Joelho	-2,15 (0,78)	-1,63 (1,26)	-2,07 (4,66)
	Quadril	+2,66 (1,27)	+0,28 (1,00)*	+0,61 (2,36)*
	Tornozelo	-0,32 (0,46)	-0,38 (0,85)	-0,48 (2,45)
	Ângulo (°)			
	Joelho	+54,17 (18,94)†	+67,96 (12,19)	+56,56 (61,70)†
	Quadril	+4,99 (10,98)	+45,41 (19,52)*	+39,74 (44,31)*
	Tornozelo	+2,94 (13,37)	+10,11 (11,77) *	+4,76 (26,44)
	Pico angular do joelho			
	Torque articular (N.m/Kg)			
	Joelho	+0,09 (0,09)	-1,40 (1,25) *	-2,03 (2,38)*
	Ângulo (°)			
	Joelho	+86,72 (7,10)	+75,46 (14,38)	+67,14 (12,16)*†
Plano Frontal	Pico de torque articular do joelho			
	Torque articular (N.m/Kg)			
	Joelho	-0,88 (0,49)	-1,00 (0,53)	-2,37 (1,21) * †
	Quadril	+0,98 (0,65)	+1,29 (0,65)	+2,75 (0,93) * †
	Tornozelo	-0,34 (0,54)	-0,42 (0,51)	-0,51 (0,74)
	Ângulo			
	Joelho	+1,44 (5,44)	+3,39 (8,06)*	+ 2,09 (6,47)*
	Quadril	-0,86 (5,67)	-9,98 (9,24)*	-5,33 (8,81)*
	Tornozelo	-12,74 (5,22)	-5,07 (4,87)*	-5,60 (3,22)*
	Pico angular do joelho			
	Torque articular (N.m/Kg)			
	Joelho	-0,15 (0,64)†	-0,87 (0,71)*	-1,91 (1,07)**†
	Ângulo (°)			
	Joelho	+3,71 (11,72)	+5,70 (7,30)*	+4,18 (11,16)

Nota: Os símbolos representam no plano sagital, flexão (+) extensão (-) do joelho, e no plano frontal abdução / varo (+) e adução / valgo (-) do joelho.

* Diferente da descida de degrau (p <0.05).

† Diferente do *single leg step down* (p <0.05)

4.3 Frame do pico de torque da articulação do joelho estratificado por sexo

4.3.1 Plano Sagital

Ao verificar associação entre os sexos, não foram identificadas diferenças no pico de torque da articulação do joelho na descida de degrau ($U=110,000$; $p=0,935$), *single leg step down* ($U=132,000$; $p=0,436$) e agachamento unipodal ($U=146,000$; $p=0,174$). O ângulo de flexão durante o pico de torque também não parece estar associado ao sexo na descida de degrau ($U=67,000$; $p=0,061$), *single leg step down* ($U=131,000$; $p=0,461$) e agachamento unipodal ($U=89,000$; $p=0,345$). Somente no agachamento unipodal, foi identificado um maior torque flexor plantar para as mulheres ($-0,59$ N.m/Kg) em relação ao homens ($-0,16$ N.m/Kg) no momento de maior torque da articulação do joelho ($p=0,04$). Para as demais variáveis das articulações adjacentes não foram identificados diferenças significativas entre os sexos (Tabela 2).

4.3.2 Plano Frontal

Ao verificar associação entre os sexos, não foram identificadas diferenças no pico de torque da articulação do joelho na descida de degrau ($U=108,000$; $p=0,870$), *single leg step down* ($U=86,000$; $p=0,285$) e agachamento unipodal ($U=129,000$; $p=0,512$). O ângulo em valgo/varo durante o pico de torque também não parece estar associado ao sexo na descida de degrau ($U=91,000$; $p=0,389$), *single leg step down* ($U=93,000$; $p=0,436$), já no agachamento unipodal o homem ($+3,18^\circ$) apresenta um ângulo varo maior que as mulheres ($+0,08^\circ$) ($U=64,000$; $p=0,045$) (Tabela 2).

Em relação às articulações adjacentes no momento de pico de torque do joelho, foi possível identificar diferença na descida de degrau que homens ($+2,41^\circ$) apresentaram uma angulação em abdução de quadril e mulheres ($-2,27^\circ$) em adução ($U=182,000$; $p=0,003$). Não houve diferença entre as tarefas nas variáveis cinéticas e cinemáticas da articulação do tornozelo (Tabela 2).

4.4 Frame do pico de angular da articulação do joelho estratificado por sexo

4.4.1 Plano Sagital

No plano sagital, não foram identificadas diferenças entre os sexos quanto ao torque gerado no momento de maior ângulo da articulação do joelho na descida de degrau ($U=137,000$; $p=0,325$), *single leg step down* ($U=129,000$; $p=0,512$) e agachamento unipodal ($U=144,000$; $p=0,202$). E o pico angular do joelho também não parece estar associado ao

sexo na descida de degrau ($U=107,000$; $p=0,838$), *single leg step down* ($U=95,000$; $p=0,486$) e agachamento unipodal ($U=102,000$; $p=0,683$). (Tabela 2).

4.4.2 Plano Frontal

No plano frontal, não foram identificadas diferenças entre os sexos no torque gerado no momento de maior ângulo da articulação do joelho na descida de degrau ($U=130,000$; $p=0,486$), *single leg step down* ($U=75,000$; $p=0,126$) e agachamento unipodal ($U=122,000$; $p=0,713$). E os picos angulares do joelho também não parecem estar associados ao sexo na descida de degrau ($U=113,000$; $p=1,00$), *single leg step down* ($U=95,000$; $p=0,486$) e agachamento unipodal ($U=100,000$; $p=0,624$) (Tabela 2).

Tabela 2. Cinética e cinemática do joelho estratificada por sexo, expressos em mediana e intervalo interquartil de homens (n = 15) e mulheres (n = 15) nas tarefas unipodais avaliadas no pico de torque articular e pico angular do joelho.

		Descida de degrau		Single leg step down		Agachamento unipodal	
		Homem	Mulher	Homem	Mulher	Homem	Mulher
Plano Sagital	Pico de torque articular do joelho						
	Torque articular (N.m/Kg)						
	Joelho	-2,09 (0,41)	-2,17 (0,99)	-1,72 (1,13)	-1,28 (0,20)	-2,54 (4,37)	-1,78 (4,19)
	Quadril	+2,52 (0,84)	+2,76 (1,28)	+0,61 (1,41)	+0,22 (0,72)	+0,86 (3,71)	+0,20 (2,01)
	Tornozelo	-0,12 (0,43)	-0,40 (0,38)	-0,12 (1,12)	-0,64 (0,59)	-0,16 (3,55) ‡	-0,59 (1,29) ‡
	Ângulo (°)						
	Joelho	+59,78 (17,82)	+49,22 (15,05)	+66,34 (14,31)	+68,84 (13,57)	+60,85 (45,31)	+50,38 (57,91)
	Quadril	+7,69 (11,84)	+2,95 (7,70)	+47,01 (15,95)	+42,05 (19,55)	+46,19 (26,04)	+34,46 (37,03)
	Tornozelo	+0,71 (8,61)	+8,06 (10,46)	+5,38 (11,76)	+11,04 (7,59)	+4,02 (17,93)	+5,51 (28,01)
	Pico angular do joelho						
	Torque articular (N.m/Kg)						
	Joelho	+0,07 (0,10)	+0,10 (0,07)	-1,50 (1,11)	-1,25 (0,97)	-2,48 (4,22)	-1,78 (1,42)
	Ângulo (°)						
	Joelho	+86,82 (8,55)	+85,84 (7,14)	+82,27 (14,98)	+74,02 (12,38)	+66,10 (13,06)	+68,18 (9,48)
Plano Frontal	Pico de torque articular do joelho						
	Torque articular (N.m/Kg)						
	Joelho	-0,81 (0,55)	-0,91 (0,40)	-0,91 (0,52)	-1,11 (0,48)	-2,42 (1,09)	-2,33 (1,21)
	Quadril	+1,18 (0,74)	+0,92 (0,56)	+1,16 (0,48)	+1,43 (0,77)	+2,64 (0,81)	+2,79 (1,13)
	Tornozelo	-0,28 (0,62)	-0,43 (0,52)	-0,36 (0,44)	-0,50 (0,51)	-0,48 (0,31)	-0,70 (0,79)
	Ângulo						
	Joelho	+1,97 (4,47)	-0,24 (8,04)	+3,46 (8,25)	+2,55 (6,79)	+3,18 (6,77) ‡	+0,08 (5,25) ‡
	Quadril	+2,41 (5,36) ‡	-2,27 (4,62) ‡	-8,51 (8,60)	-10,90 (11,29)	-3,68 (6,74)	-6,36 (6,11)
	Tornozelo	-12,67 (4,79)	-13,85 (6,46)	-5,24 (4,90)	-5,07 (3,13)	-5,70 (2,50)	-5,51 (4,28)
	Pico angular do joelho						
	Torque articular (N.m/Kg)						
	Joelho	-0,18 (0,59)	-0,01 (0,60)	-0,60 (0,55)	-1,02 (0,50)	-2,11 (0,93)	-1,90 (1,04)
	Ângulo (°)						
	Joelho	+3,10 (7,16)	+3,95 (15,00)	+8,19 (7,85)	+4,15 (11,84)	+4,23 (5,59)	+4,12 (13,02)

Nota: Os símbolos representam extensão do joelho (-) e flexão (+) no plano sagital e abdução / varo do joelho (+) e adução / valgo do joelho (-) no plano frontal.

‡ Diferença entre os sexos (p <0.05)

4.5 Padrões de torque no frame do pico de torque do joelho

4.5.1 Plano Sagital

Os padrões de torque no momento que se identificou o pico de torque na articulação de joelho da amostra total, no plano sagital para as três tarefas estão disponíveis na Figura 9. Não houve diferença significativa entre as tarefas nas proporções do padrão concêntrico e excêntrico em nenhuma articulação ($p>0.429$). Para articulação do quadril houve uma predominância por um torque concêntrico flexor, com proporções entre 63 - 67% nas tarefas. Para a articulação do joelho houve uma predominância de torque excêntrico extensor, com proporções entre (83 - 90%). Já para a articulação do tornozelo, a proporção de torques excêntricos e concêntricos parece ser mais equilibrada que nas outras articulações. As tarefas de descida de degrau (53%) e *single leg step down* (60%) apresentaram um torque excêntrico dorsiflexor, já a tarefa de agachamento unipodal (57%) obteve uma prevalência de torque concêntrico dorsiflexor (Figura 9). Quando se analisa esses padrões nos diferentes sexos, nenhuma diferença é encontrada em nenhuma das três tarefas (Figura 10).

Plano Sagital

Figura 9: Porcentagem de sujeitos da amostra total que apresentou torques concêntricos ou excêntricos, nas articulações de quadril, joelho e tornozelo no momento de maior torque da articulação do joelho nas tarefas de descida de degrau, *single leg step down* e agachamento unipodal avaliadas no plano sagital com valores expressos em porcentagem.

Plano Sagital

Figura 10: Porcentagem de sujeitos da amostra estratificada por sexo que apresentou torques concêntricos ou excêntricos, nas articulações de quadril, joelho e tornozelo no momento de maior torque da articulação do joelho nas tarefas de descida de degrau, *single leg step down* e agachamento unipodal avaliadas no plano sagital.

4.5.2 Plano Frontal

Os padrões de torque no momento que se identificou o pico de torque na articulação de joelho da amostra total, no plano frontal das três tarefas estão disponíveis na figura 11. Para a articulação do quadril, diferenças na prevalência de cada padrão foram encontradas ($p=0.004$). A descida de degrau demonstrou proporções semelhantes de padrão concêntrico (43%) e excêntrico (57%), enquanto que no *single leg step down* e no agachamento unipodal, observa-se uma predominância de padrão excêntrico, identificados respectivamente em 93% e 80% dos sujeitos avaliados. Para a articulação do joelho houve uma predominância por um torque excêntrico valgo (60 - 80%), sem diferenças entre as tarefas ($p=0.180$). Para a articulação do tornozelo houve uma predominância por um torque concêntrico adutor (77 - 90%), sem diferença entre as tarefas ($p=0,372$) (Figura 11). Quando se analisa esses padrões nos diferentes sexos observa-se na figura 12, que para as tarefas de *single leg step down* e agachamento unipodal tanto os homens como mulheres apresentam padrões similares de torque em todas as articulações. Já na tarefa de descida de degrau há uma inversão de padrão na articulação do quadril onde uma maior prevalência de torque concêntrico é observada nos homens (67%) e mulheres (80%) ($p=0,01$) (Figura 12).

Figura 11: Porcentagem de sujeitos da amostra total que apresentou torques concêntricos ou excêntricos, nas articulações de quadril, joelho e tornozelo no momento de maior torque da articulação do joelho nas tarefas de descida de degrau, *single leg step down* e agachamento unipodal avaliadas no plano frontal.

Plano Frontal

Figura 12: Porcentagem de sujeitos da amostra estratificada por sexo que apresentou torques concêntricos ou excêntricos, nas articulações de quadril, joelho e tornozelo no momento de maior torque da articulação do joelho nas tarefas de descida de degrau, *single leg step down* e agachamento unipodal avaliadas no plano frontal com valores expressos em porcentagem.

4.6 Tarefas completas

As variações do torque e do deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo em média ao longo de toda a tarefa estão representadas graficamente para a descida de degrau (Figuras 13), o *single leg step down* (Figura 14) e para o agachamento unipodal (Figura 15).

Os resultados referentes aos picos de torque e de deslocamento angular das três articulações nas tarefas avaliadas serão apresentados nas seções subsequentes dividida por planos sendo que a Tabela 4 apresenta os resultados referentes ao plano sagital e a Tabela 5 os resultados referentes ao plano frontal.

Na tarefa de descida de degrau, representada pela figura 13 é possível observar sua divisão em 4 partes (13A- Ângulo no plano sagital, 13B- Torque no plano sagital, 13C- Ângulo no plano frontal, 13D- Torque no plano frontal). Sendo assim no plano sagital, nota-se, uma maior variação angular nas articulações de joelho e tornozelo tendo ambos os sexos apresentado suas variações angulares nos mesmos momentos, com o quadril apresentando menor variação angular em ambos os sexos, o que é esperado devido à altura do degrau não ser muito grande, assim não havendo grandes amplitudes no plano sagital na articulação do quadril. Quanto ao torque no plano sagital, é possível observar uma maior variação de torque nas articulações de quadril e joelho no decorrer da tarefa, já no tornozelo há pouca variação no torque no decorrer da tarefa com ambos os sexos se comportando de forma semelhantes nas três articulações.

Já no plano frontal, nota-se pouca variação angular nas articulações de joelho e tornozelo, e uma maior variação angular na articulação do quadril no decorrer da tarefa, com ambos os sexos se comportando de forma similar nas três articulações, o que é esperado visto que se trata de uma tarefa com movimentos predominantemente no plano sagital. Quanto ao torque articular, ocorreu pouca variação de torque nas articulações de joelho e tornozelo, e uma maior variação de torque na articulação do quadril no decorrer da tarefa, podendo ser interpretado para as articulações de joelho e tornozelo como resposta de contrações agonistas/antagonistas com intuito de estabilização articular, visto que o torque que observa-se é uma resultante do torque gerado pelos agonistas subtraído do torque gerado pelos antagonistas.

Figura 13: Apresentação das variáveis cinéticas e cinemáticas da tarefa de descida de degrau 13A- Ângulo no plano sagital, 13B- Torque no plano sagital, 13C- Ângulo no plano frontal, 13D- Torque no plano frontal.

Na tarefa de *single leg step down*, representada pela figura 14 é possível observar sua divisão em 4 partes (14A- Ângulo no plano sagital, 14B- Torque no plano sagital, 14C- Ângulo no plano frontal, 14D- Torque no plano frontal). Sendo assim no plano sagital, nota-se, uma maior variação angular nas articulações de joelho e quadril tendo ambos os sexos apresentado suas variações angulares nos mesmos momentos, com o tornozelo apresentando menor variação angular em ambos os sexos, o que é esperado devido à altura do degrau não ser muito grande, assim não havendo grandes amplitudes no plano sagital na articulação do tornozelo, visto que o intuito da tarefa era realizar flexão de joelho no membro dominante até que o indivíduo pudesse tocar o solo com o calcanhar do membro não dominante. Quanto ao torque no plano sagital, é possível observar uma maior variação de torque na articulação de joelho no decorrer da tarefa, já no quadril e tornozelo há pouca variação no torque no decorrer da tarefa com ambos os sexos se comportando de forma semelhantes nas três articulações.

Já no plano frontal, nota-se pouca variação angular nas articulações de joelho e tornozelo, e uma maior variação angular na articulação do quadril no decorrer da tarefa, com ambos os sexos se comportando de forma similar nas três articulações, o que é esperado visto que se trata de uma tarefa com movimentos predominantemente no plano sagital. Quanto ao torque articular, nota-se uma pouca variação de torque nas três articulações no decorrer da tarefa, podendo ser interpretado como resposta de contrações agonistas/antagonistas com intuito de estabilização articular.

Figura 14: Apresentação das variáveis cinéticas e cinemáticas da tarefa de single leg step down 14A- Ângulo no plano sagital, 14B- Torque no plano sagital, 14C- Ângulo no plano frontal, 14D- Torque no plano frontal.

Na tarefa de agachamento unipodal, representada pela figura 15 é possível observar sua divisão em 4 partes (15A- Ângulo no plano sagital, 15B- Torque no plano sagital, 15C- Ângulo no plano frontal, 15D- Torque no plano frontal). Sendo assim no plano sagital, nota-se, uma maior variação angular nas articulações de joelho e quadril tendo ambos os sexos apresentado suas variações angulares nos mesmos momentos, com o tornozelo apresentando pequena variação angular em ambos os sexos, o que é esperado devido a tarefa demandar maiores amplitudes de quadril e joelho para se realizada. Quanto ao torque no plano sagital, é possível observar uma maior variação de torque na articulação de joelho no decorrer da tarefa, já no quadril e tornozelo há pouca variação no torque no decorrer da tarefa com ambos os sexos se comportando de forma semelhantes nas três articulações.

Já no plano frontal, nota-se pouca variação angular nas articulações de joelho e tornozelo, e uma maior variação angular na articulação do quadril no decorrer da tarefa, com ambos os sexos se comportando de forma similar nas três articulações, o que é esperado visto que se trata de uma tarefa com movimentos predominantemente no plano sagital. Quanto ao torque articular, nota-se uma pouca variação de torque nas três articulações no decorrer da tarefa, podendo ser interpretado como resposta de contrações agonistas/antagonistas com intuito de estabilização articular.

Figura 15: Apresentação das variáveis cinéticas e cinemáticas da tarefa de agachamento unipodal (15A- Ângulo no plano sagital, 15B- Torque no plano sagital, 15C- Ângulo no plano frontal, 15D- Torque no plano frontal).

4.6.1 Plano Sagital

No plano sagital, não foram identificadas diferenças entre as tarefas no pico de torque da articulação do joelho ($X^2= 4,867$ (2); $p=0.088$), mas a fase da tarefa em que este pico de torque no joelho ocorreu foi diferente na descida de degrau (final da tarefa, 84%) em comparação ao *single leg step down* (53%; $p=0,001$) e agachamento unipodal (46,5%; $p=0,003$) cujos picos foram identificados aproximadamente na metade da tarefa. Já para o deslocamento angular, o agachamento unipodal ($+67,14^\circ$) apresentou uma menor flexão de joelho em comparação à descida de degrau ($+86,7^\circ$; $p<0,001$) e *single leg step down* ($+75,4^\circ$; $p=0,001$), e a descida de degrau foi a tarefa que este pico angular ocorreu mais tardiamente (100%) em comparação ao *single leg step down* (52,5%; $p<0,001$) e agachamento unipodal (43,5%; $p<0,003$), sendo esta última a tarefa que o pico angular do joelho ocorreu mais cedo, se diferenciando também do *single leg step down* ($p=0,006$) (Tabela 3).

No quadril também não foram identificadas diferenças entre as tarefas no pico de torque ($X^2= 6,200$ (2); $p=0,045$) e na fase da tarefa em que este pico de torque ocorreu ($X^2= 45,067$ (2); $p=0,125$). A descida de degrau apresentou uma menor flexão de quadril ($+18,42^\circ$) em comparação ao *single leg step down* ($+53,44^\circ$; $p<0,001$) e ao agachamento unipodal ($+52,64^\circ$; $p<0,001$). Todas as tarefas se diferiram significativamente entre si na fase em que o pico angular foi identificado, sendo o *single leg step down* a tarefa onde o pico angular ocorreu mais tardiamente (53%) seguido do agachamento unipodal (44%) e da descida de degrau (11,5%) (Tabela 3).

Para a articulação do tornozelo, pode-se observar um maior pico de torque flexor plantar da tarefa de descida de degrau ($-1,19$ N.m/Kg) em comparação ao *single leg step down* ($-0,77$ N.m/Kg; $p=0,006$), sem diferença entre as tarefas na fase de identificação dos mesmos ($X^2= 5,261$; $p=0,072$). No pico angular do tornozelo todas as tarefas se diferiram significativamente, e a descida de degrau obteve um menor pico angular ($+5,82^\circ$) em comparação ao agachamento unipodal ($+11,00^\circ$; $p=0,004$) e *single leg step down* ($+11,58^\circ$; $p<0,001$), sendo estas últimas diferentes entre si ($p=0,04$). A descida de degrau apresentou o pico angular do tornozelo no momento mais tardio (77,5%) em comparação ao *single leg step down* (48%; $p<0,001$) e agachamento unipodal (43%; $p<0,001$) (Tabela 3).

Ao verificar associação entre os sexos, não foram identificadas diferenças entre os sexos no pico de torque do joelho na descida de degrau ($U=110,000$; $p=0,935$), *single leg step down* ($U=132,000$; $p=0,436$) e agachamento unipodal ($U=146,000$; $p=0,174$), o mesmo

ocorre para a fase da tarefa em que o pico de torque do joelho ocorre na descida de degrau ($U=76,000$; $p=0,137$), *single leg step down* ($U=69,000$; $p=0,074$) e agachamento unipodal ($U=142,000$; $p=0,233$). O pico angular do joelho também não parece estar associado ao sexo na descida de degrau ($U=107,000$; $p=0,838$), *single leg step down* ($U=95,000$; $p=0,486$) e agachamento unipodal ($U=102,000$; $p=0,683$), e o mesmo ocorre para a fase da tarefa em que o pico de torque do joelho ocorre na descida de degrau ($U=112,500$; $p=1,000$), *single leg step down* ($U=140,500$; $p=0,250$) e agachamento unipodal ($U=110,500$; $p=0,935$). (Tabela 3).

Para o quadril, não foram identificadas diferenças entre os sexos no pico de torque do joelho na descida de degrau ($U=99,000$; $p=0,595$), *single leg step down* ($U=125,000$; $p=0,624$) e agachamento unipodal ($U=123,000$; $p=0,683$), o mesmo ocorre para a fase da tarefa em que o pico de torque do joelho ocorre na descida de degrau ($U=100,500$; $p=0,624$), *single leg step down* ($U=81,500$; $p=0,202$) e agachamento unipodal ($U=101,000$; $p=0,653$). Somente para o pico angular do quadril no agachamento unipodal foi identificado uma maior flexão de quadril para os homens ($+59,40^\circ$) em comparação às mulheres ($+48,85^\circ$; $p=0,01$). Já para a tarefa de descida de degrau ($U=125,000$; $p=0,624$) e *single leg step down* ($U=137,000$; $p=0,325$) não parece haver diferença entre os sexos. E para a fase da tarefa em que o pico angular do quadril ocorreu não parece estar associada ao sexo na descida de degrau ($U=108,000$; $p=0,870$), *single leg step down* ($U=138,500$; $p=0,285$) e agachamento unipodal ($U=115,000$; $p=0,935$) (Tabela 3).

Para o tornozelo, não foram identificadas diferenças entre os sexos no pico de torque do tornozelo na descida de degrau ($U=121,000$; $p=0,744$), *single leg step down* ($U=81,000$; $p=0,202$) e agachamento unipodal ($U=78,000$; $p=0,161$), o mesmo ocorre para a fase da tarefa em que esse pico de torque do tornozelo ocorre na descida de degrau ($U=131,000$; $p=0,461$), *single leg step down* ($U=115,500$; $p=0,967$) e agachamento unipodal ($U=126,000$; $p=0,595$). Somente o pico angular do tornozelo na descida de degrau aparenta estar associado ao sexo tendo as mulheres apresentado um pico de dorsiflexão maior ($+10,06^\circ$) em comparação aos homens ($+3,48^\circ$; $p=0,02$). Já para a tarefa de *single leg step down* ($U=154,000$; $p=0,089$) e agachamento unipodal ($U=125,000$; $p=0,098$) não parece haver diferença entre os sexos. Tampouco, foram identificadas diferenças entre os sexos na para a fase da tarefa em que o pico angular do tornozelo ocorreu na descida de degrau ($U=117,500$; $p=0,838$), *single leg step down* ($U=110,500$; $p=0,935$) e no agachamento unipodal ($U=117,500$; $p=0,838$) (Tabela 3).

Tabela 3: Dados cinéticos e cinemáticos das articulação do joelho, quadril e tornozelo no planos sagital nas tarefas unipodais de descida de degrau, *single leg step down* e agachamento unipodal de homens (n=15) e mulheres (n=15) durante o pico de torque e angular, e a fase da tarefa em que ocorrem os picos de torque e angular das tarefas nas três articulações (continua).

Pico de Torque e Articular e Fase da Tarefa que Identificou-se os Picos de Torque e Angulares (Plano Sagital)												
	Pico de Torque do Joelho (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Joelho (%)	Pico Angular do Joelho (°)	Fase do pico Angular do Joelho (%)	Pico de Torque do Quadril (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Quadril (%)	Pico Angular do Quadril (°)	Fase do pico Angular do Quadril (%)	Pico de Torque do Tornozelo (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Tornozelo (%)	Pico Angular do Tornozelo (°)	Fase do pico Angular do Tornozelo (%)
Descida de degrau (n=30)	-2,15 (0,78)	84 (2,75)	+86,72 (7,10)	100 (0) †	+2,71 (1,16)	84,5 (17)	+18,42 (9,20)	11,5 (5) †	-1,19 (0,85)	17,5 (6,75)	+5,82 (10,15) †	77,5 (5,75)
Single leg step down (n=30)	-1,63 (1,26)	53 (18)*	+75,46 (14,38)	52,5 (7)*	+0,64 (1,78)	72,5 (7,75)	+53,44 (17,06)*	53 (68,25) *	-0,77 (1,14)*	90,5 (10,5)	+11,58 (9,50)*	48 (92)*
Agachamento unipodal (n=30)	-2,07 (4,66)	46,5 (13)*	+67,14 (12,16)*†	43,5 (5,75)* †	+0,74 (2,79)	42 (24,5)	+52,64 (19,95)*	44 (5) * †	-1,01 (2,54)	46,5 (73)	+11,00 (10,00)* †	43 (7,75)*
Estratificado por sexo												
Descida de degrau	Homem	-2,09 (0,41)	84 (3)	+86,82 (8,55)	100 (0)	+2,56 (0,79)	85 (4)	+18,51 (10,25)	12 (16)	-1,26 (0,71)	18 (6,5)	+3,48 (10,48) ‡
	Mulher	-2,17 (0,99)	84 (3)	+85,84 (7,14)	100 (0)	+2,78 (3,25)	83 (36)	+17,81 (6,72)	10 (17)	-1,12 (0,86)	17 (8)	+10,06 (7,29) ‡
Single leg step down	Homem	-1,72 (1,13)	61 (22)	+82,27 (14,98)	49 (7)	+0,65 (1,46)	76 (7,5)	+54,41 (10,31)	51 (47,5)	-0,55 (1,47)	86 (14)	+7,57 (10,21)
	Mulher	-1,28 (0,20)	48 (11,5)	+74,02 (12,38)	53 (5)	+0,39 (1,62)	53 (6,5)	+51,85 (17,65)	55 (72,5)	-0,96 (0,59)	91 (5)	+14,23 (6,40)

Tabela 3: Dados cinéticos e cinemáticos das articulação do joelho, quadril e tornozelo no planos sagital nas tarefas unipodais de descida de degrau, *single leg step down* e agachamento unipodal de homens (n=15) e mulheres (n=15) durante o pico de torque e angular, e a fase da tarefa em que ocorrem os picos de torque e angular das tarefas nas três articulações (conclusão).

Pico de Torque e Articular e Fase da Tarefa que Identificou-se os Picos de Torque e Angulares (Plano Sagital) (conclusão)													
		Pico de Torque do Joelho (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Joelho (%)	Pico Angular do Joelho (°)	Fase do pico Angular do Joelho (%)	Pico de Torque do Quadril (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Quadril (%)	Pico Angular do Quadril (°)	Fase do pico Angular do Quadril (%)	Pico de Torque do Tornozelo (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Tornozelo (%)	Pico Angular do Tornozelo (°)	Fase do pico Angular do Tornozelo (%)
Agachamento unipodal	Homem	-2,54 (4,37)	43 (10)	+66,10 (13,06)	43 (4,5)	+0,85 (4,00)	45 (18)	+59,40 (13,37) ‡	44 (4,5)	-0,84 (3,82)	46 (54)	+4,39 (10,41)	41 (6,5)
	Mulher	-1,78 (4,19)	48 (53)	+68,18 (9,48)	44 (6,5)	+0,71 (2,64)	42 (39)	+48,85 (15,15) ‡	44 (4,5)	-1,38 (1,36)	47 (85)	+12,62 (5,30)	44 (8,5)

Nota: No plano sagital na articulação do quadril e joelho o sinal + representa o movimento e torque de flexão e o sinal – representa extensão, e para a articulação do tornozelo o sinal + representa o movimento e torque de dorsiflexão e o sinal – representa a flexão plantar.

*Diferente da descida de degrau;

†Diferente do single leg step down;

‡ Diferença entre os sexos.

4.6.2 Plano Frontal

No plano frontal, foi identificado um maior pico de torque do joelho na tarefa de agachamento unipodal (-2,37 N.m/Kg) em comparação ao *single leg step down* (-1,00 N.m/Kg; $p=0,002$) e descida de degrau (-0,88 N.m/Kg; $p<0,001$) que por sua vez obteve o menor valor dentre as três tarefas. A fase da tarefa em que este pico de torque do joelho ocorreu não foram identificadas diferenças entre as tarefas ($X^2=0,475$ (2); $p=0,789$). No pico angular do joelho foi observado um maior varo do joelho para o *single leg step down* (+5,70°) em comparação à descida de degrau (3,71°; $p<0,001$) sendo esta a tarefa com menor pico angular. Na descida de degrau o pico angular é atingido mais tardiamente (94%) em comparação ao *single leg step down* (48%; $p=0,01$) e agachamento unipodal (42%; $p=0,01$) (Tabela 4).

Para o quadril pode-se observar um pico de torque abdutor de quadril maior para o agachamento unipodal (+2,99 N.m/Kg) em comparação ao *single leg step down* (+1,48 N.m/Kg; $p=0,002$) e descida de degrau (+1,10 N.m/Kg; $p<0,001$) sendo esta última a tarefa com menor pico de torque. A fase da tarefa em que este pico de torque ocorre parece ser mais tardia na descida de degrau (78,5%) em comparação ao *single leg step down* (46,5%; $p=0,04$) e agachamento unipodal (44,5%; $p=0,02$). Todas as tarefas se diferem em relação ao pico angular do quadril, tendo o *single leg step down* apresentado um pico em adução de quadril (-17,52°), assim como o agachamento unipodal (-13,70°) ($p=0,01$), já a descida de degrau apresentou um pico angular em abdução do quadril (+7,30°) se diferenciando do *single leg step down* ($p<0,001$) e agachamento unipodal ($p<0,001$). Na fase da tarefa em que este pico angular do quadril ocorre, a descida de degrau (81,5%) tem seu pico ocorrendo mais tardiamente em comparação ao agachamento unipodal (45%; $p=0,03$) (Tabela 4).

Para o tornozelo, observa-se um maior pico de torque adutor no agachamento unipodal (-0,95 N.m/Kg) em comparação ao *single leg step down* (-0,57 N.m/Kg; $p=0,009$). Mas este pico de torque tende a ocorrer mais tardiamente na descida de degrau (96%) em comparação ao *single leg step down* (52%; $p=0,001$) e agachamento unipodal (45%; $p<0,001$). Em relação ao pico angular da articulação do tornozelo, a descida de degrau apresenta uma maior adução (-16,48°) em comparação ao *single leg step down* (-8,43°; $p<0,001$) e agachamento unipodal (-8,37°; $p<0,001$). E não parece haver diferença entre as tarefas na fase da tarefa em que este pico angular ocorre ($X^2= 2,202$; $p=0,333$) (Tabela 4).

Ao verificar associação entre os sexos, não foram identificadas diferenças entre os sexos no pico de torque do joelho na descida de degrau ($U=108,000$; $p=0,870$), *single leg step down* ($U=86,000$; $p=0,285$) e agachamento unipodal ($U=129,000$; $p=0,512$). O mesmo ocorre para a fase da tarefa em que o pico de torque do joelho ocorre na descida de degrau ($U=151,000$; $p=0,116$), *single leg step down* ($U=95,000$; $p=0,486$) e agachamento unipodal ($U=137,500$; $p=0,305$). O pico angular do joelho também não parece estar associado ao sexo na descida de degrau ($U=113,000$; $p=1,000$), *single leg step down* ($U=95,000$; $p=0,486$) e agachamento unipodal ($U=100,000$; $p=0,624$), e o mesmo ocorre para a fase da tarefa em que o pico de torque do joelho ocorre na descida de degrau ($U=149,500$; $p=0,126$), *single leg step down* ($U=69,500$; $p=0,074$) e agachamento unipodal ($U=84,500$; $p=0,250$). (Tabela 4).

Para o quadril, não foram identificadas diferenças entre os sexos no pico de torque do joelho na descida de degrau ($U=109,000$; $p=0,902$), *single leg step down* ($U=77,000$; $p=0,148$) e agachamento unipodal ($U=105,000$; $p=0,775$), o mesmo ocorre para a fase da tarefa em que o pico de torque do joelho ocorre na descida de degrau ($U=122,500$; $p=0,683$), *single leg step down* ($U=94,500$; $p=0,461$) e agachamento unipodal ($U=83,000$; $p=0,233$). Somente no pico angular do quadril, observa-se uma associação com o sexo. Na descida de degrau os homens apresentam uma maior abdução de quadril ($+10,26^\circ$) em comparação às mulheres ($+6,36^\circ$; $U=163,000$; $p=0,03$); e no *single leg step down* as mulheres ($-24,23^\circ$) apresentam um pico angular em adução de quadril maior em comparação aos homens ($-16,07^\circ$; $U=182,000$; $p=0,003$). Já o agachamento unipodal ($U=148,000$; $p=0,148$) não parece haver diferença entre os sexos. A fase da tarefa em que o pico angular do quadril ocorreu, não parece estar associada ao sexo na descida de degrau ($U=106,500$; $p=0,806$), no *single leg step down* ($U=147,500$; $p=0,148$) e no agachamento unipodal ($U=124,000$; $p=0,653$) (Tabela 4).

Para o tornozelo, não foram identificadas diferenças entre os sexos no pico de torque na descida de degrau ($U=135,000$; $p=0,367$), *single leg step down* ($U=81,000$; $p=0,202$) e agachamento unipodal ($U=85,000$; $p=0,267$). O mesmo ocorre para a fase da tarefa em que o pico de torque do tornozelo foi identificado na descida de degrau ($U=100,000$; $p=0,624$), *single leg step down* ($U=110,000$; $p=0,935$) e agachamento unipodal ($U=106,500$; $p=0,806$). O pico angular do tornozelo também não parece estar associado ao sexo na descida de degrau ($U=70,000$; $p=0,081$), *single leg step down* ($U=119,000$; $p=0,806$) e agachamento unipodal

($U=111,000$; $p=0,967$), assim como a fase da tarefa em que o pico de torque do joelho ocorre na descida de degrau ($U=109,500$; $p=0,902$), *single leg step down* ($U=103,500$; $p=0,713$) e agachamento unipodal ($U=152,500$; $p=0,098$). (Tabela 4).

Tabela 4: Dados cinéticos e cinemáticos das articulação do joelho, quadril e tornozelo no planos frontal nas tarefas unipodais de descida de degrau, *single leg step down* e agachamento unipodal de homens (n=15) e mulheres (n=15) durante o pico de torque e angular, e a fase da tarefa em que ocorrem os picos de torque e angular das tarefas nas três articulações (continua).

Pico de Torque e Angular e Fase da Tarefa que Identificou-se os Picos de Torque e Angulares (Plano Frontal)												
	Pico de Torque do Joelho (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Joelho (%)	Pico Angular do Joelho (°)	Fase do pico Angular do Joelho (%)	Pico de Torque do Quadril (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Quadril (%)	Pico Angular do Quadril (°)	Fase do pico Angular do Quadril (%)	Pico de Torque do Tornozelo (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Tornozelo (%)	Pico Angular do Tornozelo (°)	Fase do pico Angular do Tornozelo (%)
Descida de degrau (n=30)	-0,88 (0,49)	74 (70,75)	+3,71 (11,72)	94 (23,25)	+1,10 (0,56)	78,5 (45,25)	+7,30 (12,55) †	81,5 (95)	-0,66 (0,39)	86 (4)	-16,48 (5,50)	80,5 (90)
Single leg step down (n=30)	-1,00 (0,53)	45 (49,25)	+5,70 (7,30) *	48 (29,25)*	+1,48 (0,57)	46,5 (32,75) *	-17,52 (9,29)*	49,5 (8,5)	-0,57 (0,98)	52 (20,75) *	-8,43 (3,44)*	99 (46,25)
Agachamento unipodal (n=30)	-2,37 (1,21) * †	55,5 (42,5)	+4,18 (11,16)	42 (28)*	+2,99 (1,19) *†	44,5 (5)*	-13,70 (11,28) *†	45 (11,75)*	-0,95 (0,90) †	45 (8,75)*	-8,37 (3,01)*	91,5 (59,75)
Estratificado por sexo												
Descida de degrau												
Homem	-0,81 (0,55)	36 (73)	+3,10 (7,16)	85 (33)	+1,12 (0,45)	82 (46,5)	+10,26 (6,61) ‡	95 (100)	-0,67 (0,45)	86 (4,5)	-15,38 (3,49)	77 (89,5)
Mulher	-0,91 (0,40)	84 (19)	+3,95 (15,00)	99 (16)	+1,09 (0,59)	73 (36)	+6,36 (15,40) ‡	78 (79,5)	-0,61 (0,40)	85 (3,5)	-18,30 (4,11)	85 (91)
Single leg step down												
Homem	-0,91 (0,52)	58 (48)	+8,19 (7,85)	49 (20)	+1,38 (0,60)	48 (50)	-16,07 (2,96) ‡	47 (9,5)	-0,43 (0,92)	50 (19)	-8,51 (2,51)	100 (38,5)

Tabela 4: Dados cinéticos e cinemáticos das articulações do joelho, quadril e tornozelo no planos frontal nas tarefas unipodais de descida de degrau, *single leg step down* e agachamento unipodal de homens (n=15) e mulheres (n=15) durante o pico de torque e angular, e a fase da tarefa em que ocorrem os picos de torque e angular das tarefas nas três articulações (conclusão).

Pico de Torque e Articular e Fase da Tarefa que Identificou-se os Picos de Torque e Angulares (Plano Frontal)													
		Pico de Torque do Joelho (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Joelho (%)	Pico Angular do Joelho (°)	Fase do pico Angular do Joelho (%)	Pico de Torque do Quadril (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Quadril (%)	Pico Angular do Quadril (°)	Fase do pico Angular do Quadril (%)	Pico de Torque do Tornozelo (N.m/Kg)	Fase do pico de Torque do Tornozelo (%)	Pico Angular do Tornozelo (°)	Fase do pico Angular do Tornozelo (%)
<i>Single leg step down</i>	Mulher	-1,11 (0,48)	43 (43,5)	+4,15 (11,84)	44 (33)	+1,67 (0,70)	44 (27)	-24,23 (6,21) ‡	53 (9)	-0,65 (0,84)	54 (20)	-7,85 (4,99)	98 (58)
Agachamento unipodal	Homem	-2,42 (1,09)	49 (37)	+4,23 (5,59)	44 (27,5)	+2,81 (0,77)	47 (15,5)	-12,82 (6,35)	44 (5,5)	-0,61 (0,91)	43 (13,5)	-8,86 (2,62)	61 (95)
	Mulher	-2,33 (1,21)	58 (31)	+4,12 (13,02)	39 (27)	+3,01 (1,33)	42 (4)	-18,81 (11,52)	45 (12,5)	-1,22 (0,74)	45 (6,5)	-8,30 (3,82)	100 (42)

Nota: No plano frontal na articulação do quadril o sinal + representa o movimento e torque de abdução e o sinal – representa adução, na articulação do joelho o sinal + representa o movimento e torque de varo e o sinal – representa valgo, e para a articulação do tornozelo o sinal + representa o movimento e torque de abdução e o sinal – representa adução.

*Diferente da descida de degrau

†Diferente do single leg step down

‡Diferença entre os sexos

5. DISCUSSÃO

O presente estudo demonstra que, para a articulação do joelho, o agachamento unipodal apresenta maior torque no plano frontal, confirmando parcialmente a hipótese inicial da diferença de torque no joelho entre as tarefas em ambos os planos. No entanto, a tarefa que exigiu maior flexão do joelho foi a descida de degrau em comparação ao agachamento unipodal. Um resumo sobre os principais achados sobre a maior demanda angular e de torque nas tarefas unipodais avaliadas para as articulações do joelho, quadril e tornozelo está demonstrado na tabela 5 a seguir. Já a hipótese de que haveria associação entre os sexos com distintos padrões de movimento, torques e ângulos articulares foi confirmada parcialmente, sendo mais evidente nas variáveis cinemáticas e quando analisamos a tarefa como um todo do que quando consideramos os momentos discretos de pico angular e pico de torque da articulação do joelho.

Tabela 5: Resumo dos resultados que identificam a maior demanda angular e de torque para as articulações do joelho, quadril e tornozelo.

		Maior Torque	Maior Angulação
Joelho	Sagital	Sem diferença	Descida de Degrau Angulação de 86,72° em Flexão
	Frontal	Agachamento Unipodal Torque Excêntrico Valgo (-2,37 N.m/Kg)	<i>Single Leg Step Down</i> Angulação de 5,70° em Varo
Quadril	Sagital	Sem diferença	<i>Single Leg Step Down</i> Angulação de 53,44° em Flexão
	Frontal	Agachamento Unipodal Torque Excêntrico Flexor (+2,99 N.m/Kg)	<i>Single Leg Step Down</i> Angulação de 17,52° em Adução
Tornozelo	Sagital	Descida de Degrau Torque Excêntrico Flexor Plantar (-1,19 N.m/Kg)	<i>Single Leg Step Down</i> Angulação de 11,58° em Dorsiflexão
	Frontal	Agachamento Unipodal Torque Concêntrico Adutor (-0,95 N.m/Kg)	Descida de Degrau Angulação de 16,48° em Adução

Nota: Em cada articulação em ambos os planos está listado em qual tarefa ocorreu o pico de torque e pico angular e o valor exato deste dado.

Quanto ao torque do joelho não foram encontrados estudos que comparem tarefas as tarefas avaliadas no presente estudo, o que impossibilita a comparação direta dos resultados encontrados. No momento de pico angular do joelho, o torque do joelho no plano sagital é menor na descida de degrau em comparação às outras duas tarefas. Já no plano frontal todas as tarefas se diferem entre si em relação ao torque na seguinte ordem crescente: descida de degrau, *single leg step down* e agachamento unipodal.

Baseado nos resultados encontrados no presente estudo não foi encontrada nenhuma associação entre o sexo e o torque da articulação do joelho nas tarefas avaliadas em nenhum plano ou frame avaliado. Estes achados discordam dos encontrados por Hong e Shin (2015) (20) que relatam um menor torque extensor de joelho no plano sagital para as mulheres em comparação aos homens na descida de degrau. Esta diferença entre estudos pode se dar devido a diferença de degrau adotada para a realização das tarefas, no qual foi utilizado 20 cm para o presente estudo e 30 cm no estudo de Hong e Shin (2015) (20), mas principalmente por estes estudos não poderem ser comparados diretamente por terem sido utilizados frames para análise em momentos diferentes da tarefa, tendo o presente estudo utilizado os frames do contato inicial do membro dominante com a plataforma de força até a retirada do mesmo, enquanto que o estudo de Hong e Shin (2015) (20) analisaram o momento do contato inicial e a fase de aceitação à carga que foi dividida em primeira e segunda metade.

Quanto às variáveis cinemáticas observadas para o joelho, no momento do pico de torque do joelho no plano sagital, o *single leg step down* apresentou maior flexão do joelho em comparação à descida de degrau e agachamento unipodal, portanto pode-se interpretar que o *single leg step down* tende a gerar a maior carga na articulação do joelho em maiores flexões. E, no plano frontal, o *single leg step down* e agachamento unipodal demonstraram maiores angulações em varo do joelho em comparação à descida de degrau no momento de pico de torque do joelho. Já no momento de pico angular do joelho, o agachamento unipodal apresentou um menor pico de flexão do joelho no plano sagital em comparação às outras duas tarefas, e quando analisado o momento da tarefa em que esse pico angular ocorreu no agachamento unipodal, pode-se notar que ocorre próximo aos 45% da tarefa assim como o pico de torque, portanto conclui-se que o agachamento unipodal gera sua maior carga na articulação do joelho no plano sagital com uma menor angulação. Porém estes resultados discordam dos achados de Lewis et al (2015) (18) que encontraram um maior pico de flexão de joelho na tarefa de agachamento unipodal em comparação à tarefa de *single leg step down*

em um degrau de 16cm, o que possivelmente pode ser explicado pela diferença de altura dos degraus utilizados para os estudos.

No presente estudo quando analisado o plano frontal, nota-se que o *single leg step down* se difere significativamente da descida de degrau com valores maiores de varo do joelho. Se for considerado que a angulação que nos preocupa no âmbito clínico é o valgo do joelho devido ser um fator de risco para a alta incidência de lesões (53), a descida de degrau poderia ser a tarefa com maior exposição a esse fator de risco. Não foram encontrados estudos que avaliassem ao menos um par das tarefas de interesse do presente estudo no plano frontal de indivíduos saudáveis, impossibilitando a comparação de dados.

Quanto ao torque e angulações das articulações adjacentes no momento de pico de torque do joelho, pode-se afirmar que a descida de degrau apresentou significativamente o maior torque de quadril em comparação às outras duas tarefas e a menor angulação de quadril, sendo o *single leg step down* a tarefa com maior angulação desta articulação em comparação à descida de degrau, mas não diferente em comparação ao agachamento unipodal. Portanto a tarefa de descida de degrau tende a gerar a maior carga na articulação do quadril com uma menor angulação de quadril em comparação as outras tarefas no momento em que o joelho está em seu pico de torque. Estes resultados são contrários aos do estudo de Lewis et al (2015) (18) que observaram maior flexão de quadril no *single leg step down* num degrau de 24 cm em comparação ao agachamento unipodal, podendo isto ter ocorrido pela diferença de altura dos degraus utilizados nos estudos, dificultando assim uma comparação direta de resultados. Enquanto que no presente estudo quando analisado o plano frontal, observa-se que o agachamento unipodal apresentou significativamente o maior torque de quadril, e as tarefas de *single leg step down* e agachamento uniupodal apresentaram respectivamente as maiores angulações em adução de quadril, se diferenciando da descida de degrau, mas não entre si. Já resultados encontrados por Lewis et al (2015) (18) demonstram uma maior adução de quadril no *single leg step down* no degrau de 24 cm e de 16 cm quando comparado ao agachamento unipodal, porém estas diferenças entre estudos não podem ser consideradas diretamente devido o estudo de Lewis et al (2015) (18) terem realizado somente análise cinemática, enquanto que os achados relatados do presente estudo se deram no momento do pico de torque da articulação do joelho.

Entretanto no momento de maior torque do joelho, não há diferença entre as tarefas no plano sagital e frontal em relação ao torque do tornozelo, mas na descida de degrau uma maior adução foi identificada. Ainda, a estratégia nesses instantes parecem ser diferentes

entre os sexos, sendo identificado na descida de degrau, uma adução de quadril nas mulheres e uma abdução de quadril nos homens. Já para o tornozelo, um maior torque flexor plantar no agachamento unipodal e uma maior dorsiflexão no *single leg step down* pode ser observada nas mulheres em comparação aos homens.

Quanto aos padrões de torque, pode-se dizer que a exploração destes dados resulta em informações mais detalhadas sobre o comportamento de indivíduos saudáveis nas diferentes tarefas a nível do padrão de torque exigido para a realização de tais tarefas, e a diferença nestes padrões de torque entre os sexos, informação esta não encontrada até o momento na literatura, inviabilizando assim a comparação dos dados.

E embora poucas diferenças nesse aspecto tenham sido evidenciadas, elas nos ajuda a descrever melhor as tarefas estudadas. No momento que se identificou o pico de torque da articulação do quadril no plano frontal da amostra total a descida de degrau demonstrou proporções semelhantes de padrão concêntrico e excêntrico, enquanto que no *single leg step down* e agachamento unipodal, observa-se uma predominância de padrão excêntrico. E, quando estratificado por sexo, nota-se uma inversão de padrão na articulação do quadril na descida de degrau que apresenta uma maior prevalência de torque concêntrico em comparação às outras tarefas, podendo sugerir que na articulação do quadril há uma maior exigência da musculatura abdução de quadril nas tarefas de *single leg step down* e agachamento unipodal, e uma maior exigência da musculatura adução de quadril na descida de degrau em ambos os sexos.

No que se refere à associação com o sexo, não foram encontradas diferenças nas articulações de quadril e joelho e tornozelo nas tarefas de descida de degrau e *single leg step down* no plano sagital no momento do pico de torque da articulação do joelho, tendo os sexos se diferido no agachamento unipodal com as mulheres apresentando um maior torque flexor plantar, enquanto que no plano frontal não houve diferença entre os sexos em nenhuma das três articulações em nenhuma das tarefas. Entretanto, os resultados da descida de degrau são diferentes dos reportados por Hong e Shin (2015) (20) que encontraram na fase de contato inicial, um ângulo de flexão de joelho significativamente menor e um ângulo de flexão plantar significativamente maior nas mulheres (20). Já na fase de aceitação à carga Hong e Shin (2015) (20) encontraram maior dorsiflexão, menor pico de torque extensor de joelho e maior pico de torque flexor plantar de tornozelo nas mulheres quando comparado aos homens.

Esses conflitos em relação à evidência de associação ao sexo podem ser consequência

dos diferentes frames de referência para a análises dos dados, uma vez que nosso estudo contou com dois períodos principais de análise que são eles os picos de torque e angular do joelho, e todas análises de articulações adjacentes se deram neste momento, enquanto Hong e Shin (2015) (20) analisaram a tarefa em três fases, durante o contato inicial com a plataforma de força e fase de aceitação à carga que foi dividida em primeira e segunda metades. Porém quando se analisa o evento de exploração a tarefa como um todo, onde é possível se ter valores do momento exato do contato inicial com a plataforma de força na tarefa de descida de degrau no plano sagital (Figura 13A), o qual delimitou o início de análise da tarefa, nota-se que na articulação do joelho ambos os sexos apresentam exatamente a mesma amplitude de joelho, enquanto que no tornozelo as mulheres apresentam uma menor flexão plantar em comparação aos homens, discordando dos achados do primeiro evento de análise de Hong e Shin (2015) (20). No entanto, também podem haver resultados significativamente discrepantes em razão da diferença de altura do degrau utilizado em nosso estudo que foi de 20 cm, comparado aos 30 cm do estudo de Hong e Shin (2015) (20), podendo ser a altura do degrau do presente estudo pouco desafiadora, a ponto de não gerar diferenças entre os sexos decorrente de estratégias diferentes para uma altura mais desafiadora. No entanto, em dançarinos profissionais as diferenças entre os sexos não se confirmam quando se compara variáveis cinemáticas e cinéticas durante a tarefa de aterrissagem unipodal (23), indicando que as diferenças entre os sexos podem ser atenuadas em indivíduos treinados e que, diante de aspectos cinemáticos semelhantes o sexo pode não ser determinante. Porém a altura de 20cm utilizada em nosso estudo foi a que melhor se ajustava às dimensões da plataforma de força utilizada. Reconhece-se que essa altura supera o que se recomenda pela normativa de 16 a 18cm imposta pela norma brasileira 9050 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), responsável por regulamentar a acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbano(54). No entanto, a literatura internacional também varia muito no que se refere à altura de degraus, sendo utilizados degraus entre 16 cm e 30 cm (19,20,30,39,40). Importante destacar que a altura do degrau pode fazer diferença na prática e na interpretação dos resultados já que resultados semelhantes foram reportados por autores que utilizaram degrau com altura de 20,5 cm (Baldon et al, 2013) e, degraus mais altos (23cm e 30 cm) foram utilizados nos estudos cujos resultados diferem dos resultados presentes (Earl et al, 2007; Hong e Shin, 2015).

Na amostra desse estudo observou-se que os homens (1,76 m) são mais altos em comparação às mulheres (1,66 m; $p < 0,001$), valores estes similares aos dos grupos do estudo de Hong e Shin (2015) (20) (homens 1,75 m e mulheres 1,62 m). Estudo este que após

normalizar a diferença de altura dos grupos, encontrou um maior ângulo de dorsiflexão, maior torque flexor plantar e um menor torque extensor do joelho na descida de degrau em indivíduos com a extremidade inferior menor. Já nosso estudo não encontrou esta diferença no pico de torque extensor de joelho no grupo das mulheres que possui menor estatura em comparação ao grupo dos homens. No entanto, nota-se uma maior dorsiflexão de tornozelo nas mulheres em comparação aos homens na descida de degrau, compatível com os achados de Hong e Shin (2015) (20), mas não observa-se diferença entre os grupos no pico de torque. Tendo em vista que o presente estudo realizou a neutralização da diferença de altura dos grupos, através da normalização do torque pelo peso e altura dos indivíduos, conclui-se que a neutralização da altura não explica a diferença de torque encontrado nas articulações de joelho e tornozelo, porém as diferenças cinemáticas podem ter sido influenciadas pela diferença de altura entre os grupos, já que estas não foram normalizadas pelo peso e altura.

O presente estudo não encontrou diferenças cinemáticas entre os sexos na articulação do joelho no momento do pico angular do joelho no plano sagital (Tabela 2), discordando do achado de Zeller et al (55) que investigaram a tarefa de agachamento unipodal no pico angular de joelho em ambos os sexos, nas quais as mulheres apresentam maior flexão de joelho em comparação aos homens.

No plano frontal, as mulheres ao contrário dos homens apresentam uma adução de quadril. Além disto, o *single leg step down* apresenta maior adução de quadril tanto na análise da associação entre tarefas, como na estratificação pelos sexos, sendo nesse caso, as mulheres as que apresentam maior adução que os homens. Resultados semelhantes foram reportados por Earl et al (19) ao comparar o *single leg step down* à uma aterrissagem com salto bilateral. O *single leg step down* apresentou maior adução de quadril em ambos os sexos com uma diferença significativamente maior nas mulheres (22). Atenção especial deve ser dada às tarefas que demandam maior adução, já que esta adução quando em excesso se torna um dos componentes que pode contribuir para uma maior presença de valgo dinâmico nas mulheres (22), que está diretamente ligado ao potencial risco de lesões do ligamento cruzado anterior e disfunção femoropatelar (19).

A grande maioria dos estudos adota um frame de referência, por exemplo a 60° de flexão do joelho ou o pico de flexão do joelho para descrever a biomecânica envolvida na tarefa estudada e para identificar diferenças entre grupos de estudo de interesse (14,18,23,30,40). No entanto, essa estratégia pode mascarar algumas informações importantes da biomecânica do membro inferior no desenvolvimento de cada tarefa. Nossos resultados sugerem que, no

plano sagital, as tarefas se diferem com maior frequência nas variáveis cinemáticas, já que para o pico de torque apenas no tornozelo foi observado um menor torque ao realizar o *single leg step down* comparado à descida de degrau. Ainda que não há evidência de diferença no pico de torque da articulação do joelho, na descida de degrau o mesmo é observado ao final da tarefa e nas outras ocorre aproximadamente na metade da execução das mesmas. Dentre as diferenças cinemáticas a descida de degrau é a que mais difere das outras duas tarefas, apresentando maior flexão de joelho, menor flexão de quadril e menor dorsiflexão. No entanto, esses achados diferem das alterações cinemáticas encontradas por Lewis et al (2015) (18), que reportaram uma maior flexão de quadril no *single leg step down* ao ser realizado no degrau de 24 cm e comparado ao agachamento unipodal, tendo essa divergência provavelmente ocorrido devido à diferença de altura dos degraus utilizados para os estudos.

Considerando ainda a demanda biomecânica de todo o membro inferior ao longo das tarefas, no plano frontal, as tarefas se diferem com maior frequência nas variáveis cinéticas. Durante o agachamento unipodal, foi observado para as articulações de joelho e quadril um maior pico de torque ao realizar o agachamento unipodal em comparação às outras tarefas. No tornozelo, esta mesma tarefa apresenta o maior pico de torque do tornozelo em comparação ao *single leg step down*, mas sem se diferir da descida de degrau. Já no pico angular do quadril todas as tarefas se diferiram, sendo o *single leg step down* a tarefa que apresentou o maior pico angular em adução de quadril, seguido pelo agachamento unipodal e descida de degrau que apresentou uma abdução de quadril, indo de acordo com os achados de Lewis et al (2015) (18) que encontraram uma menor adução de quadril no agachamento unipodal em comparação ao *single leg step down* realizado sobre um degrau de 24 cm. E o pico angular do tornozelo se deu com uma maior adução de tornozelo na descida de degrau em comparação as outras duas tarefas.

A comparação entre os sexos revela diferenças mais frequentes na cinemática da articulação do quadril, com uma maior flexão de quadril nos homens durante o agachamento unipodal do plano sagital, enquanto que, no plano frontal, as mulheres apresentam uma maior abdução de quadril na descida de degrau e uma maior adução de quadril no *single leg step down*. Para o tornozelo, a diferença pode ser notada na maior abdução na descida de degrau apresentada pelas mulheres em comparação aos homens.

Conclui-se que, em sujeitos jovens e ativos, as tarefas exigem picos de torques semelhantes da articulação do joelho no plano sagital assim gerando cargas semelhantes nesta articulação, mas no plano frontal o agachamento unipodal apresenta maior torque do

joelho em relação à descida de degrau e ao *single leg step down*, gerando uma maior carga no joelho em comparação as outras tarefas. No entanto, o deslocamento angular do joelho é maior no *single leg step down* em ambos os planos. Quanto às articulações adjacentes nota-se, na articulação do quadril no plano sagital no momento de pico de torque do joelho, um maior torque para a descida de degrau, com valores semelhantes para o *single leg step down* e agachamento unipodal. No plano frontal também nota-se diferença somente na articulação do quadril com o agachamento unipodal apresentando maior torque, e valores semelhantes para o *single leg step down* e descida de degrau. Quando analisado o deslocamento angular das articulações adjacentes no momento de pico de torque do joelho, observa-se no plano sagital maiores ângulos de flexão de quadril e dorsiflexão de tornozelo no *single leg step down*, e no plano frontal novamente o *single leg step down* apresenta maiores valores de adução de quadril, enquanto que no tornozelo o maior valor foi notado em adução na descida de degrau. Além disso, não há evidência de importante associação entre o sexo e os torques articulares, com exceção do torque em flexão plantar de tornozelo nas mulheres para o agachamento unipodal observado no momento em que ocorre o pico de torque do joelho no plano sagital.

Os achados do pico de torque do quadril são semelhantes aos verificados para o joelho, já que no plano sagital não há diferenças entre as tarefas e no plano frontal, maior torque é observado no agachamento unipodal em relação à descida de degrau e ao *single leg step down*. Além disso, o tornozelo apresentou seu menor pico de torque no *single leg step down* e maior pico de torque no agachamento unipodal no plano sagital.

Entretanto, é esperado encontrar diferenças quando se compara tarefas diferentes por se tratar de estratégias diferentes para a realização de tais e comandos diferentes. Como diferentes estratégias, podemos elucidar que no plano sagital a descida de degrau apresentou a maior flexão de joelho, tendo esta ocorrido em uma fase muito similar à fase de balanço da marcha, fase esta que ocorre a maior flexão de joelho do membro não apoiado, além disto esta tarefa apresentou uma menor flexão de quadril e dorsiflexão de tornozelo por se tratar de uma tarefa similar à marcha quando realizada num degrau pequeno, a qual não exige grandes amplitudes de movimento de quadril e tornozelo. Já a tarefa de *single leg step down* apresentou a maior flexão e o menor torque de quadril, assim como no tornozelo exibindo a maior dorsiflexão e menor torque, o que é inversamente proporcional quando comparada à descida de degrau que apresentou os maiores torques e menores angulações de quadril e tornozelo, enquanto que a tarefa de agachamento unipodal apresentou a menor flexão de

joelho apesar de ser a única tarefa que o comando envolvia realizar a máxima flexão possível de joelho e que foi realizada fora de um degrau. Sendo possível concluir que as tarefas que envolvem degrau possivelmente irão demandar uma maior amplitude de quadril, joelho e tornozelo, mas não necessariamente o maior torque, visto que os menores torques foram observados no *single leg step down*.

Já no plano frontal, a descida de degrau apresentou a menor amplitude de varo e abdução de quadril e joelho, e um menor torque de joelho e quadril, tendo destaque apenas no tornozelo, exibindo a maior amplitude em adução. A tarefa de *single leg step down* apresentou a maior adução de quadril e menor torque de tornozelo. Sendo isto esperado para ambas tarefas por se tratar de um degrau pouco desafiador, assim não resultando em um valgo dinâmico. No agachamento unipodal é possível observar o maior torque de quadril, joelho e tornozelo, e menor adução de tornozelo. Sendo portanto a tarefa que gera maior carga intra-articular no quadril, joelho e tornozelo em comparação as outras quando se analisa o plano frontal.

Além disso quando analisado os diferentes sexos não é possível observar grandes diferenças nos picos de torque e angulares nas três articulações, tendo estes ocorridos em momentos similares da tarefa para ambos os sexos, concluindo que não há evidente diferença de estratégia entre os sexos para realização da mesma tarefa.

A exploração de dados cinéticos impacta positivamente na prática clínica, pois na clínica só se pode observar a cinemática de forma isolada, e conhecer como a cinética influencia ou é influenciada pela cinemática observada corrobora com as decisões clínicas na reabilitação de disfunções do membro inferior. Portanto, como mensagem ao clínico os resultados do presente estudo compreendem que: na articulação do joelho no plano sagital a demanda articular máxima que as três tarefas exigem são semelhantes e no plano frontal, o agachamento unipodal parece promover maior carga articular no compartimento lateral do joelho, portanto durante o processo de reabilitação do joelho, o qual normalmente segue um padrão de exposição gradual da articulação (16), sugere-se a realização desta tarefa em fase mais tardia da reabilitação. Se considerarmos que o pico de deslocamento angular é como avaliamos o valgo dinâmico e a quantidade máxima de flexão que podem ser indicadores de alteração no controle motor e fatores de risco para lesão (56,57), o agachamento unipodal é a tarefa que gera maior sobrecarga articular seguida pelo *single leg step down* e descida de degrau nos dois planos. Mas a descida de degrau é a tarefa que gera maior flexão de joelho seguida pelo *single leg step down* e descida de degrau e o *single leg step down* o maior varo

do joelho seguido pelo agachamento unipodal e descida de degrau com valores similares entre eles.

Na articulação do quadril, no plano sagital, a demanda articular máxima que as três tarefas exigem são semelhantes e no plano frontal, a descida de degrau parece promover menor sobrecarga articular no joelho, com valores semelhantes nesse plano para o *single leg step down* e agachamento unipodal. E ao avaliar o momento de maior adução do quadril, que contribui para o aparecimento ou aumento do valgo dinâmico (36), nota-se um maior torque articular durante o agachamento unipodal, com valores semelhantes para a descida de degrau e *single leg step down*. Quanto a cinemática, em ambos os planos a descida de degrau é a tarefa que demanda menor amplitude, sendo o *single leg step down* a tarefa que demanda maior adução de quadril, sendo assim, em processo de reabilitação da síndrome do impacto femoroacetabular, há piora sintomática na adução excessiva do quadril, assim como realizado nos testes para tal patologia (58), sugere-se enfatizar a tarefa de descida de degrau que apresentou as menores angulações em ambos os planos e o menor torque no plano frontal.

Na articulação do tornozelo, no plano sagital, o *single leg step down* demanda uma menor carga articular, não havendo diferença entre a descida de degrau e agachamento unipodal. Já no plano frontal, o agachamento unipodal aparenta demandar mais que o *single leg step down*, mas sem diferença em comparação à descida de degrau. Quanto a cinemática, no plano sagital o *single leg step down* parece demandar uma maior amplitude de tornozelo, enquanto que no plano frontal é a descida de degrau que gera uma maior adução.

As limitações do estudo são reconhecidas, como, a não foi realização de cálculo de tamanho amostral, por se tratar de um estudo com análise secundária de dados, que se assegurou de ter sua amostra com número de voluntários superior ou semelhante a estudos do mesmo segmento previamente realizados (14,15,17,18,20). Outra potencial limitação do estudo se dá pela não exploração do plano transversal, que poderia complementar análises das tarefas estudadas, já que pelo menos para tarefas que demandam um agachamento existem relatos de alterações cinemáticas também nesse plano (19). Outra potencial limitação é a não utilização de diferentes alturas de degraus para a realização das tarefas, que poderia gerar diferenças cinéticas e cinemáticas além das encontradas no presente e demais estudos. Por fim, não foi possível realizar as análises estatísticas paramétricas para avaliar a interação entre os dois fatores (tarefas e sexos) o que poderia evidenciar diferentes padrões na realização da tarefa. No entanto, também é possível destacar as forças dessa dissertação.

Diversas análises foram realizadas a fim de compreender em diferentes perspectivas o torque articular, com especial ênfase à articulação do joelho devido à sua alta incidência de lesão (3) e com cuidado em considerar a potencial associação com o sexo dos participantes. Esse estudo é pioneiro em explorar as possibilidades de análise considerando o pico de torque do joelho e o comportamento das articulações adjacentes nesse momento, a análise do torque no momento do pico angular, padrões concêntricos e excêntricos e a tarefa como um todo. Dessa forma, foi possível entender a demanda biomecânica de diferentes perspectivas e visualizar a flutuação da mesma ao longo das tarefas com demanda unipodal muito utilizada na prática clínica e pouco explorada na literatura científica.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Neogi T. Structural correlates of pain in osteoarthritis. *Clin Exp Rheumatol*. 2017;35(5):75–8.
2. Smith B, Selfe J, Thacker D, Hendrick P, Bateman M, Moffatt F, et al. Incidence and prevalence of patellofemoral pain: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018;13(1).
3. Mohtasham HM, Shahrbanian S, Khoshroo F. Epidemiology and history of knee injury and its impact on activity limitation among football premier league professional referees. *J Inj Violence Res*. 2018;8(1):43–57.
4. O’Kane JW, Neradilek M, Polissar N, Sabado L, Tencer A, Schiff MA. Risk factors for lower extremity overuse injuries in female youth soccer players. *Orthop J Sport Med*. 2017;5(10).
5. Mehrab M, de Vos RJ, Kraan GA, Mathijssen NMC. Injury Incidence and Patterns Among Dutch CrossFit Athletes. *Orthop J Sport Med*. 2017;5(12).
6. Kilic O, Maas M, Verhagen E, Zwerver J, Gouttebarger V. Incidence, aetiology and prevention of musculoskeletal injuries in volleyball: A systematic review of the literature. *Eur J Sport Sci*. 2017;17(6):765–93.
7. Panagodage Perera NK, Joseph C, Kemp JL, Finch CF. Epidemiology of Injuries in Women Playing Competitive Team Bat-or-Stick Sports: A Systematic Review and a Meta-Analysis. *Sport Med*. 2017;
8. Cervi ACC. Análise cinemática do tronco, quadril e joelho durante a realização de diferentes tarefas funcionais para avaliação do valgo dinâmico. 2017.
9. Hewett TE, Myer GD. The Mechanistic Connection Between the Trunk, Knee, and Anterior Cruciate Ligament Injury. *Exerc Sport Sci Rev*. 2011;39(4):161–6.
10. Mehl J, Diermeier T, Herbst E, Imhoff AB, Stoffels T, Zantop T, et al. Evidence - based concepts for prevention of knee and ACL injuries . 2017 guidelines of the ligament committee of the German Knee Society (DKG). *Arch Orthop Trauma Surg*. 2018;138(1):51–61.
11. Brown TD, Shaw DT. In vitro contact stress distribution on the femoral condyles. *J Orthop Res*. 1984;2(2):190–9.
12. Temple MM, Bae WC, Chen MQ, Lotz M, Amiel D, Coutts RD, et al. Age- and site-associated biomechanical weakening of human articular cartilage of the femoral condyle. *Osteoarthr Cartil*. 2007;15(9):1042–52.
13. Biswal S, Hastie T, Andriacchi TP, Bergman GA, Dillingham MF, Lang P. Risk factors for progressive cartilage loss in the knee: A longitudinal magnetic resonance imaging study in forty-three patients. *Arthritis Rheum*. 2002;46(11):2884–92.
14. Khuu A, Foch E, Lewis CL. Not all single leg squats are equal : a biomechanical comparison of three variations. *Int J Sports Phys Ther*. 2016;11(2):201–11.
15. Ortiz A, Olson S, Libby CL, Kwon Y-H, Trudelle-Jackson E. Kinematic and kinetic reliability of two jumping and landing physical performance tasks in young adult women. *N Am J Sports Phys Ther*. 2007;2(2):104–12.
16. Rossom SV, Smith CR, Thelen DG, Vanwanseele B, Assche DV, Jonkers I. Knee Joint Loading in Healthy Adults During Functional Exercises: Implications for Rehabilitation Guidelines. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2018;48(3):162–73.
17. Taylor JB, Ford KR, Nguyen A-D, Shultz SJ. Biomechanical Comparison of Single and Double Leg Jump Landings in the Sagittal and Frontal Plane. *Orthop J Sport Med*. 2016;4(6).
18. Lewis CL, Foch E, Luko MM, Loverro KL, Khuu A. Differences in lower extremity

- and trunk kinematics between single leg squat and step down tasks. *PLoS One*. 2015;10(5).
19. Earl JE, Monteiro SK, Snyder KR. Differences in Lower Extremity Kinematics Between a Bilateral Drop Vertical Jump and A Single Leg Step down. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2007;37(5):245–52.
 20. Hong YNG, Shin CS. Gender differences of sagittal knee and ankle biomechanics during stair to ground descent transition. *Clin Biomech*. 2015;30(10):1210–7.
 21. Krupenevich RL, Pruziner AL, Miller RH. Knee Joint Loading during Single Leg Forward Hopping. *Med Sci Sports Exerc*. 2017;49(2):327–32.
 22. Jenkins WL, Williams DSB, Williams K, Hefner J, Welch H. Sex differences in total frontal plane knee movement and velocity during a functional single leg landing. *Phys Ther Sport*. 2017;24:1–6.
 23. Orishimo KF, Kremenich IJ, Pappas E, Hagins M, Liederbach M. Comparison of landing biomechanics between male and female professional dancers. *Am J Sports Med*. 2009;37(11):2187–93.
 24. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Vol. 2nd, Motor Control. 2009. 277 p.
 25. Buchanan TS, Lloyd DG, Manal K, Besier TF. Estimation of muscle forces and joint moments using a forward inverse dynamics model. *Med Sci Sports Exerc*. 2005;37(11):1911–6.
 26. Simonsen EB. Contributions to the understanding of gait control. *Dan Med J*. 2014;61(4):1–23.
 27. Wang L. The lower extremity biomechanics of single- and double-leg stop-jump tasks. *J Sport Sci Med*. 2011;1(10):151–6.
 28. Comfort P, Jones PA, Smith LC, Herrington L. Joint Kinetics and Kinematics During Common Lower Limb Rehabilitation Exercises. *J Athl Train*. 2015;50(9).
 29. Donohue MR, Ellis SM, Heinbaugh EM, Stephenson ML, Zhu Q, Dai B. Differences and correlations in knee and hip mechanics during single-leg landing, single-leg squat, double-leg landing, and double-leg squat tasks. *Res Sport Med An Int J*. 2015;
 30. Khuu A, Lewis CL. Position of the non-stance leg during the single leg squat affects females and males differentl. *Hum Mov Sci*. 2019;67.
 31. Ford KR, Myer GD, Smith RL, Vianello RM, Seiwert SL, Hewett TE. A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes when performing single leg landings. *Clin Biomech*. 2006;21(1):33–40.
 32. Pappas E, Hagins M, Sheikzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical Differences Between Unilateral and Bilateral Landings From a Jump: Gender Differences. *Clin J Sport Med*. 2007;17(4):263–8.
 33. Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clin Biomech*. 2009;24(1):82–7.
 34. Hughes G, Watkins J, Owen N. Gender differences in lower limb frontal plane kinematics during landing. *Sport Biomech*. 2008;7(3):333–41.
 35. Kernozek TW, Torry MR, Iwasaki M. Gender Differences in Lower Extremity Landing Mechanics Caused by Neuromuscular Fatigue. *Am J Sports Med*. 2008;36(3):554–65.
 36. Russel K, Palmieri R, Zinder S, Ingersoll C. Sex Differences in Valgus Knee Angle during a single leg drop jump. *J Athl Train*. 2006;41(2):166–71.
 37. Cronström A, Creaby MW, Nae J, Ageberg E. Gender differences in knee abduction during weight-bearing activities: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*. 2016;49:315–28.
 38. Hahn ME, Chou L. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *J Biomech*. 2004;37:837–44.

39. McFadyen BJ, Winter DA. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *J Biomech.* 1988;21(9):733–44.
40. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FJ, Scott OM. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech.* 2007;22(2):203–10.
41. McLean SG, Walker K, Ford KR, Myer GD, Hewett TE, Bogert AJ van den. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med.* 2005;39(6):355–62.
42. Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech.* 1995;10(4):171–8.
43. Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 2007;25(3):453–62.
44. Portinaro N, Leardini A, Panou A, Monzani V, Caravaggi P. Modifying the Rizzoli foot model to improve the diagnosis of pes-planus: Application to kinematics of feet in teenagers. *J Foot Ankle Res.* 2014;7(1).
45. Talarolli D. Análise cinemática e baropodométrica de tornozelo e pé durante diferentes tarefas funcionais para avaliação do valgo dinâmico de joelho. 2017.
46. Donnelly CJ, Elliott BC, Doyle TLA, Finch CF, Dempsey AR, Lloyd DG. Changes in muscle activation following balance and technique training and a season of Australian football. *J Sci Med Sport.* 2012;18(3):348–52.
47. E., Kristianslund, T, Krosshaug. Comparison of Drop Jumps and Sport Specific Sidestep Cutting: Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Screening. *Am J Sports Med.* 2013;41(3):684–8.
48. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2002;16(2):115–23.
49. Cowan SM, Bennell KL, Crossley KM, Hodges PW, McConnell J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(12):1879–85.
50. Bell AL, Pedersen DR, Brand RA. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech.* 1990;23(6):617–21.
51. Suntay WJ, Grood ES, Hefzy MS, Butler DL, Noyes FR. Error analysis of a system for measuring three-dimensional joint motion. *J Biomech Eng.* 1983;105(2):127–35.
52. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech.* 2002;35(4):543–8.
53. Schmitz RJ, Kim H, Shultz SJ. Neuromuscular Fatigue and Tibiofemoral Joint Biomechanics When Transitioning From Non-Weight Bearing to Weight Bearing. *J Athl Train.* 2015;50(1):23–9.
54. NBR9050 A. Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos. 2004;
55. Zeller BL, Mccrory JL, Kibler W Ben, Uhl TL. Differences in Kinematics and Electromyographic Activity Between Men and Women during the Single-Legged Squat*. *Am J Sports Med.* 2003;31(3):449–56.
56. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Knee Joint Kinematics in 10 Injury Situations From Female Team Handball and Basketball. *Am J Sports Med.* 2010;38(11):2218–25.

57. Weiss K, Whatman C. Biomechanics Associated with Patellofemoral Pain and ACL Injuries in Sports. Sport Med. 2015;
58. Nepple J, Prather H, Trousdale RT, Clohisy JC, Beaulé PE. Clinical Diagnosis of Femoroacetabular Impingement Abstract. J Am Acad Orthop Surg. 2013;21:16–9.

7. APÊNDICES

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

(Conselho Nacional de Saúde, Resolução 196/96).

Eu,,

RG..... Data de nascimento:/...../.....

Endereço..... Bairro:.....

Cep:.....

Cidade:..... Tel.:.....

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa intitulada: “Análise cinemática do tronco, quadril e joelho durante a realização de diferentes tarefas funcionais para avaliação do valgo dinâmico.”, coordenado e desenvolvido pela Prof^ª. Dr^ª. Débora Bevilaqua Grossi.

No caso de dúvidas pertinentes a essa pesquisa contatar: Prof^ª. Dr^ª. Débora Bevilaqua Grossi, professora do PPG em Reabilitação e Desempenho Funcional – FMRP/USP, telefone para contato: (16) 3602-4415, e-mail: deborabg@fmrp.usp.br.

A análise postural, alinhamento corporal e a mensuração da força muscular são muito importantes pois nos fornecem informações valiosas seja na avaliação de uma disfunção ou na evolução e eficácia de um tratamento, reestabelecendo assim a funções e possibilitando o retorno as atividades esportivas e rotineiras. Sendo assim, conhecer os mecanismos pelos quais as patologias se estabelecem é um importante aliado no sucesso do tratamento e prevenção de patologias.

O objetivo deste estudo é analisar e comparar em parâmetros cinéticos e cinemáticos o tronco, quadril e joelho bem como atividade eletromiográfica da musculatura estabilizadora de quadril, quadríceps e tronco em diferentes tarefas funcionais usadas na clínica para avaliação do valgo dinâmico do joelho, estando vinculado ao Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da FMRP-USP, sendo assim você e todos os demais voluntários deste estudo realizarão os mesmos testes, não há grupo controle ou uso de placebo.

Caso você concorde em participar do estudo serão realizados os seguintes procedimentos em 2 dias de testes: No primeiro dia uma entrevista inicial; aquecimento leve em uma bicicleta ergométrica por 10 minutos e avaliação da força muscular, sendo testados e avaliados os músculos das suas pernas sem causar dor e sem causar maiores desconfortos.

O teste de força muscular ocorrerá da seguinte maneira: Você realizará uma sessão de teste de força muscular em sua perna, estando sentado numa cadeira e será solicitado a realizar contração muscular desejada.

Após um intervalo de 7 a 10 dias acontecerá o segundo dia de teste e você realizará cinco tarefas funcionais (descer uma escada com 3 degraus; agachar somente com uma perna; saltar de um degrau e cair com uma perna somente; ficar em pé sobre um degrau com a perna dominante e tocar o chão com a outra perna; pular de um degrau aterrissando com as duas pernas e logo após a aterrissagem pular o mais alto que conseguir, aterrissando novamente com as duas pernas), durante as quais nós captaremos os sinais eletromiográficos musculares através de eletrodos previamente acoplados nos ventres musculares. No total serão 2 dias e 2 sessões de testes. O tempo total de cada sessão de teste será de cerca de 120 minutos. As sessões ocorrerão de forma individual, em sala com iluminação e climatização adequadas.

Os possíveis benefícios da aplicação dos testes serão avaliar o seu desempenho muscular, sua ativação muscular e seu alinhamento postural durante as atividades descritas, detectando a existência de possíveis desequilíbrios musculares e possíveis desalinhamentos corporais que podem ser fatores de risco para patologias ligadas a articulação do joelho. O estudo destina-se apenas avaliar a força muscular e alinhamento corporal durante essas tarefas funcionais, caso seja constatada a existência de desequilíbrios musculares em suas pernas e desalinhamento corporal, você não receberá nenhuma conduta após a realização dos testes, como por exemplo, tratamento fisioterapêutico, você apenas receberá o laudo constando o resultado dos seus testes e orientação gerais.

Espera-se, com este estudo, avançar no conhecimento técnico-científico no assunto, estabelecendo novas possibilidades de tratamento para patologias relacionadas à articulação do joelho. Com esse intuito, você será esclarecido(a) antes e durante o desenvolvimento da pesquisa, com informação prévia sobre a intervenção, e terá plena liberdade de se recusar a participar ou retirar-se do estudo, em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma.

Não existe relato na literatura e não é de conhecimento dos pesquisadores a possibilidade do teste de força muscular proposto promover algum dano à sua saúde. Na detecção de algum risco, providenciaremos imediatamente a interrupção dos testes. Poderá ocorrer um cansaço muscular natural, já que será realizado trabalho muscular, no entanto sem incômodos maiores, por medida de cautela, existirá uma pausa de 5 minutos para o seu descanso entre um teste e outro para evitar e/ou reduzir efeitos e condições adversas que possam causar desconforto, considerando as características e contexto do participante da pesquisa. Mesmo assim, você

poderá solicitar a interrupção dos testes a qualquer momento caso não se sinta à vontade de dar seguimento.

Os pesquisadores comprometem-se a garantir o sigilo e a privacidade quanto aos seus dados confidenciais e de exames, assegurando-lhe absoluto sigilo e privacidade durante todas as fases da pesquisa, além de se comprometer a fornecer indenização com todo o suporte em eventuais intercorrências durante a realização desse projeto de pesquisa. Comprometem-se, ainda, a não responsabilizar você pelas despesas decorrentes da sua participação na pesquisa. Caso necessite será concedido ressarcimento de despesas com o seu deslocamento até o local da pesquisa, com auxílio transporte no valor de R\$2,80 por passagem de transporte coletivo. Por outro lado, você não receberá nenhum benefício ou remuneração por sua participação nessa pesquisa.

Você receberá uma via deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinada pelos pesquisadores.

DECLARO, na condição de sujeito dessa pesquisa, que fui devidamente esclarecido pelos pesquisadores e após ter entendido, consinto voluntariamente em participar desta pesquisa.

Ribeirão Preto, __de____de_____.

Assinatura do Declarante

Assinatura do Pesquisador – Documento de identificação – Data

8. ANEXOS

Anexo 1

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

Ribeirão Preto, 28 de outubro de 2014

Ofício nº 4010/2014
CEP/MGV

PROCESSO HCRP nº 14961/2014

Prezadas Senhoras,

O trabalho intitulado **“ANÁLISE CINEMÁTICA DO TRONCO, QUADRIL E JOELHO DURANTE A REALIZAÇÃO DE DIFERENTES TAREFAS FUNCIONAIS PARA AVALIAÇÃO DO VALGO DINÂMICO”**, foi analisado “AD REFERENDUM” pelo Comitê de Ética em Pesquisa e enquadrado na categoria: **APROVADO**, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido Versão 1 de 08/10/2014.

Este Comitê segue integralmente a Conferência Internacional de Harmonização de Boas Práticas Clínicas (IGH-GCP), bem como a Resolução nº 196/96 CNS/MS.

Lembramos que devem ser apresentados a este CEP, o Relatório Parcial e o Relatório Final da pesquisa.

Atenciosamente.

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

Ilustríssimas Senhoras
ANA CRISTINA CORRÊA CERVÍ
PROFª DRª DÉBORA BEVILAQUA GROSSI (Orientadora)
Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor

Anexo 2

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA

- FORMA LONGA -

Nome: _____ Data: ____/____/____

Idade : ____ Sexo: F () M () Você trabalha de forma remunerada: () Sim () Não.

Quantas horas você trabalha por dia: ____

Quantos anos completos você estudou: ____

De forma geral sua saúde está: () Excelente () Muito boa () Boa () Regular () Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **NORMAL USUAL** ou **HABITUAL**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal

SEÇÃO 1- ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

Esta seção inclui as atividades que você faz no seu serviço, que incluem trabalho remunerado ou voluntário, as atividades na escola ou faculdade e outro tipo de trabalho não remunerado fora da sua casa. **NÃO** incluir trabalho não remunerado que você faz na sua casa como tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

1a. Atualmente você trabalha ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?

() Sim () Não – Caso você responda não Vá para seção 2: Transporte

As próximas questões são em relação a toda a atividade física que você faz em uma semana **USUAL** ou **NORMAL** como parte do seu trabalho remunerado ou não remunerado. **NÃO** inclua o transporte para o trabalho. Pense unicamente nas atividades que você faz por **pelo menos 10 minutos contínuos** :

1b. Em quantos dias de uma semana normal você gasta fazendo atividades **vigorosas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como trabalho de construção pesada, carregar grandes pesos, trabalhar com enxada, escavar ou subir escadas **como parte do seu trabalho**:

_____ dias por **SEMANA** () nenhum - Vá para a questão 1d.

1c. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades físicas vigorosas **como parte do seu trabalho** ?

_____ horas _____ minutos

1d. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como carregar pesos leves **como parte do seu trabalho** ?

_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para a questão 1f**

1e. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades moderadas **como parte do seu trabalho** ?

_____ horas _____ minutos

1f. Em quantos dias de uma semana normal você **anda**, durante **pelo menos 10 minutos contínuos**, **como parte do seu trabalho** ? Por favor **NÃO** inclua o andar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho

_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para a seção 2 - Transporte.**

1g. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** caminhando **como parte do seu trabalho** ?

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Estas questões se referem a forma típica como você se desloca de um lugar para outro, incluindo seu trabalho, escola, cinema, lojas e outros.

2a. Em quantos dias de uma semana normal você anda de carro, ônibus, metrô ou trem?

_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para questão 2c**

2b. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** andando de carro, ônibus, metrô ou trem?

_____ horas _____ minutos

Agora pense **somente** em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro em uma semana normal.

2c. Em quantos dias de uma semana normal você anda de bicicleta por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua o pedalar por lazer ou exercício)

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a questão 2f.**

2d. Nos dias que você pedala quanto tempo no total você pedala **POR DIA** para ir de um lugar para outro?

_____ horas _____ minutos

2e. Em quantos dias de uma semana normal você caminha por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a Seção 3.**

2f. Quando você caminha para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 3 – ATIVIDADE FÍSICA EM CASA: TRABALHO, TAREFAS DOMÉSTICAS E CUIDAR DA FAMÍLIA

Esta parte inclui as atividades físicas que você faz em uma semana **NORMAL** na sua casa e ao redor da sua casa, por exemplo trabalho em casa, cuidar do jardim, cuidar do quintal, trabalho de manutenção da casa ou para cuidar da sua família. Novamente pense **somente** naquelas atividades físicas que você faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**.

3a. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades físicas **vigorosas** no jardim ou quintal por pelo menos 10 minutos como carpir, lavar o quintal, esfregar o chão:

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para a questão 3c

3b. Nos dias que você faz este tipo de atividades vigorosas no quintal ou jardim quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

3c. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer, rastelar com no jardim ou quintal

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para questão 3e.

3d. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo no total você gasta **POR DIA** fazendo essas atividades moderadas no jardim ou no quintal?

_____ horas _____ minutos

3e. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer ou limpar o chão dentro da sua casa.

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para seção 4

3f. Nos dias que você faz este tipo de atividades moderadas dentro da sua casa quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 4- ATIVIDADES FÍSICAS DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E DE LAZER

Esta seção se refere às atividades físicas que você faz em uma semana **NORMAL** unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Novamente pense somente nas atividades físicas que faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**. Por favor **NÃO** inclua atividades que você já tenha citado.

4a. Sem contar qualquer caminhada que você tenha citado anteriormente, em quantos dias de uma semana normal, você caminha **por pelo menos 10 minutos contínuos** no seu tempo livre?

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para questão 4d

4b. Nos dias em que você caminha no seu tempo livre, quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

4c. Em quantos dias de uma semana normal, você faz atividades **vigorosas** no seu tempo livre por pelo menos 10 minutos, como correr, fazer aeróbicos, nadar rápido, pedalar rápido ou fazer jogging :

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para questão 4f

4e. Nos dias em que você faz estas atividades vigorosas no seu tempo livre quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

4f. Em quantos dias de uma semana normal, você faz atividades **moderadas no seu tempo livre** por pelo menos 10 minutos, como pedalar ou nadar a velocidade regular, jogar bola, vôlei, basquete, tênis :

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para seção 5

4g. Nos dias em que você faz estas atividades moderadas **no seu tempo livre** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 5 - TEMPO GASTO SENTADO

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto des-cansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentado durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

5a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

_____ horas _____ minutos

5b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

_____ horas _____ minutos

Quadro 1. Classificação do nível de atividade física.

Categoria	Descrição
MUITO ATIVO	Aquele que cumpriu as recomendações de: a) VIGOROSA: ≥ 5 dias/sem e ≥ 30 minutos por sessão b) VIGOROSA: ≥ 3 dias/sem e ≥ 20 minutos por sessão + MODERADA e/ou CAMINHADA: ≥ 5 dias/sem e ≥ 30 minutos por sessão.
ATIVO	Aquele que cumpriu as recomendações de: a) VIGOROSA: ≥ 3 dias/sem e ≥ 20 minutos por sessão; ou b) MODERADA ou CAMINHADA: ≥ 5 dias/sem e ≥ 30 minutos por sessão; c) Qualquer atividade somada: ≥ 5 dias/sem e ≥ 150 minutos/sem (caminhada + moderada + vigorosa).
IRREGULARMENTE ATIVO A	Aquele que atinge pelo menos um dos critérios da recomendação quanto à frequência ou quanto à duração da atividade: a) Frequência: 5 dias /semana ou b) Duração: 150 min / semana
IRREGULARMENTE ATIVO B	Aquele que não atingiu nenhum dos critérios da recomendação quanto à frequência nem quanto à duração.
SEDENTÁRIO	Aquele que não realizou nenhuma atividade física por pelo menos 10 minutos contínuos durante a semana.