

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PAMPA**  
**PROGRAMA MULTICÊNTRICO DE PÓS-GRADUAÇÃO**  
**EM CIÊNCIAS FISIOLÓGICAS**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**EFEITO DE DIFERENTES TÉCNICAS DE LIBERAÇÃO MIOFASCIAL NA**  
**MOBILIDADE ARTICULAR E DESEMPENHO DE SALTOS**

**CHRISTIELEN SEGALA DOS SANTOS**

**Uruguaiana**

**2020**

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PAMPA  
PROGRAMA MULTICÊNTRICO DE PÓS-GRADUAÇÃO  
EM CIÊNCIAS FISIOLÓGICAS

**EFEITO DE DIFERENTES TÉCNICAS DE LIBERAÇÃO MIOFASCIAL NA  
MOBILIDADE ARTICULAR E DESEMPENHO DE SALTOS**

Christielen Segala dos Santos

Dissertação de Mestrado apresentada ao  
Programa Multicêntrico de Pós-graduação  
em Ciências Fisiológicas da Universidade  
Federal do Pampa como requisito parcial  
para obtenção do grau de

Mestra em Ciências Fisiológicas.

Orientador:

Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes

Uruguaiana, 14 de Agosto de 2020.

**Christielen Segala dos Santos**

**EFEITO DE DIFERENTES TÉCNICAS DE LIBERAÇÃO MIOFASCIAL NA  
MOBILIDADE ARTICULAR E DESEMPENHO DE SALTOS**

Dissertação de Mestrado defendida e aprovada no dia 14 de Agosto de 2020.

Comissão Examinadora



---

Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes

(Presidente, orientador)



---

Profa. Dra. Eliane Celina Guadagnin

(Universidade Federal do Pampa / RS - BRASIL)



---

Profa. Dra. Michele Forgiarini Saccol

(Universidade Federal de Santa Maria / RS - BRASIL)

## **AGRADECIMENTOS**

Enfim chegou a hora de encerrar um ciclo na minha vida, e abrir novos caminhos. Este ciclo é a defesa da minha dissertação de mestrado. Estou muito feliz por conseguir concluí-lo, e quem me conhece sabe o quanto desejei e o quanto lutei para chegar a esse momento. Gostaria muito de agradecer as pessoas que fizeram parte desta minha caminhada e que contribuíram de alguma forma. Estes últimos anos não foram fáceis, mas quem disse que seria, não é mesmo? Conciliar trabalho com os estudos requer muitas abdições. Muitas vezes eu pensei em desistir, mas no final sempre me lembrava dos meus objetivos. Desta forma, gostaria de agradecer primeiramente a minha família. Meu pais, que não mediram esforços para me dar uma boa educação, amor e carinho, juntamente com meu irmão. Ao meu namorado Diego, pelo apoio e incentivo, obrigada por acalmar muitas crises de ansiedade. Meu muito obrigada ao meu orientador Felipe Pivetta Carpes pela oportunidade novamente de tê-lo como meu orientador, por ter acreditado em mim quando eu mesma já duvidava, e ter me apoiado inúmeras vezes. Também estendo esse agradecimento ao meu grupo de coletas, Karine, Andressa e Gabrielly, pela ajuda incansável de vocês. E por último, mas não menos importante, gostaria de agradecer a todas as minhas colegas de trabalho e aos meus pacientes, por toda ajuda e compreensão durante as minhas ausências.

## RESUMO

A liberação miofascial é utilizada na prática clínica considerando que pressões controladas exercidas sobre músculos mais superficiais geram um estresse mecânico capaz de modificar a aderência das fáscias musculares, reduzindo tensões e rigidez tecidual, e também por afetar aspectos relacionados com o fluxo sanguíneo e hidratação do tecido. Com isso, aumentos na amplitude de movimento (ADM) e produção de força poderiam acontecer. Em ações dinâmicas, como a aterrissagem de saltos, a absorção do impacto poderia ser beneficiada por esses efeitos sobre ADM e força. Contudo, esses efeitos não são claramente investigados na literatura, e normalmente são difíceis de diferenciar daqueles resultantes de alongamentos dinâmicos, e também podem também se manifestar de maneira diferente entre homens e mulheres. Neste estudo determinamos os efeitos agudos de duas técnicas de liberação miofascial (instrumental e auto liberação) em comparação a alongamentos dinâmicos para membros inferiores, sobre a ADM ativa e passiva articular e características biomecânicas de saltos verticais em homens e mulheres. Antes e depois das intervenções quantificamos a ADM ativa e passiva através da utilização do flexímetro, a flexibilidade através do banco de Wells, e a cinemática e a cinética da aterrissagem de saltos verticais através da utilização de plataforma de força e avaliação dos ângulos articulares com cinemetria 2D em 24 participantes adultos jovens e fisicamente ativos (12 homens, 12 mulheres). Nossos principais resultados mostram que a ADM passiva de quadril teve efeitos após todas as intervenções, a flexão passiva de joelho teve efeitos mais evidentes na auto liberação. A ADM passiva de flexão plantar é

variável, onde a liberação com instrumentos aumentou a mobilidade e a auto liberação reduziu a mobilidade. Na mobilidade ativa de flexão de quadril apenas a liberação instrumental promove aumento, e todas as intervenções aumentam a ADM de extensão. No joelho, a ADM ativa é maior em mulheres após a auto liberação. Para a flexão dorsal e flexão plantar as intervenções aumentam a ADM. Todos os efeitos foram mais evidentes para as mulheres. A mobilidade no teste de sentar e alcançar flexibilidade não difere entre as intervenções. Na aterrissagem dos saltos, os ângulos de quadril e joelho no momento do contato inicial com o solo não mudam após as intervenções.. Na máxima flexão de joelho, mulheres flexionam menos o quadril (menor inclinação do tronco), sem diferença entre as intervenções. A altura do salto e o pico de impacto em geral foram menores em mulheres, sem efeitos das intervenções. Como conclusão, observamos que tanto as técnicas de liberação miofascial como as de alongamento dinâmico podem melhorar a amplitude ativa e passiva em praticantes de atividades físicas, especialmente para joelho e tornozelo, com maiores efeitos em mulheres. As diferentes intervenções não influenciaram o desempenho de saltos.

**Palavras chaves:** terapia manual; cinemática; cinética; salto vertical; força; impacto; biomecânica; flexibilidade.

## ABSTRACT

Myofascial release is employed in clinical practice considering that a controlled pressure applied over superficial muscles may generate a mechanical stress able to modify adhesions of the fascia to the muscles, decreasing tension and tissue stiffness, also due to changes in factors like blood flow and hydration. As a result, range of motion and force capacity could improve. In dynamic actions, like jump landing tasks, impact absorption could benefit of these effects on range of motion and force. However, these effects are not fully understood in the literature, can be difficult to differentiate of those resultant from dynamic stretching, and may also differently affect women and men. In this study we determine the effects of two techniques for myofascial release (instrumental and self-release) in comparison to stretching on active and passive range of motion (ROM) and biomechanics characteristics of vertical jump in 24 participants adults physically active (12 men, 12 women). Our main findings show that hip passive ROM increases after all the interventions and knee flexion passive ROM increases after stretching and self-release, with larger ROM found in women. Plantar flexion ROM is variable. Active ROM for hip flexion increases after instrumental intervention, and all interventions increases hip extension ROM. Active knee flexion ROM is larger in women after the self-release. For ankle active dorsiflexion ROM increases after all the interventions, depending on sex. Plantar flexion increases active ROM after all intervention, being larger in women. Overall mobility assessed by seat and reach test did not differ between the interventions. For jump landing, hip and knee angles at the initial contact with the ground did not change after the interventions, but the

instrumental intervention increases ankle dorsal flexion in women. At the moment of maximal knee flexion, women have the hip less flexed (lower trunk inclination), without difference between the interventions. Jump height and impact peak force are lower among women, without effects of interventions. In conclusion, we found that different techniques aiming at the myofascial release can increase active and passive joint ROM especially for the knee and ankle, with larger effects for women, but a few effects are observed in the dynamic of jump landing. In general, when effects of myofascial release are found, they have more implication for women than for men.

**Keywords:** manual therapy; kinematics; kinetics; vertical jump; force; impact; biomechanics; flexibility.



## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: Desenho experimental do estudo	27
FIGURA 2: Posicionamento dos marcadores de referência anatômica	32
FIGURA 3: Instrumentos de liberação miofascial instrumental	35
FIGURA 4: Instrumento de auto liberação miofascial	36
FIGURA 5: Ângulos articulares durante o contato inicial da aterrissagem	45
FIGURA 6: Ângulo articular de quadril na máxima flexão de joelho	46
FIGURA 7: Ângulos articulares na máxima flexão de joelho	47

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1: Medidas de amplitude de movimento passiva	42
TABELA 2: Medidas de amplitude de movimento ativa	44
TABELA 3: Medidas cinemáticas do salto vertical	48

# SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>13</b>
1.1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	13
1.2 DELIMITAÇÃO DO TEMA .....	17
1.3 PROBLEMA DE PESQUISA .....	21
<b>2 OBJETIVOS.....</b>	<b>24</b>
2.1 OBJETIVO GERAL .....	24
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	24
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>25</b>
3.1 PARTICIPANTES E DESENHO EXPERIMENTAL.....	25
3.2 VARIÁVEIS DE INTERESSE.....	27
3.2.1. <i>Mobilidade articular ativa e passiva.....</i>	27
3.2.2. <i>Flexibilidade.....</i>	30
3.2.3. <i>Ângulos articulares.....</i>	30
3.2.4. <i>Impacto.....</i>	32
3.3 SALTO VERTICAL .....	32
3.4 INTERVENÇÕES .....	33
3.4.1 <i>Liberção miofascial assistida por instrumentos.....</i>	34
3.4.2 <i>Auto liberação miofascial.....</i>	35
3.4.3 <i>Alongamento dinâmico.....</i>	37
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	40
<b>4. RESULTADOS .....</b>	<b>41</b>
<b>5. DISCUSSÃO.....</b>	<b>49</b>
<b>6. CONCLUSÃO.....</b>	<b>56</b>
<b>7. REFERÊNCIAS .....</b>	<b>57</b>

## **ANEXOS**

ANEXO 1: Carta de aprovação do comitê de ética em pesquisa.

ANEXO 2: Termo de consentimento livre e esclarecido.

ANEXO 3: Folder de divulgação da pesquisa.

ANEXO 4: Ficha de avaliação diária.

ANEXO 5: Controle das plataformas de força.

ANEXO 6: Controle das gravações.

ANEXO 7: Questionário e inventário de preferência lateral.

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Fundamentação teórica

A adequada execução de movimentos envolve padrões específicos de ativação neuromuscular, níveis adequados de força, e determinadas amplitudes de movimento. Esses são aspectos que influenciam não somente a coordenação dos movimentos, mas também a correta execução da tarefa motora, resultando em melhor rendimento e menor risco de lesões. A forma como os movimentos são produzidos e controlados sofre a influência de diferentes fatores, tais como a dor muscular tardia (PEARCEY et al., 2015; ROMERO-MORALEDA et al., 2017), nível de treinamento (LAFFAYE; DA SILVA; DELAFONTAINE, 2019), fadiga muscular (PEARCEY et al., 2015; ROMERO-MORALEDA et al., 2017), diminuição da flexibilidade e da amplitude de movimento (ADM) (KWONG; FINDLEY, 2014; STANEK; SULLIVAN; DAVIS, 2018), histórico de lesões anteriores (KWONG; FINDLEY, 2014; STANEK; SULLIVAN; DAVIS, 2018), e até mesmo imobilizações (STANEK; SULLIVAN; DAVIS, 2018).

Um aspecto relacionado com a produção de movimentos e que cada vez mais é discutido na área de educação física e fisioterapia é a influência que a rigidez dos tecidos tem sobre a produção de movimentos. De maneira mais resumida, a rigidez muscular é entendida como uma propriedade mecânica que se relaciona com a resistência tecidual do nosso corpo em relação à deformação (BLACKBURN et al., 2004; DE AQUINO et al., 2006). Ela não depende apenas das estruturas musculares, mas também dos demais

tecidos que circundam uma articulação, como por exemplo, os tendões e os ligamentos, a pele, as capsulas articulares e até mesmo a fáscia. Estudos mostram a existência de miofibroblastos na sua composição, o que poderia influenciar e afetar a rigidez tecidual (KRAUSE et al., 2017a; SCHLEIP; MÜLLER, 2013). Contudo, a rigidez é um indicador difícil de quantificar nos tecidos moles (LIU et al., 2020).

A rigidez muscular pode contribuir para a produção de força, como no caso de ações envolvendo ciclos de alongamento e encurtamento, mas também pode acabar por prejudicar a produção de força, já que muitas vezes limita ADM e com isso acaba reduzindo a excursão muscular. Essa influência da rigidez pode afetar a ADM, especialmente nos extremos. Por exemplo, em condição de contratura muscular, onde ocorre uma redução no comprimento muscular e um aumento na rigidez passiva dos tecidos acarretando uma redução significativa na ADM articular (LE SANT et al., 2017).

As características individuais podem ter papel fundamental na rigidez dos tecidos. Mulheres apresentam maior ADM e menor rigidez muscular do que homens (MIYAMOTO et al., 2018). Isso pode ser explicado devido a diferenças composição corporal, particularmente a quantidade de perimísio no tecido conjuntivo intramuscular (GAJDOSIK, 2001; LIGHT et al., 1985; MIYAMOTO et al., 2018), assim como os níveis hormonais (MIYAMOTO et al., 2018). As evidências ainda são limitadas no que se refere a diferença na rigidez entre os sexos, mas já se sabe que mulheres são mais sensíveis a dor e tolerância aos alongamentos (MARSHALL; SIEGLER, 2014; MIYAMOTO et al., 2018).

Alguns estudos sugerem que a rigidez muscular pode se relacionar de forma inversa com a ADM e a flexibilidade, ou seja, quanto menor a rigidez de um músculo, maior é a sua capacidade de absorver energia e menor seria o risco de lesão. Mas com isso os músculos também se mostram menos flexíveis, o que acarretaria menor capacidade de ativação muscular e menor ADM, fatores que podem ser prejudiciais para a prática esportiva (BLACKBURN et al., 2004; DE AQUINO et al., 2006).

Com efeitos sobre a dinâmica articular, a rigidez dos tecidos pode então alterar características biomecânicas como a amplitude de movimento articular. A ADM resulta de uma combinação de movimentos angulares realizados por uma determinada articulação, levando em conta os tecidos moles e estrutura articular (KNUDSON, 2007). Sabe-se que a perda significativa da amplitude de movimento pode comprometer a execução adequada dos movimentos e, conseqüentemente, expor o corpo a um risco aumentado de lesões (JUNKER; STÖGGL, 2019; LJUNGQVIST et al., 2008; STANEK; SULLIVAN; DAVIS, 2018; ZÜGEL et al., 2018). O princípio de movimento de uma determinada ADM afirma que quanto menor for a ADM, menor será a força e a velocidade necessária para gerar movimentos mais precisos, e quando uma maior ADM é precisa, isso irá requerer maior esforço relacionado à velocidade e produção de força (KNUDSON, 2007). Por isso, alterações na amplitude de movimento influenciam a produção de força, a atividade neuromuscular e até mesmo a capacidade de resposta a cargas externas, como em tarefas que envolvam absorção de forças de impacto.

Com vista a importância que a ADM tem para a produção e regulação de movimentos, diferentes estratégias são buscadas para manipular essa

característica. Dentre elas o trabalho de mobilidade articular e mobilização de tecidos moles, que tem como estratégias mais comuns na prática clínica as liberações miofasciais, exercícios físicos, sequência de alongamentos musculares, entre outros. Estas são estratégias empregadas com o objetivo de promover aumento da ADM articular, tanto de forma aguda como crônica.

Diversos estudos abordam os efeitos dessas intervenções. O exercício físico é a principal intervenção para melhora da qualidade de vida geral, com efeitos positivos sobre parâmetro de qualidade de vida (AHMED et al., 2018; BASSO; SUZUKI, 2017; VAEGTER; HANDBERG; GRAVEN-NIELSEN, 2014). Os exercícios físicos são, em geral, bastante eficientes para ganhos de força e mobilidade (AHEARN; GREENE; LASNER, 2018; LATEY, 2001; PARK et al., 2020). Alongamentos são frequentemente recomendados por profissionais de saúde, mas ainda há muita discussão em relação aos seus efeitos, tendo em vista que existem estudos mostrando benefícios para desempenho e risco de lesão, mas ao mesmo tempo também existem evidências que não suportam o alongamento como uma medida eficaz para esse fim (ALIPASALI et al., 2019). Mais recentemente, a técnica de liberação miofascial, que tem inclusive sua nomenclatura ainda muito debatida, tem ganho destaque também pelo fato de que pode ser associada a uma intervenção de terapia manual, com um dos seus efeitos sendo o relaxamento muscular.

Grande parte dos estudos mostram que as técnicas de liberação miofascial tem efeitos agudos em parâmetros neuromusculares relacionados a hidratação fascial, ganhos de amplitude de movimento, redução de dor, edema e inflamação. Ainda há poucos estudos mostrando efeitos crônicos relacionados as técnicas.



Com isso, nosso estudo buscou comparar os efeitos agudos das diferentes técnicas de liberações miofasciais e dos alongamentos dinâmicos em membros inferiores, em relação aos parâmetros de mobilidade articular em movimentos ativos e passivos envolvendo ou não absorção de impactos, além de compreender melhor o emprego dessas técnicas em relação ao custo e benefício.

## **1.2 Delimitação do tema**

A rigidez de tecidos envolvidos na produção e controle de movimentos pode afetar importantes parâmetros neuromecânicos associados com a eficiência e efetividade do movimento. Conforme mencionado anteriormente, a rigidez muscular pode influenciar a ADM e ativação muscular (KNUDSON, 2007), e também pode estar envolvida com alguns fatores de risco para lesões musculoesqueléticas (JUNKER; STÖGGL, 2019; LJUNGQVIST et al., 2008; STANEK; SULLIVAN; DAVIS, 2018; ZÜGEL et al., 2018).

A origem da rigidez muscular não necessariamente é um fator de risco maior. Estudos sugerem que condições como a fase pós-exercício, fadiga e dor muscular tardia induzida pelo exercício são origens comuns para a rigidez muscular (PEARCEY et al., 2015; ROMERO-MORALEDA et al., 2017). Esse aumento da rigidez vem sendo investigado como algo relacionado ao deslizamento das fáscias nos músculos, e de fato existem algumas evidências

mostrando algumas mudanças mecânicas quando intervenções que buscam agir nas fáscias são aplicadas (KRAUSE et al., 2019).

As fáscias podem transmitir e receber informações mecanometabólicas que influenciam a forma e a função do nosso corpo (BORDONI; MYERS, 2020). Anatomicamente, as fáscias podem ser divididas em estruturas superficiais, que recobrem todo o nosso corpo, e profundas, que interpenetram e envolvem músculos, ossos, órgãos, nervos (OKAMOTO; MASUHARA; IKUTA, 2014; STECCO et al., 2016) e também em contato com vasos sanguíneos e linfáticos (OKAMOTO; MASUHARA; IKUTA, 2014; STECCO et al., 2016). Elas são formadas por fibras colagenosas entrelaçadas juntamente com fibras conectivas (MACDONALD; BAKER; CHEATHAM, 2016; STECCO et al., 2016) enriquecidas com ácido hialurônico (E SILVA; DE ANDRADE ALEXANDRE; SILVA, 2018; KRAUSE et al., 2019; STECCO et al., 2008). A importância das fáscias na transmissão de força, assim como a sua capacidade de adaptação às variações musculares durante a contração, foi sugerida em estudo anterior (STECCO et al., 2016).

Devido a sua composição e a presença de ácido hialurônico (E SILVA; DE ANDRADE ALEXANDRE; SILVA, 2018; KRAUSE et al., 2019; STECCO et al., 2008) supõe-se que a hidratação fascial possa alterar propriedades biomecânicas dos tecidos afetando o deslizamento relativo entre as estruturas musculares durante os movimentos (KRAUSE et al., 2017b; SCHLEIP; MÜLLER, 2013; STECCO et al., 2008). Em condições onde a fáscia está comprometida, pode ocorrer diminuição na ADM e na excursão muscular, redução de força, resistência, e da coordenação motora e menor extensibilidade de tecidos moles (MACDONALD; BAKER; CHEATHAM, 2016).

Esse comprometimento pode ocorrer em resposta a um estresse excessivo pela produção de força, ou repetição de movimentos, formando adesões fibrosas que restringem movimentos, causando perda de elasticidade e dor (BAKER; NASYPANY; SEEGMILLER, 2013; CHEATHAM et al., 2016; MACDONALD et al., 2013; MELTZER et al., 2010). Para reduzir esses efeitos e garantir melhor mobilidade tecidual (MELTZER et al., 2010) utiliza-se métodos de mobilizações de tecidos moles (BAKER et al., 2015), o que pode ser feito por meio de alongamento ou liberação miofascial.

Desta forma, a liberação miofascial tem ganho popularidade com objetivos que se relacionam com alterações na rigidez de tecidos, ADM, ativação muscular, absorção de impacto, entre outras. As técnicas de liberação miofascial tem o intuito de reduzir as fibras de aderências provocadas por lesões, desequilíbrios musculares, excesso de recrutamento de fibras musculares, músculos sobrecarregados, micro-traumas recorrentes e inflamação (BEHARA; JACOBSON, 2017).

Estudos mostram que tanto o alongamento como as técnicas de liberações miofasciais aumentam a ADM em membros inferiores (BEHARA; JACOBSON, 2017; GODWIN et al., 2020; JAGGERS et al., 2008; STANEK; SULLIVAN; DAVIS, 2018; SULLIVAN et al., 2013) sem apresentar modificações na ativação muscular (COSTA et al., 2014; HEALEY et al., 2014; HERDA et al., 2013; MACDONALD et al., 2013), e nas atividades de saltos verticais (ANNINO et al., 2017; COSTA et al., 2014). Contudo, identificar o efeito da liberação miofascial requer uma abordagem ampla, considerando ações ativas e passivas e também aspectos dinâmicos das tarefas.

A liberação miofascial pode ser realizada sobre um rolo de espuma de alta densidade, sendo popularmente conhecida como auto liberação (OKAMOTO; MASUHARA; IKUTA, 2014), ou com ferramentas rígidas, comumente de aço inoxidável, sendo conhecida como técnica assistida por instrumentos (BAKER et al., 2015; STANEK; SULLIVAN; DAVIS, 2018). As duas abordagens se diferenciam na forma de aplicação. Na auto liberação a própria pessoa pode realizar o rolamento sobre o rolo de espuma, diferentemente da liberação assistida por instrumentos que precisa ser realizada por outra pessoa. Essas técnicas ocasionam uma compressão nos músculos e fáscias, o que acarreta alterações em parâmetros como hidratação e a ativação muscular durante a realização da técnica (GORDON et al., 2018; KRAUSE et al., 2017b). Ambas as técnicas tem demonstrado efeitos agudos na ADM e redução de dores musculares de início tardio, além disso estudos tem mostrado efeitos em condições de edema e inflamação, reduzindo quadros álgicos e auxiliando a recuperação muscular (MELTZER et al., 2010; BAKER et al., 2015; CHAN et al., 2015; CHEATHAM et al., 2016; GORDON et al., 2018).

Enquanto de forma aguda os efeitos são parecidos, efeitos de longo prazo ainda é pouco estudado. A auto liberação tem demonstrado efeitos positivos na amplitude de movimento da extremidade inferior, e mesmo sem alterar a rigidez, causa aumento no deslizamento das fáscias (KRAUSE et al., 2019).

Ainda que a liberação miofascial tenha ganho popularidade no meio profissional, os mecanismos que têm sido descritos como possíveis de explicar seus efeitos podem não diferir daqueles associados com um alongamento

dinâmico. Sabe-se que o alongamento muscular dinâmico tem ganho mais atenção devido a sua capacidade de gerar maior aquecimento muscular (BEHM; CHAOUACHI, 2011; TURKI-BELKHIRIA et al., 2014), o que pode atuar reduzindo a rigidez muscular (BEHM et al., 2016; IWATA et al., 2019), além de demonstrar um aumento de forma aguda na potência de sprints (TURKI et al., 2012) e saltos (PEARCE et al., 2009; TURKI-BELKHIRIA et al., 2014).

Dessa forma, a escolha pelo emprego da liberação miofascial precisa ser melhor compreendida quanto a ser uma escolha clínica por ter potencial para gerar benefícios, sob quais condições e com quais efeitos sobre a geração de movimentos, e não simplesmente por ser diferente do comumente feito com um alongamento. Com base em contextualização aqui apresentada, foram elaboradas algumas perguntas que guiaram o desenvolvimento deste estudo e que constituem o nosso problema de pesquisa.

### **1.3 Problema de pesquisa**

- Considerando as características já mencionadas de intervenções associadas com as técnicas de liberação miofascial e alongamento dinâmico e que seus potenciais efeitos sobre a produção de movimento, especialmente características como ADM, cinemática e cinética do salto.;
- Considerando que a liberação miofascial tem ganho popularidade, mas ainda carece em evidência sobre a consistência de seus efeitos;

- Considerando que avaliar efeitos da liberação miofascial e do alongamento dinâmico sobre a execução de tarefas motoras que requeiram um determinado nível de esforço, assim como tarefas que apresentem significativa influência da amplitude de movimento, força, como é o caso da execução de saltos verticais, onde essas características afetam não somente o desempenho no salto, mas também o risco de lesões por aumentar alguns fatores de risco;
- Considerando que os efeitos podem diferir entre homens e mulheres com base em características de força e flexibilidade;

O problema de pesquisa abordado nesta dissertação foi o efeito agudo de intervenções com base em duas diferentes técnicas de liberação miofascial e alongamentos dinâmicos em membros inferiores sobre a produção e controle de movimentos em homens e mulheres jovens e fisicamente ativos. Duas perguntas principais foram elaboradas para nortear os experimentos aqui apresentados:

- (1) Questionamos se diferentes intervenções baseadas nos conceitos de liberação miofascial diferem de alongamentos dinâmicos em relação a seus efeitos agudos sobre a mobilidade articular e flexibilidade de homens e mulheres.
- (2) Questionamos se eventuais efeitos agudos podem ser interpretados como benéficos para a técnica de saltos e aterrissagens considerando a cinemática e a força de reação do solo na aterrissagem de saltos em homens e mulheres.

Nossa primeira hipótese foi que as intervenções teriam efeitos isolados sobre as variáveis, mas sem diferirem entre si. Nossa segunda hipótese foi que as intervenções teriam um efeito agudo que poderia beneficiar a absorção de impacto dos saltos verticais por aumentar a amplitude de movimento. Por fim, considerando que, em geral, mulheres já possuem maiores amplitudes de movimento do que homens, hipotetizamos que os efeitos existentes poderiam ser maiores para homens.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo geral**

Determinar o efeito de diferentes técnicas de liberação miofascial e alongamentos dinâmicos dos membros inferiores na mobilidade articular e desempenho de saltos.

### **2.2 Objetivos específicos**

- Quantificar a mobilidade articular e a flexibilidade em resposta a intervenções de liberação miofascial assistida por instrumentos, auto liberação miofascial, e alongamentos dinâmicos;
- Quantificar a cinemática angular do membro inferior durante tarefas de saltos e aterrissagens em resposta a intervenções de liberação miofascial assistida por instrumentos, auto liberação miofascial, e alongamentos dinâmicos;
- Quantificar as forças de impacto durante tarefas de saltos e aterrissagens em resposta a intervenções de liberação miofascial assistida por instrumentos, auto liberação miofascial, e alongamentos dinâmicos;
- Comparar resultados obtidos para homens e para mulheres.



### **3 MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1 Participantes e desenho experimental**

Todos os procedimentos experimentais aqui descritos foram aprovados pelo comitê de ética em pesquisa com seres humanos da Universidade Federal do Pampa (CAAE96791018.0.0000.5323, Anexo 1) e realizados nas dependências do Laboratório de Neuromecânica, sala 511, do Campus Uruguaiana da Universidade Federal do Pampa. Todos os participantes foram informados sobre os procedimentos do estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Anexo 2).

Os participantes do projeto foram divulgados em mídias sociais e entre contatos de participantes de projetos anteriores desenvolvidos no laboratório (Anexo 3). Foram recrutados 24 jovens adultos e voluntários incluindo 12 do sexo feminino [média (desvio padrão) de idade 29 (3) anos, massa corporal 59 (5) kg, estatura de 1,61 (1) cm, índice de massa corporal de 22,6 (1) kg/m<sup>2</sup>] e 12 do sexo masculino [média (desvio padrão) de idade 27 (5) anos, massa corporal 77 (5) kg, estatura de 1,75 (1) cm, índice de massa corporal de 25 (1) kg/m<sup>2</sup>]. Para atender os critérios de participação, os voluntários deveriam ter idade entre 18 e 40 anos, praticar atividade física pelo menos três vezes na semana, em sessões de pelo menos 50 minutos, não apresentar lesões ortopédicas em membros inferiores nos últimos 6 meses, ou seja, lesões que tenham afastado o participante da prática esportiva, tais como, entorse de joelho e tornozelo, fraturas na perna ou falanges, entre outros. Os participantes deveriam aceitar participar do estudo de maneira

voluntária. Buscávamos sempre participantes familiarizados com as técnicas, caso não fossem nos ensinávamos brevemente. Além disso, não podiam apresentar histórico de distúrbios psiquiátricos, cardiovasculares, endócrinos, neurológicos e metabólicos, bem como fazer uso de medicação que afetasse a percepção de dor ou o equilíbrio corporal.

Os voluntários compareceram ao laboratório três vezes, com intervalo de uma semana entre as visitas, sempre em um horário agendado com antecedência. Para cada dia que vinham ao laboratório, eles eram orientados a comparecer vestindo roupas e calçados adequado para a prática da atividade física. Em cada uma das visitas eles realizaram um dos protocolos de intervenção (liberação miofascial instrumental, auto liberação miofascial, ou alongamento dinâmico) em membros inferiores, em sequência randomizada realizada pelo website random.org, e eram avaliados quanto à mobilidade articular ativa e passiva e cinemática e cinética da extremidade inferior durante a realização de saltos verticais, para ambos os dados utilizávamos fichas de controles para as plataformas de força e para as gravações (Anexo 4, 5 e 6). No primeiro dia eles ainda responderam a um questionário de preferência lateral e anamnese sobre informações pessoais para caracterização do grupo (Anexo 7). A figura 1 ilustra o desenho experimental.

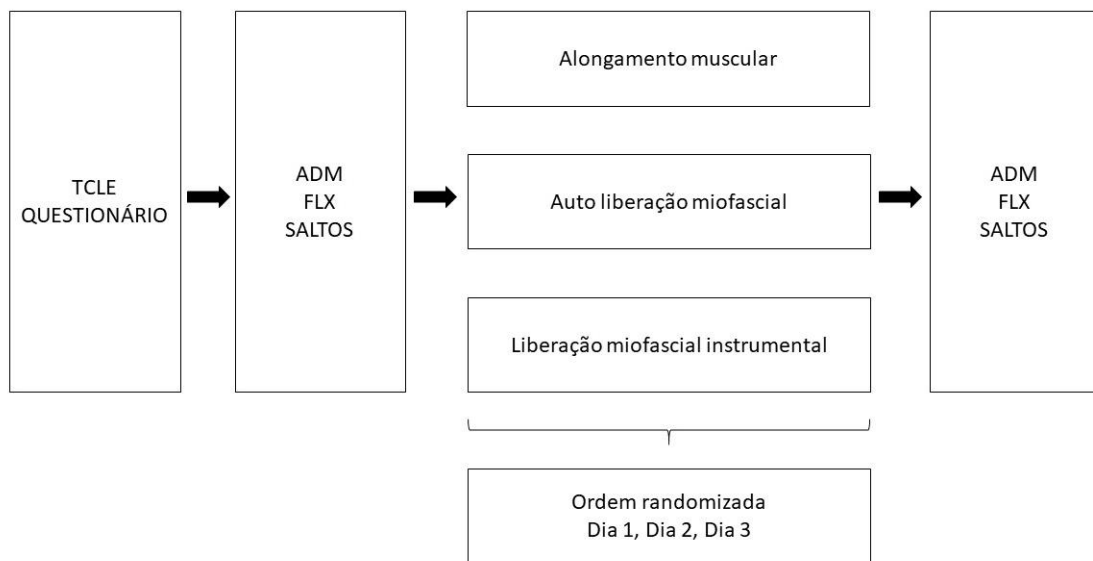


Figura 1. Desenho experimental do estudo. TCLE: Termo de consentimento livre e esclarecido; ADM: amplitude de movimento; FLX: flexibilidade.

### 3.2 Variáveis de interesse

Todas as variáveis de interesse foram coletadas de maneira similar nas diferentes visitas, e sempre pela mesma equipe de pesquisadores. Antes de realizar as medidas, caso pertinente, os participantes realizaram algumas tentativas de familiarização. As variáveis de interesse são detalhadas a seguir.

#### 3.2.1. Mobilidade articular ativa e passiva

Foi utilizado um flexímetro da marca Sanny para as medidas de ADM ativa e passiva para a flexão e extensão de quadril, flexão de joelho e flexão plantar e dorsal de tornozelo, de acordo com protocolo descrito na literatura,

com algumas modificações (MONTEIRO, 2000). Os participantes foram posicionados em decúbito dorsal ou ventral em uma maca, de acordo como movimento a ser avaliado. A avaliação da ADM, tanto ativa quanto passiva, foi realizada por um pesquisador treinado. A amplitude de movimento ativa foi avaliada com o participante orientado a realizar o movimento com a máxima amplitude possível, e mantendo a posição por um breve período no final do movimento. Para avaliação da amplitude de movimento passiva o participante era instruído a relaxar os músculos para que o pesquisador realizasse o movimento, sendo solicitado que o participante indicasse quando a amplitude de movimento gerasse desconforto. Tanto a mobilidade articular ativa quanto a passiva foram testadas uma vez, caso houvesse alguma irregularidade com o movimento o teste era refeito, optou-se em realizar apenas uma avaliação para evitar grandes estímulos no tecido que pudessem influenciar a mobilidade. Os testes foram realizados bilateralmente, iniciados sempre pela articulação do quadril, seguida pela articulação do joelho e pela articulação do tornozelo. O flexímetro sempre foi iniciado na posição zero.

Para essas avaliações os seguintes posicionamentos foram assumidos:

- Flexão de quadril: o participante foi posicionado em decúbito dorsal sobre uma maca e o flexímetro foi posicionado na região medial da coxa, na face lateral, com a face do mostrador voltado para o avaliador. O membro que não estava sendo avaliado permanecia em extensão apoiado sobre a maca. A pelve era estabilizada pelo avaliador, evitando rotações ou movimento bruscos que acabassem por afetar a leitura do flexímetro. Desta forma, o participante deveria realizar a flexão do quadril mantendo o joelho em extensão.

- Extensão de quadril: O participante foi posicionado em decúbito ventral sobre uma maca e o flexímetro foi posicionado na região medial da coxa, na face lateral, com a face do mostrador voltado para o avaliador. O membro que não estava sendo avaliado permanecia em extensão apoiado sobre a maca. A pelve era estabilizada pelo avaliador, evitando rotações e acentuação da lordose lombar, e movimentos bruscos que acabassem por afetar a leitura do flexímetro. Também foi estabelecido que a crista ilíaca do participante deveria ser mantida em contato com a maca. Desta forma, o participante deveria realizar a extensão de quadril, mantendo o joelho em extensão.
- Flexão de joelho: O participante foi posicionado em decúbito ventral sobre uma maca na qual deveriam manter os tornozelos para fora da maca, o flexímetro foi posicionado na região medial da perna, na face lateral, com a face do mostrador voltado para o avaliador. A pelve foi estabilizada pelo avaliador, evitando compensações, acentuação da lordose lombar, e movimentos bruscos que acabassem por afetar a leitura do flexímetro. Desta forma, o participante deveria realizar a flexão de joelho.
- Flexão plantar e flexão dorsal de tornozelo: O participante foi posicionado em decúbito ventral sobre uma maca e o flexímetro foi posicionado na região medial do pé, na face lateral, com a face do mostrador voltado para o avaliador. A pelve e o joelho foram estabilizados pelo avaliador, evitando compensações e movimentos bruscos que acabassem por afetar a leitura do flexímetro. Desta forma, o participante deveria realizar a flexão dorsal partindo da posição neutra

do pé, e logo após realizava a flexão plantar, partindo da posição neutra do pé.

### *3.2.2. Flexibilidade*

A flexibilidade foi avaliada para a cadeia posterior com o teste de sentar e alcançar utilizando um banco de Wells. Foram obtidas três medidas, sempre pelo mesmo pesquisador, sendo considerada a média dos valores (SU et al., 2017). Os participantes realizaram o teste descalços, e foram orientados em como deveriam se posicionar, com os pés bem apoiados no instrumento, joelhos em extensão, e realização da flexão de tronco durante a expiração.

### *3.2.3. Ângulos articulares*

Os ângulos articulares foram quantificados durante a realização de saltos e aterrissagens. As medidas foram determinadas por cinemetria 2D no plano sagital para as articulações do quadril, joelho e tornozelo utilizando um sistema de análise de movimento (Kinovea 8.0). As imagens foram gravadas do lado do membro inferior preferido utilizando uma câmera filmadora (Sony HDR-CX 405 HD), com taxa de amostragem de 30 Hz e posterior desentrelaçamento para alcance de uma frequência de 60 Hz. O membro preferido foi através do questionário de preferência lateral, disponível nos anexos. A câmera foi posicionada a uma distância de 4,5 metros do

participante, com o *shutter* ajustado em 1/500, e na altura do marcador do quadril do participante, para que fosse possível pegar todo o movimento do participante. Para a determinação dos ângulos articulares foram posicionados seis marcadores esféricos e reflexivos de 14 mm em locais de referências anatômicas específicas no corpo do participante, a saber: articulação acromioclavicular, trocânter maior, linha articular do joelho, maléolo lateral, base do calcâneo e segundo metatarso (Figura 2). Ângulos articulares da pelve, quadril, joelho e tornozelo foram determinados no instante de contato inicial com o solo, considerando um aumento na força de reação do solo acima de 20 N, e na máxima flexão de joelho, que indica o final da fase de absorção do impacto. O ângulo de tornozelo foi analisado de forma relativa entre os segmentos perna e pé. O ângulo de joelho foi analisado de forma relativa entre os segmentos da perna e coxa. O ângulo do quadril foi analisado de forma absoluta entre a horizontal e o segmento da coxa tendo a referência do trocânter maior como vértice.

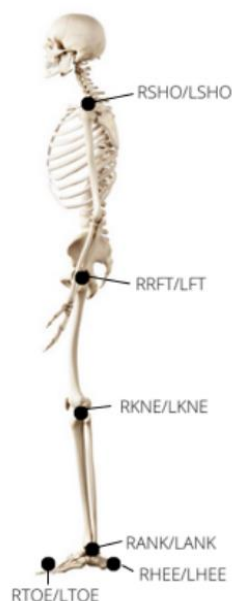


Figura 2. Ilustração do posicionamento dos marcadores de referência anatômica para cálculo dos ângulos articulares para o membro preferido.

RSHO: ombro direito; LSHO: ombro esquerdo; RFT: trocânter femoral direito; LFT: trocânter femoral esquerdo; RKNE: joelho direito; LKNE: joelho esquerdo; RANK: tornozelo direito; LANK: tornozelo esquerdo; RTOE: segundo metatarso direito; LTOE: segundo metatarso esquerdo; RHEE: calcâneo direito; LHEE: Calcâneo esquerdo.

#### 3.2.4. *Impacto*

Uma plataforma de força (OR6-2000 AMTI Inc., EUA) fixada no nível do solo do laboratório e calibrada de acordo com as recomendações do fabricante registrou as forças de reação do solo com frequência de aquisição de 1500 Hz. Os dados de força foram utilizados para determinar a altura do salto vertical de acordo com a equação 1 (MOIR, 2008). O pico de força vertical de reação do solo também foi determinado.

$$\text{Altura do salto} = \frac{1}{2} \times g \times \left(\frac{t}{2}\right)^2 \quad (1)$$

onde  $g$  é a aceleração da gravidade e  $t$  é o tempo de voo.

### 3.3 Salto vertical

Os saltos verticais com contra movimento foram avaliados sobre uma plataforma de força. Os participantes realizaram duas sequências de cinco saltos consecutivos, sendo sempre orientados a saltar o mais alto possível. Para as análises foram considerados apenas os três saltos centrais de cada sequência. Os participantes foram orientados sobre a técnica de execução dos saltos. Eles deveriam realizar os movimentos com as mãos posicionadas na cintura e estendendo os joelhos durante a propulsão e fase aérea. Eles realizaram algumas repetições para familiarização antes da coleta dos dados. A sequência de saltos foi repetida caso o participante aterrissasse fora da



plataforma de força ou perdesse o equilíbrio na aterrissagem (MCLELLAN; LOVELL; GASS, 2011).

### **3.4 Intervenções**

As intervenções envolveram duas técnicas de liberação miofascial e uma série de alongamento dinâmico. As técnicas de liberação miofascial iniciavam sempre na região anterior da coxa e lateral da coxa, seguidas das regiões posteriores da coxa e perna. As intervenções sempre foram realizadas nas mesmas regiões para os dois membros inferiores. Não foram realizadas técnicas na região anterior da perna devido à dificuldade de utilizar os instrumentos da liberação instrumental nesta área. Todas as intervenções foram realizadas bilateralmente. Ainda não existe um consenso de por quanto tempo as técnicas de liberação miofascial devem ser aplicadas. Por isso, optamos por um tempo total de dois minutos para cada região da perna, como realizado em um estudo prévio investigando aspectos similares ao do nosso estudo (MARKOVIC, 2015). A velocidade dos movimentos foi controlada através de um metrônomo em um ritmo de 60 bpm. Os alongamentos foram realizados sob supervisão dos pesquisadores, que demonstraram a correta execução e corrigiram eventuais desvios na técnica por parte dos participantes. O tempo de alongamento foi similar ao tempo de liberação miofascial. Os detalhes das técnicas de liberação miofascial e alongamentos conduzidos são apresentados a seguir.

### 3.4.1 Liberação miofascial assistida por instrumentos

A liberação miofascial instrumental foi realizada por um pesquisador treinado. Os instrumentos de aço inoxidável utilizados foram o “soco” e o “guidão” (Figura 3), ambos da marca Mioblaster. Os movimentos realizados foram os deslizamentos contínuos e rítmicos buscando sempre o aquecimento da pele e a hiperemia. Durante a aplicação, era perguntado se os participantes estavam sentindo desconforto, e se fosse o caso a magnitude de pressão aplicada era variada. O participante permanecia deitado em decúbito dorsal em uma maca para realização da técnica na porção anterior e lateral da coxa, e em decúbito ventral para porção posterior e lateral da coxa e gastrocnêmios. Para a realização da técnica foi utilizado um creme de hidratação, que diminuía o atrito entre a pele e os instrumentos.



Figura. 3. Instrumentos de liberação miofascial empregados para a liberação instrumental: soco (acima) e guidão (abaixo).

- Liberação instrumental na porção anterior da coxa: O participante foi posicionado em decúbito dorsal sobre uma maca. O pesquisador realizava a técnica deslizando os instrumentos sobre a musculatura

anterior da coxa, da crista ilíaca anterossuperior até a porção superior da patela.

- Liberação instrumental na porção lateral da coxa: O participante foi posicionado em decúbito dorsal e ventral sobre uma maca. O pesquisador realizava a técnica deslizando os instrumentos sobre a musculatura lateral da coxa, da crista ilíaca anterossuperior até a porção lateral do joelho.
- Liberação instrumental na porção posterior da coxa: O participante foi posicionado em decúbito ventral sobre uma maca. O pesquisador realizava a técnica deslizando os instrumentos sobre a musculatura posterior da coxa, da prega glútea até a porção superior da fossa poplíteia.
- Liberação instrumental na posterior da panturrilha: O participante foi posicionado em decúbito ventral sobre uma maca. O pesquisador realizava a técnica deslizando os instrumentos sobre a musculatura dos gastrocnêmios, da porção inferior da fossa poplíteia até a porção superior do calcâneo.

#### *3.4.2 Auto liberação miofascial*

A auto liberação foi realizada pelo próprio participante deslizando sobre um rolo de espuma da marca *Foam Roller* Brasil (Figura 4), composto de polipropileno expandido e reciclável, com dimensão de 30 cm de comprimento por 15 cm de diâmetro. Caso o participante não fosse familiarizado com este

tipo de liberação, era feita uma breve demonstração e familiarização. Os participantes foram supervisionados por um pesquisador e instruídos a aplicar uma intensidade de pressão que fosse equivalente a uma percepção de compressão de 3 a 5 pontos em uma escala numérica, onde 10 era o valor máximo, de uma compressão desconfortável (MARKOVIC,2015). Os movimentos deveriam ser realizados de forma contínua e rítmica. A auto liberação foi realizada no solo.



Figura 4. Instrumento da auto liberação miofascial utilizado: foam roller.

- Auto liberação na porção anterior da coxa: O participante foi posicionado em decúbito ventral na posição de prancha com apoio dos membros superiores em flexão de cotovelo. O rolo de espuma foi posicionado na porção mais proximal do quadríceps, e o outro membro inferior permanecia com apoio do joelho no chão. O participante rolava quadríceps sobre o rolo de espuma usando movimentos que atingissem todo o tecido, desde a crista ilíaca anterossuperior até a porção superior da patela.
- Auto liberação na porção lateral da coxa: O participante foi posicionado em decúbito lateral com apoio nos membros superiores em extensão de

cotovelo. O rolo de espuma foi posicionado na porção lateral da coxa, e o outro membro inferior permanecia com apoio do pé ao chão e flexão de joelho. O participante rolava o trato iliotibial sobre o rolo de espuma pelo usando movimentos que atingissem todo o tecido, desde a crista ilíaca anterossuperior até porção lateral do joelho.

- Auto liberação na porção posterior da coxa: O participante foi posicionado sentado sobre o rolo de espuma com apoio dos membros superiores em extensão de cotovelo. A região da prega glútea foi posicionada sobre o rolo de espuma e o membro inferior permanecia com apoio do pé ao chão e com flexão de joelho. O participante rolava os isquiotibiais sobre o rolo de espuma desde a prega glútea até a porção superior da fossa poplíteia.
- Auto liberação na porção posterior da panturrilha: O participante foi posicionado sobre o rolo de espuma com apoio dos membros superiores em extensão de cotovelo. Os gastrocnêmios eram posicionados apoiados no rolo de espuma e o outro membro inferior permanecia com apoio do pé ao chão e flexão de joelho. O participante rolava os gastrocnêmicos sobre o rolo de espuma sobre até a porção superior do calcâneo.

### *3.4.3 Alongamento dinâmico*

O alongamento dinâmico foi realizado pelo próprio participante com a supervisão e orientação do pesquisador, que instruíu o participante sobre os

movimentos e também os corrigia, caso necessário. Os movimentos deveriam ser realizados de forma contínua e rítmica.

- Alongamento para musculatura posterior da coxa: O participante foi posicionado em pé, e o pesquisador o instruiu a realizar a elevação de um membro inferior com extensão do joelho na tentativa de encostar a mão contralateral ao pé, o outro membro inferior permanecia ao chão com extensão de joelho. Compensações como a flexão dos joelhos e flexão do tronco foram inibidas pela orientação do pesquisador.
- Alongamento para musculatura anterior da coxa: O participante foi posicionado em pé apoiando os membros superiores em uma maca posicionada em sua frente, com cotovelos em extensão. O pesquisador instruiu a realização da extensão do quadril, enquanto o joelho deveria permanecer em extensão e o outro membro inferior permanecia em contato com o solo, com joelho em extensão. Foi tomado cuidado para evitar compensações como a flexão de tronco, acentuação da lordose lombar, e flexão dos cotovelos.
- Alongamento para as musculaturas da região anterior e posterior da coxa: O participante foi posicionado em pé, apoiando um dos membros superiores em uma maca posicionada ao seu lado. O pesquisador instruiu a realização do movimento de agachando a fundo. Foi tomado cuidado para evitar compensações como a flexão de tronco, auxílio dos membros superiores, desalinhamento do quadril, valgismo, e flexões de joelho.
- Alongamento para as musculaturas da região posterior da coxa e da coluna: O participante foi posicionado em pé e com as mãos na região

da cintura. O pesquisador instruiu a realização do movimento de flexão de tronco e a extensão dos membros superiores com intuito de tocar os pés. Os membros inferiores deveriam permanecer com os joelhos em extensão. Foi tomado cuidado para que o participante evitasse compensações como a flexão dos joelhos.

- Alongamento para as musculaturas adutoras e abductoras da coxa: O participante foi posicionado em pé com o corpo levemente inclinado e apoio dos membros superiores, com extensão dos cotovelos, em uma maca posicionada na sua frente. O pesquisador instruiu a realização do movimento de elevação de um dos membros inferiores em abdução de quadril mantendo os joelhos da perna evlvida e da perna de apoio em extensão, o retorno do movimento era realizado a adução da perna. Foi tomado cuidado para evitar que o participante realizasse compensações como a flexão e inclinação lateral de tronco, a acentuação da lordose lombar, movimentos compensatórios de quadril, e flexão dos cotovelos.
- Alongamento para a musculatura do tríceps sural: O participante foi posicionado em pé, e o pesquisador o instruiu para que um dos membros inferiores fosse posicionado a frente, com extensão do joelho e dorsiflexão de tornozelo, enquanto que o outro membro inferior permanecesse atrás com flexão de joelho, o movimento consistia em realizar a flexão de tronco com o intuito de tocar o pé a frente com as mãos. Foi tomado cuidado para evitar compensações como a diminuição da dorsiflexão do tornozelo posicionado a frente.

### **3.5 Análise estatística**

A normalidade da distribuição dos dados foi confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk. Estatísticas descritivas foram realizadas para quantificação de médias e desvio padrão para as variáveis de interesse. A análise das diferenças pré e pós as diferentes intervenções em homens e mulheres empregou o uso de equações de estimação generalizadas para cada variável dependente com os fatores tempo (pré vs. pós), intervenção (liberação instrumental vs. auto liberação vs. alongamento) e sexo (homens vs. mulheres). Foi selecionada a matriz de correlação não estruturada e comparação por pares foi feita com o teste de Bonferroni. Todas as análises consideraram um nível de significância de 0,05.



#### 4. RESULTADOS

Os resultados de mobilidade articular passiva estão detalhados na Tabela 1. A mobilidade de flexão passiva de quadril aumentou após as intervenções, sem distinção entre o tipo de intervenção, ou seja, todas as intervenções tiveram efeito semelhante [foi observado um efeito do tempo ( $p = 0,032$ ) sem interações envolvendo outros fatores ( $p \geq 0,114$ )]. A extensão passiva de quadril aumentou após todas as intervenções [foi observado um efeito do tempo ( $p < 0,001$ )] sem interações envolvendo outros fatores ( $p \geq 0,079$ ).

A flexão passiva de joelho aumentou após o alongamento e a auto liberação ( $p \leq 0,023$ ), sendo que a amplitude após a auto liberação foi maior que após o alongamento ( $p = 0,015$ ). Mulheres apresentaram maior amplitude de movimento do que os homens [efeito do tempo ( $p < 0,001$ ), da intervenção ( $p = 0,005$ ) e do sexo ( $p = 0,039$ ) com interação entre tempo e intervenção ( $p = 0,048$ ) e entre tempo e sexo ( $p = 0,001$ )]. A amplitude de flexão passiva de joelho foi maior em mulheres do que em homens após a auto liberação ( $p \leq 0,018$ ).

Todas as intervenções aumentaram a flexão dorsal passiva, mas apenas para mulheres [efeito do tempo ( $p < 0,001$ ) e interação entre tempo e sexo ( $p < 0,001$ )]. A flexão plantar passiva foi afetada de forma inversa pela liberação instrumental (aumentou após a intervenção,  $p = 0,043$ ) e auto liberação (diminuiu após a intervenção,  $p = 0,003$ ) em mulheres [efeito do sexo ( $p < 0,001$ ) com interação entre os fatores tempo, intervenção e sexo ( $p = 0,001$ )]. De maneira geral, menores amplitudes foram observadas para homens ( $p \leq 0,001$ ).

Tabela 1. Média e desvio padrão dos resultados obtidos a partir de medidas de amplitude de movimento medidas de maneira passiva com flexímetro, antes e depois da realização das intervenções de alongamento, instrumental e auto liberação. Dados são apresentados em graus.

Amplitude articular	S	Alongamento		Instrumental		Auto liberação		Efeitos principais	Interações
		PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS		
Flexão passiva de quadril	M	120 (6)	121 (6)	121 (7)	124 (7)	122 (7)	123 (7)	T (p=0,032)	NS
	F	124 (8)	123 (8)	123 (6)	124 (7)	123 (7)	125 (7)		
Extensão passiva de quadril	M	40 (16)	45 (15)	37 (16)	41 (11)	43 (17)	45 (14)	T (p<0,001)	NS
	F	44 (21)	49 (13)	36 (17)	42 (24)	36 (28)	49 (17)		
Flexão passiva de joelho	M	129 (11)	131 (10)	132 (10)	133 (10)	133 (6)	135 (8)	T (p<0,001) I (p=0,005) S (p=0,039)	T*I (p=0,048) I*S (p=0,039)
	F	139 (11)	141(9)	137 (10)	136 (11)	139 (9)	145 (9)		
Flexão dorsal passiva de tornozelo	M	39 (7)	42 (9)	39 (12)	39 (9)	40 (11)	41 (8)	T (p<0,001)	T*S (p<0,001)
	F	39 (7)	47 (8)	35 (8)	45 (8)	41 (8)	46 (9)		
Flexão plantar passiva de tornozelo	M	30 (11)	32 (5)	34 (12)	31 (8)	30 (9)	35 (5)	S (p<0,001)	T*I*S (p=0,001)
	F	44 (10)	48 (10)	42 (10)	52 (13)	52 (11)	44 (7)		

S: sexo, M: masculino, F: feminino, PRÉ: medida antes da intervenção, PÓS: medida depois da intervenção. T: tempo (pré vs. pós); I: intervenção (alongamento vs. instrumental vs. auto liberação); NS: não significativo.

Os resultados de mobilidade articular ativa estão detalhados na Tabela 2. A flexão ativa de quadril aumentou apenas pela liberação instrumental [interação entre tempo e intervenção ( $p < 0,001$ )]. Por outro lado, a extensão ativa de quadril aumentou após todas intervenções [efeito do tempo ( $p = 0,002$ )]. Esses resultados foram consistentes entre os sexos

A flexão ativa de joelho diferiu entre homens e mulheres considerando o efeito da auto liberação. Houve diferença entre os sexos na amplitude de movimento antes da intervenção no dia da aplicação da auto liberação, sendo observado aumento da amplitude em mulheres [efeito da intervenção ( $p = 0,010$ ) e interação entre intervenção e sexo ( $p = 0,008$ )].

Na amplitude de movimento ativa de dorsiflexão observamos grande diversidade de efeitos. As intervenções aumentaram a amplitude de dorsiflexão ativa sem diferenças entre elas, apenas com uma diferença entre homens e mulheres no dia de auto liberação [efeito do tempo ( $p = 0,002$ ), da intervenção ( $p = 0,041$ ) e do sexo ( $p = 0,025$ )]. Houve interação entre intervenção e sexo ( $p < 0,001$ ).

A amplitude de flexão plantar ativa, as intervenções aumentaram a amplitude sem diferença entre elas, e as mulheres apresentam maior amplitude do que os homens [efeito do tempo ( $p = 0,016$ ) e do sexo ( $p < 0,001$ )]. Os homens tiveram efeito das intervenções ( $p = 0,004$ ).

A mobilidade geral foi estimada pelo teste de Banco de Wells, que indicou um aumento da amplitude que não diferiu entre as intervenções [efeito do tempo ( $p < 0,001$ )].

Tabela 2. Média e desvio padrão dos resultados obtidos a partir de medidas de amplitude de movimento medidas de maneira ativa medida com flexímetro, e mobilidade geral estimada pelo teste de sentar e alcançar no Banco de Wells, antes e depois da realização das intervenções de alongamento, instrumental e auto liberação.

Amplitude articular	S	Alongamento		Instrumental		Auto liberação		Efeitos principais	Interações
		PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS		
Flexão ativa de quadril	M	111 (6)	112 (8)	109 (9)	112 (8)	112 (8)	111 (9)	NS	T*I (p<0,001)
	F	109 (10)	107 (12)	105 (11)	111 (9)	111 (7)	109 (9)		
Extensão ativa de quadril	M	30 (31)	29 (25)	22 (17)	27 (19)	29 (26)	31 (28)	T (p=0,002)	NS
	F	25 (15)	28 (11)	32 (15)	32 (15)	27 (14)	33 (17)		
Flexão ativa de joelho	M	115 (9)	117 (11)	115 (8)	116 (8)	116 (7)	115 (10)	I (p=0,010)	I*S (p=0,008)
	F	118 (5)	119 (7)	118 (6)	117 (6)	120 (7)	125 (11)		
Flexão dorsal ativa de tornozelo	M	33 (9)	37 (10)	29 (10)	35 (11)	30 (6)	29 (8)	T (p=0,002) I (p=0,041) S (p=0,025)	I*S (p<0,001)
	F	38 (8)	38 (8)	33 (7)	37 (10)	39 (9)	43 (9)		
Flexão plantar ativa de tornozelo	M	24 (6)	26 (6)	27 (8)	30 (10)	29 (10)	29 (9)	T (p=0,016) S (p<0,001)	NS
	F	45 (14)	46 (16)	47 (17)	48 (17)	47 (16)	48 (17)		
Banco de Wells	M	28 (9)	30 (9)	27 (8)	29 (8)	28 (8)	30 (8)	T (p<0,001)	NS
	F	31 (7)	33 (7)	29 (8)	31 (7)	29 (9)	31 (9)		

S: sexo, M: masculino, F: feminino, PRÉ: medida antes da intervenção, PÓS: medida depois da intervenção. T: tempo (pré vs. pós); I: intervenção (alongamento vs. instrumental vs. auto liberação); NS: não significativo.

No momento do contato inicial com o solo, deflagrando o início da fase de aterrissagem, nenhum efeito ou interação foi observado para os ângulos do quadril ( $p \geq 0,084$ ) e joelho ( $p \geq 0,077$ ). Para o tornozelo, a liberação instrumental aumentou o ângulo de flexão dorsal ( $p = 0,027$ ) enquanto que o alongamento diminuiu ( $p = 0,017$ ), efeitos estes observados apenas para as mulheres (Figura 5).

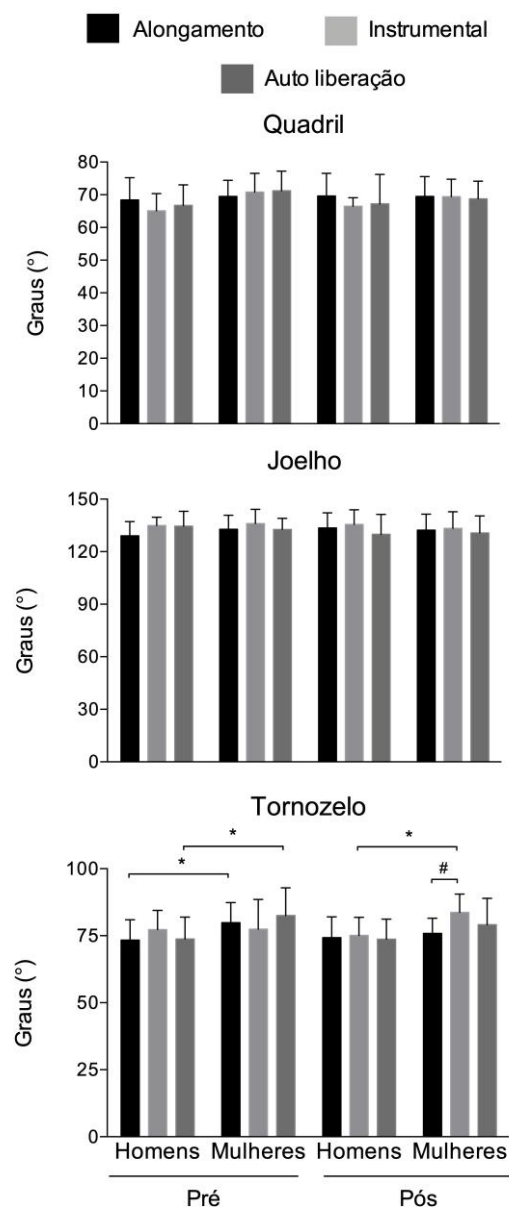


Figura 5. Ângulos de quadril, joelho e tornozelo no momento do contato inicial com o solo na aterrissagem dos saltos. Barras representam as médias e os traços verticais representam o desvio padrão. # diferente do pré. \* diferença entre homens e mulheres.

No momento de máxima flexão do joelho, indicando a fase de absorção de impacto, os homens flexionaram mais o quadril do que as mulheres ( $p = 0,020$ , Figura 6), enquanto que para joelho ( $p \geq 0,132$ ) e tornozelo ( $p \geq 0,171$ ) não foram observados efeitos ou interações (Figura 7).

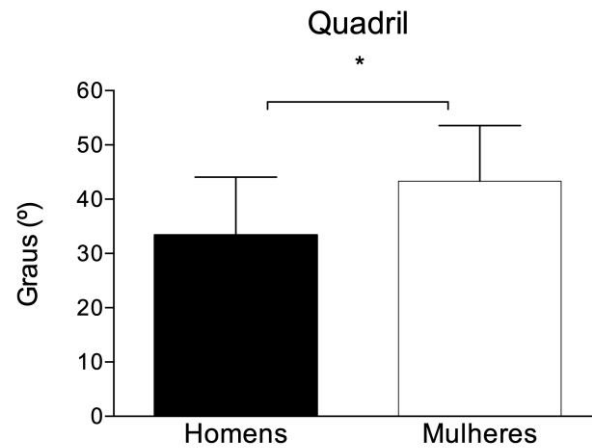


Figura 6. Resultados do ângulo articular do quadril no momento de máxima flexão do joelho. Barras representam as médias e os traços verticais representam o desvio padrão \* diferença entre sexos.

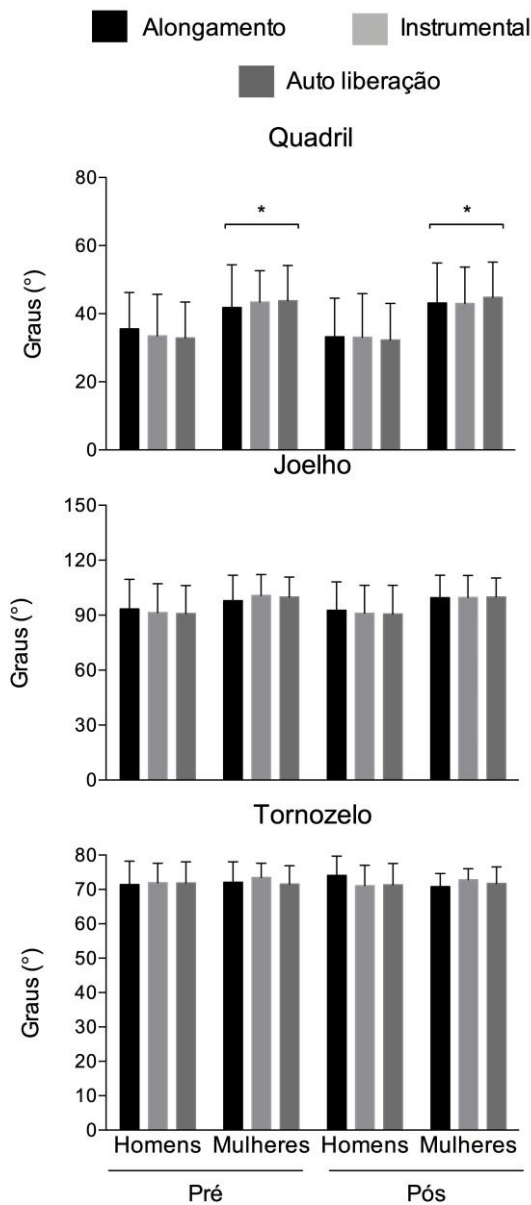


Figura 7. Ângulos articulares de quadril, joelho e tornozelo no momento da máxima flexão de joelho durante a fase de aterrissagem dos saltos. Barras representam as médias e os traços verticais representam o desvio padrão \* diferença entre homens e mulheres.

A altura do salto, calculada a partir de parâmetros cinéticos e do tempo de voo, foi menor em mulheres ( $p = 0,006$ ) e apresentou uma interação entre as intervenções e o sexo ( $p = 0,015$ ). O pico da força vertical de reação do solo, normalizado pelo peso corporal, apresentou um efeito limítrofe do sexo ( $p =$

0,050), indicando menor pico de força em mulheres do que em homens, mesmo com os homens apresentando maior flexão de quadril (Tabela 3).

Tabela 3. Média e desvio-padrão dos resultados obtidos a partir de medidas cinéticas durante a realização dos saltos verticais. S: sexo, M: masculino, F: feminino, FRS: força de reação do solo, PC: peso corporal, s: segundos. PRE: medida antes da intervenção, PÓS: medida depois da intervenção.

Variáveis cinéticas	S	Alongamento		Instrumental		Auto liberação	
		PRE	PÓS	PRE	PÓS	PRE	PÓS
Altura	H	14 (3)	13 (3)	14 (3)	15 (3)	14 (2)	14 (3)
(% estatura)	M	12 (3)*	11 (2)*	11 (3)*	11 (3)*	11 (3)*	11 (3)*
Pico da FRS (PC)	H	3,7 (1,3)	3,3 (1,2)	3,7 (1,6)	4,0 (1,2)	3,8 (1,3)	3,8 (1,3)
	M	3,0 (0,9)*	3,1 (0,7)*	3,5 (0,8)*	2,8 (,08)*	3,3 (0,6)*	3,0 (0,6)*

\* diferença entre os sexos



## 5. DISCUSSÃO

O objetivo geral deste estudo foi determinar o efeito de diferentes tipos de intervenções de liberação miofascial na ADM e desempenho de saltos verticais em homens e mulheres fisicamente ativos. Nossa principal interpretação dos resultados é de que as técnicas de liberação miofascial podem aumentar a ADM ativa e passiva de movimento articular, de maneira aguda, especialmente para joelho e tornozelo, com maiores efeitos em mulheres. No entanto, esses efeitos parecem ter pouca transferência para as ADM na aterrissagem de saltos. Ainda, efeitos da liberação miofascial foram observados principalmente nas mulheres.

Muitas das premissas para o uso da liberação miofascial com objetivo de alterar a mobilidade articular compartilham aspectos que os alongamentos promovem, nossa primeira hipótese foi que as intervenções teriam efeitos isolados sobre as variáveis, mas sem diferirem entre si. Considerando que, em geral, mulheres possuem maiores ADM do que homens (MIYAMOTO et al., 2018), hipotetizamos que os efeitos poderiam beneficiar mais homens, que poderiam ganhar mobilidade com as intervenções.

As diferentes intervenções aumentam a mobilidade articular passiva. No quadril, tanto a mobilidade passiva de flexão quanto a de extensão aumentaram após as três intervenções. A mobilidade de quadril é um importante componente da qualidade de vida. Em diferentes contextos uma limitada mobilidade dessa articulação pode causar limitações, como por exemplo, dores na coluna, especialmente a região da lombar (BURNS et al., 2019; JUNG et al., 2018; ROACH et al., 2015). Sabe-se que articulação do quadril e da coluna lombar movem-se em cooperação para garantir um movimento funcional (JO et al.,

2011; KIM et al., 2014). Quando há uma redução na ADM de uma delas, ocorrem padrões de movimentos compensatórios aumentando o risco de lesões (VAN DILLEN et al., 2007). A limitada flexão de quadril pode ser um fator de risco para dores musculares, alterações na capacidade de produção de força e maior estresse mecânico da região lombo pélvica (HARRIS-HAYES; SAHRMANN; VAN DILLEN, 2009; KIM et al., 2014). A mobilidade de extensão do quadril é imprescindível nesse caso, pois permite melhor distribuir as cargas mecânicas entre o quadril e a coluna lombar (NEUMANN, 2010; ROACH et al., 2015). A redução de ADM pode aumentar a ativação da musculatura lombar na tentativa de manter o tronco na postura ereto e caminhar (JOHANSON et al., 2011; NEUMANN, 2010; ROACH et al., 2015). Esses benefícios do aumento da ADM foram comuns às três intervenções conduzidas.

A flexão passiva de joelho pode fornecer importantes informações sobre encurtamentos de músculos do quadríceps. Considerando que nosso estudo foi transversal e verificou os efeitos agudos das intervenções, a maior ADM de flexão passiva de joelho depois da auto liberação pode ser resultado de mudanças na propriedades mecânicas associadas com a rigidez do quadríceps, permitindo um maior alongamento dessa musculatura (BRADBURY-SQUIRES et al., 2015; HUGHES; RAMER, 2019; MACDONALD et al., 2013), resultando na maior flexão do joelho. Esse efeito da auto liberação foi observado apenas para mulheres. Estudos mostram que tanto alongamentos musculares como auto liberação atuam de forma aguda aumentando a flexibilidade dos tecidos quando realizados em quadríceps e isquiotibiais, sem distinção entre os sexos (LIN; LEE; CHANG, 2020; SU et al., 2017).

A ADM passiva no tornozelo apresentou comportamentos particulares em relação ao tipo de liberação considerado. O aumento da flexão dorsal não depende da intervenção que houve aumento para todas as condições. Contudo, esse feito foi observado apenas para mulheres. A flexão dorsal passiva sofre influência da capacidade de alongamento do tríceps sural (ASKOW et al., 2019; GODWIN et al., 2020; HALPERIN et al., 2014; STANEK; SULLIVAN; DAVIS, 2018), e assim como ocorreu para o quadríceps na flexão passiva de joelho, as intervenções podem ter ocasionado uma melhor condição para essa musculatura alongar. Por outro lado, a mobilidade passiva de flexão plantar somente aumentou após a liberação instrumental. O fato dela não ter mudado com o alongamento e ter diminuído com a auto liberação talvez tenha relação com um maior relaxamento muscular do tibial após a liberação instrumental, devido a teoria da tensegridade. Estudos que compararam a técnica de liberação miofascial com instrumentos com a massagem profunda, que visa liberar tanto fáscia como musculatura esquelética, pela liberação de pontos gatilhos com isquemia seguida de hiperemia reflexiva aumentando o fluxo sanguíneo local, relataram melhora na flexibilidade e sugerem redução nas aderências teciduais e sensação de dor (EL-HAFEZ et al., 2020; KAMALI et al., 2014; KOREN; KALICHMAN, 2018; ZHENG et al., 2012).

As ADM passiva foram, predominantemente, maiores em mulheres. Poucos estudos compararam efeitos entre os sexos. Estudos sugerem que por apresentarem maior ADM em relação aos homens as mulheres também apresentam menor rigidez muscular passiva, e maior tolerância ao alongamento muscular, apesar de serem mais sensíveis a dor (MARSHALL; SIEGLER, 2014; MIYAMOTO et al., 2018; WIESENFELD-HALLIN, 2005). Entre os fatores que

poderiam contribuir para esses efeitos está a composição do tecido conjuntivo, níveis hormonais, e propriedades mecânicas dos tendões. A primeira hipótese seria a presença do perimísio na composição do tecido conjuntivo intramuscular, que apresenta quantidades diferentes entre os sexos, e é considerado o responsável pela rigidez passiva dos tecidos (LIGHT et al., 1985; MIYAMOTO et al., 2018). A segunda hipótese diz respeito a influência de níveis de hormônios sexuais. Estudos anteriores mostraram a capacidade do estrogênio para alterar propriedades estruturais e mecânicas dos tecidos colagenosos, como por exemplo, diminuindo a síntese de colágeno e aumentando a degradação. Mas estudos também contradizem essa possibilidade, pois demonstraram que o ciclo menstrual e níveis de estradiol não diferiam nessa fase, apesar de poderem ter um efeito cumulativo crônico ao longo de vários ciclos (BELL et al., 2012; MIYAMOTO et al., 2018; NEUGARTEN et al., 2000). A terceira hipótese, ainda pouco investigada, é que as maiores diferenças residam nas propriedades mecânicas dos tendões (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2003; MIYAMOTO et al., 2018).

Quando analisamos a ADM ativa, a articulação do quadril teve maior flexão ativa após a liberação instrumental, e a extensão ativa aumentou após todas as intervenções. Sabe-se que uma extensibilidade reduzida dos isquiotibiais pode estar associada as lesões nos membros inferiores devido à redução de ADM do joelho e associação com lombalgias (JOSHI; BALTHILLAYA; PRABHU, 2018; MEDEIROS et al., 2016; MOON et al., 2017). Essa condição aumenta a inclinação pélvica posterior reduzindo a lordose lombar (RADWAN et al., 2015) e limitando a amplitude de movimento de quadril, como por exemplo na flexão (MOON et al., 2017).

Assim como observado para a flexão passiva, a flexão ativa do joelho foi maior em mulheres após a auto liberação. Em adição ao possível efeito da auto liberação no quadríceps contribuindo para uma melhor condição para alongamento (SU et al., 2017), na flexão ativa uma menor insuficiência ativa nos flexores de joelho de mulheres pode ser uma das explicações para esses resultados. Além dessa possível menor insuficiência ativa, também os efeitos da própria auto liberação aplicada na região posterior da coxa pode ter facilitado a contração muscular resultando na maior amplitude.

A mobilidade ativa do tornozelo aumentou a ADM de flexão dorsal após todas as intervenções, tendo as mulheres maior amplitude após a auto liberação, ao passo que na flexão plantar todas as intervenções aumentaram a ADM, que já era maior em mulheres. A mobilidade do tornozelo é importante por refletir uma adequada condição dos músculos que são importantes para a locomoção, como os músculos do tríceps sural (HONEINE et al., 2014, 2013; TESIO; ROTA, 2019). Além disso, uma adequada mobilidade do tornozelo tem sido incluída como um importante fator na prevenção de algumas lesões, como lesões do ligamento cruzado anterior (WAHLSTEDT; RASMUSSEN-BARR, 2015) e lesões no tendão patelar (MALLIARAS; COOK; KENT, 2006; SOMERS et al., 2020), uma vez que a adequada flexão dorsal, por exemplo, contribui para uma melhor absorção de cargas na aterrissagem de saltos (DRILLER; OVERMAYER, 2017; MALLIARAS; COOK; KENT, 2006; PRILUTSKY; ZATSIORSKY, 1994; SOMERS et al., 2020). A dorsiflexão limitada muitas vezes está relacionada com menor flexão de joelho, gerando maiores impactos no joelho e aumentando o risco de lesão (RABIN; PORTNOY; KOZOL, 2016; WAHLSTEDT; RASMUSSEN-BARR, 2015). Além disso, essa reduzida mobilidade no tornozelo pode resultar na

redução da extensibilidade da musculatura de tríceps sural (SOMERS et al., 2020). Tanto as técnicas de liberação miofascial como de alongamento dinâmico são eficientes no ganho de ADM, pois garantem maiores deslizamentos fasciais pela redução de adesões teciduais, além de restaurar a extensibilidade de gastrocnêmicos e sóleo (AGUILAR et al., 2012; BEHARA; JACOBSON, 2017; JEON et al., 2015; SU et al., 2017). Vale ressaltar que ambos os estudos mostraram efeitos similares para as diferenças as técnicas.

Nossa segunda hipótese foi de que as intervenções teriam um efeito agudo que pode beneficiar a absorção de impacto dos saltos verticais por aumentar a ADM na fase de aterrissagem. Uma maior ADM de flexão de joelho na fase de aterrissagem do salto, por exemplo, contribui para a melhor absorção de impacto (OHJI et al., 2019; PODRAZA; WHITE, 2010; YEOW; LEE; GOH, 2009). As intervenções não tiveram um efeito sobre a altura do salto e o pico de impacto em homens e mulheres, mas ambos os parâmetros foram menores em mulheres. A menor altura de salto em mulheres pode ser explicada por diferenças em questões como o nível de força muscular e produção de potência (LAFFAYE; WAGNER; TOMBLESON, 2014; MÁRQUEZ et al., 2017). O menor impacto observado em mulheres pode ter relação com alguns dos parâmetros de mobilidade já discutidos (MÁRQUEZ et al., 2017).

O momento de contato inicial com o solo na aterrissagem de saltos verticais é importante na análise dos riscos de lesão (ARMITANO; HAEGELE; RUSSELL, 2018), visto que uma técnica inadequada na aterrissagem é a principal causa de lesões (ARMITANO; HAEGELE; RUSSELL, 2018; COCHRANE et al., 2007). Nesse momento, embora ângulos de quadril e joelho não tenham demonstrando nenhum efeito das intervenções ou diferença entre

os sexos, a flexão dorsal em mulheres aumentou com a liberação instrumental e diminuiu com o alongamento. Embora seja difícil de determinar porque a liberação instrumental aumentou a mobilidade de flexão dorsal de tornozelo, o fato do alongamento ter diminuído a flexão dorsal é um efeito negativo, pois a menor flexão dorsal é associada a um padrão de movimento que aumenta, por exemplo, o estresse sobre o ligamento cruzado anterior (WAHLSTEDT; RASMUSSEN-BARR, 2015). Os homens flexionam mais o quadril no momento da máxima flexão do tronco. Considerando a nossa definição nos cálculos dos ângulos articulares, esse é um fator que sugere um maior risco para lesão na aterrissagem (HADDAS et al., 2016). Contudo, essa característica não foi influenciada pelas intervenções.

Nosso estudo tem limitações. Como as aterrissagens dos saltos foram bilaterais e sobre uma única plataforma, nós não quantificamos o tempo para o pico da força vertical, pois consideramos que não seria possível definir objetivamente qual perna tocou primeiro o solo. Nós não realizamos uma medida tridimensional dos saltos, e por isso não podemos discutir outros mecanismos importantes principalmente na prevenção de lesão no salto, como a amplitude de movimento no plano frontal. Existe uma carência de estudos sobre a diferença de liberações miofasciais em relação ao sexo. E não existe um consenso entre o tempo de aplicação de cada técnica.

## **6. CONCLUSÃO**

Neste estudo encontramos efeitos agudos, como o aumento da amplitude de movimento ativa e passiva, especialmente para joelho e tornozelo, e predominantemente em mulheres, após a realização de diferentes técnicas de liberação miofascial. Esses efeitos não foram suficientes para influenciar o desempenho de saltos. Concluímos que tanto liberações miofasciais como alongamentos ativos podem melhorar as amplitudes de movimento e contribuir para minimizar fatores de risco de lesão associados com redução de amplitude de movimento e sobrecargas em articulações adjacentes.



## 7. REFERÊNCIAS

AGUILAR, A. J. et al. A dynamic warm-up model increases quadriceps strength and hamstring flexibility. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 4, p. 1130–1141, abr. 2012.

AHEARN, E. L.; GREENE, A.; LASNER, A. Some Effects of Supplemental Pilates Training on the Posture, Strength, and Flexibility of Dancers 17 to 22 Years of Age. **Journal of dance medicine & science: official publication of the International Association for Dance Medicine & Science**, v. 22, n. 4, p. 192–202, 1 dez. 2018.

AHMED, S. et al. **Effect of aerobic exercise in the treatment of myofascial pain: A systematic review** **Journal of Exercise Rehabilitation** Korean Society of Exercise Rehabilitation, , 1 dez. 2018.

ALIPASALI, F. et al. The effect of static and dynamic stretching exercises on sprint ability of recreational male volleyball players. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, v. 16, n. 16, 2 ago. 2019.

ANNINO, G. et al. Acute effects of static and dynamic stretching on jump performance after 15 min of reconditioning shooting phase in basketball players. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 57, n. 4, p. 330–337, 1 abr. 2017.

ARMITANO, C. N.; HAEGELE, J. A.; RUSSELL, D. M. The use of augmented information for reducing anterior cruciate ligament injury risk during jump landings: A systematic review. **Journal of Athletic Training**, v. 53, n. 9, p. 844–859, 1 set. 2018.

ASKOW, A. T. et al. Effect of Strength on Velocity and Power during Back Squat Exercise in Resistance-Trained Men and Women. **Journal of Strength and**

**Conditioning Research**, v. 33, n. 1, p. 1–7, 2019.

BAKER, R. T. et al. A NOVEL APPROACH FOR THE REVERSAL OF CHRONIC APPARENT HAMSTRING TIGHTNESS: A CASE REPORT. **International journal of sports physical therapy**, v. 10, n. 5, p. 723–33, out. 2015.

BAKER, R. T.; NASYPANY, A.; SEEGMILLER, J. G. 6 □ **September 2013 international journal of athletic therapy & training Instrument-Assisted Soft Tissue Mobilization Treatment for Tissue Extensibility Dysfunction Therapeutic ModalitiesIJATT**. [s.l: s.n.].

BASSO, J. C.; SUZUKI, W. A. The Effects of Acute Exercise on Mood, Cognition, Neurophysiology, and Neurochemical Pathways: A Review. **Brain Plasticity**, v. 2, n. 2, p. 127–152, 14 fev. 2017.

BEHARA, B.; JACOBSON, B. H. Acute Effects of Deep Tissue Foam Rolling and Dynamic Stretching on Muscular Strength, Power, and Flexibility in Division I Linemen. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 31, n. 4, p. 888–892, 1 abr. 2017.

BEHM, D. G. et al. **Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: A systematic review** **Applied Physiology, Nutrition and Metabolism** National Research Council of Canada, , 7 out. 2016.

BEHM, D. G.; CHAOUACHI, A. **A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance** **European Journal of Applied Physiology** Eur J Appl Physiol, , nov. 2011.

BELL, D. R. et al. Estrogen and muscle stiffness have a negative relationship in females. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 20, n. 2, p. 361–367, fev. 2012.

BLACKBURN, J. T. et al. Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 1, p. 36–43, 2004.

BORDONI, B.; MYERS, T. A Review of the Theoretical Fascial Models: Biotensegrity, Fascintegritty, and Myofascial Chains. **Cureus**, v. 12, n. 2, 24 fev. 2020.

BRADBURY-SQUIRES, D. J. et al. Roller-massager application to the quadriceps and knee-joint range of motion and neuromuscular efficiency during a lunge. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 2, p. 133–140, 1 fev. 2015.

BURNS, S. A. et al. Examination procedures and interventions for the hip in the management of low back pain: a survey of physical therapists. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 23, n. 5, p. 419–427, 1 set. 2019.

CHAN, Y. C. et al. Short-term effects of self-massage combined with home exercise on pain, Daily activity, and autonomic function in patients with myofascial pain dysfunction syndrome. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 1, p. 217–221, 9 jan. 2015.

CHEATHAM, S. W. et al. The efficacy of instrument assisted soft tissue mobilization: A systematic review. **Journal of the Canadian Chiropractic Association**, v. 60, n. 3, p. 200–211, 2016.

COCHRANE, J. L. et al. Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 10, n. 2, p. 96–104, abr. 2007.

COSTA, P. B. et al. Effects of dynamic stretching on strength, muscle imbalance, and muscle activation. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 46, n. 3, p. 586–593, mar. 2014.

DE AQUINO, C. F. et al. Análise da relação entre flexibilidade e rigidez passiva

dos isquiotibiais. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 12, n. 4, p. 195–200, jul. 2006.

DRILLER, M. W.; OVERMAYER, R. G. The effects of tissue flossing on ankle range of motion and jump performance. **Physical Therapy in Sport**, v. 25, p. 20–24, 1 maio 2017.

E SILVA, D. C. C. M.; DE ANDRADE ALEXANDRE, D. J.; SILVA, J. G. Immediate effect of myofascial release on range of motion, pain and biceps and rectus femoris muscle activity after total knee replacement. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 22, n. 4, p. 930–936, 1 out. 2018.

EL-HAFEZ, H. M. et al. Instrument-assisted soft tissue mobilisation versus stripping massage for upper trapezius myofascial trigger points. **Journal of Taibah University Medical Sciences**, v. 15, n. 2, p. 87–93, 1 abr. 2020.

GAJDOSIK, R. L. **Passive extensibility of skeletal muscle: Review of the literature with clinical implications****Clinical Biomechanics**Clin Biomech (Bristol, Avon), , 2001.

GODWIN, M. et al. An Acute Bout of Self-Myofascial Release Does Not Affect Drop Jump Performance despite an Increase in Ankle Range of Motion. **Sports**, v. 8, n. 3, p. 37, 19 mar. 2020.

GORDON, C. M. et al. Self-Myofascial Vibro-Shearing: a Randomized Controlled Trial of Biomechanical and Related Changes in Male Breakdancers. **Sports Medicine - Open**, v. 4, n. 1, 1 dez. 2018.

HADDAS, R. et al. Volitional Spine Stabilization During a Drop Vertical Jump From Different Landing Heights: Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury. **Journal of Athletic Training**, v. 51, n. 12, p. 1003–1012, 1 dez. 2016.

HALPERIN, I. et al. Roller massager improves range of motion of plantar flexor

muscles without subsequent decreases in force parameters. **International journal of sports physical therapy**, v. 9, n. 1, p. 92–102, fev. 2014.

HARRIS-HAYES, M.; SAHRMANN, S. A.; VAN DILLEN, L. R. **Relationship between the hip and low back pain in athletes who participate in rotation-related sports****Journal of Sport Rehabilitation**Human Kinetics Publishers Inc., , 2009.

HEALEY, K. C. et al. The effects of myofascial release with foam rolling on performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 1, p. 61–68, 2014.

HERDA, T. J. et al. The effects of dynamic stretching on the passive properties of the muscle-tendon unit. **Journal of Sports Sciences**, v. 31, n. 5, p. 479–487, abr. 2013.

HONEINE, J.-L. et al. By counteracting gravity, triceps surae sets both kinematics and kinetics of gait. **Physiological Reports**, v. 2, n. 2, p. e00229, fev. 2014.

HONEINE, J. L. et al. The Functional Role of the Triceps Surae Muscle during Human Locomotion. **PLoS ONE**, v. 8, n. 1, 16 jan. 2013.

HUGHES, G. A.; RAMER, L. M. DURATION OF MYOFASCIAL ROLLING FOR OPTIMAL RECOVERY, RANGE OF MOTION, AND PERFORMANCE: A SYSTEMATIC REVIEW OF THE LITERATURE. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 14, n. 6, p. 845–859, dez. 2019.

IWATA, M. et al. Dynamic Stretching Has Sustained Effects on Range of Motion and Passive Stiffness of the Hamstring Muscles. **Journal of sports science & medicine**, v. 18, n. 1, p. 13–20, 2019.

JAGGERS, J. R. et al. The acute effects of dynamic and ballistic stretching on vertical jump height, force, and power. **Journal of Strength and Conditioning**

**Research**, v. 22, n. 6, p. 1844–1849, 2008.

JEON, I. C. et al. Ankle-dorsiflexion range of motion after ankle self-stretching using a strap. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 12, p. 1226–1232, 1 dez. 2015.

JO, H. J. et al. A kinematic analysis of relative stability of the lower extremities between subjects with and without chronic low back pain. **European Spine Journal**, v. 20, n. 8, p. 1297–1303, ago. 2011.

JOHANSON, E. et al. The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. **European Spine Journal**, v. 20, n. 12, p. 2152–2159, dez. 2011.

JOSHI, D. G.; BALTHILLAYA, G.; PRABHU, A. Effect of remote myofascial release on hamstring flexibility in asymptomatic individuals – A randomized clinical trial. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 22, n. 3, p. 832–837, 1 jul. 2018.

JUNG, S. H. et al. Predictors of dysfunction and health-related quality of life in the flexion pattern subgroup of patients with chronic lower back pain: The STROBE study. **Medicine (United States)**, v. 97, n. 29, 1 jul. 2018.

JUNKER, D.; STÖGGL, T. The Training Effects of Foam Rolling on Core Strength Endurance, Balance, Muscle Performance and Range of Motion: A Randomized Controlled Trial. **Journal of Sports Science & Medicine**, v. 18, n. 2, p. 229, 2019.

KAMALI, F. et al. Comparison between massage and routine physical therapy in women with sub acute and chronic nonspecific low back pain. **Journal of back and musculoskeletal rehabilitation**, v. 27, n. 4, p. 475–480, 1 jan. 2014.

KIM, S. H. et al. Lumbopelvic motion during seated hip flexion in subjects with

low-back pain accompanying limited hip flexion. **European Spine Journal**, v. 23, n. 1, p. 142–148, 2014.

KNUDSON, D. Mechanics of the Musculoskeletal System Fundamentals of Biomechanics. **Fundamentals of Biomechanics**, p. 69–103, 27 maio 2007.

KOREN, Y.; KALICHMAN, L. **Deep tissue massage: What are we talking about?****Journal of Bodywork and Movement Therapies**Churchill Livingstone, , 1 abr. 2018.

KRAUSE, F. et al. Acute effects of foam rolling on passive tissue stiffness and fascial sliding: study protocol for a randomized controlled trial. **Trials**, v. 18, n. 1, p. 114, 9 dez. 2017a.

KRAUSE, F. et al. Acute effects of foam rolling on passive tissue stiffness and fascial sliding: study protocol for a randomized controlled trial. **Trials**, v. 18, n. 1, p. 114, 9 dez. 2017b.

KRAUSE, F. et al. Acute effects of foam rolling on passive stiffness, stretch sensation and fascial sliding: A randomized controlled trial. **Human Movement Science**, v. 67, 1 out. 2019.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. **European Journal of Applied Physiology**, v. 88, n. 6, p. 520–526, 2003.

KWONG, E. H.; FINDLEY, T. W. **Fascia—current knowledge and future directions in physiatry: Narrative review****Journal of Rehabilitation Research and Development**Rehabilitation Research and Development Service, , 2014.

LAFFAYE, G.; DA SILVA, D. T.; DELAFONTAINE, A. Self-Myofascial Release Effect With Foam Rolling on Recovery After High-Intensity Interval Training. **Frontiers in Physiology**, v. 10, 16 out. 2019.

LAFFAYE, G.; WAGNER, P. P.; TOMBLESON, T. I. L. Countermovement jump height: Gender and sport-specific differences in the force-time variables. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 4, p. 1096–1105, 2014.

LATEY, P. The Pilates method: History and philosophy. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 5, n. 4, p. 275–282, 1 out. 2001.

LE SANT, G. et al. Stiffness mapping of lower leg muscles during passive dorsiflexion. **Journal of Anatomy**, v. 230, n. 5, p. 639–650, 1 maio 2017.

LIGHT, N. et al. The rôle of epimysial, perimysial and endomysial collagen in determining texture in six bovine muscles. **Meat Science**, v. 13, n. 3, p. 137–149, 1985.

LIN, W. C.; LEE, C. L.; CHANG, N. J. Acute effects of dynamic stretching followed by vibration foam rolling on sports performance of badminton athletes. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 19, n. 2, p. 420–428, 1 jun. 2020.

LIU, C. L. et al. Influence of different knee and ankle ranges of motion on the elasticity of triceps surae muscles, Achilles tendon, and plantar fascia. **Scientific Reports**, v. 10, n. 1, 1 dez. 2020.

LJUNGQVIST, A. et al. **International Olympic Committee Consensus Statement: Molecular Basis of Connective Tissue and Muscle Injuries in Sport***Clinics in Sports Medicine*, Clin Sports Med, , jan. 2008.

MACDONALD, G. Z. et al. An acute bout of self-myofascial release increases range of motion without a subsequent decrease in muscle activation or force. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 3, p. 812–821, mar. 2013.

MACDONALD, N.; BAKER, R.; CHEATHAM, S. W. THE EFFECTS OF INSTRUMENT ASSISTED SOFT TISSUE MOBILIZATION ON LOWER



EXTREMITY MUSCLE PERFORMANCE: A RANDOMIZED CONTROLLED TRIAL. **International journal of sports physical therapy**, v. 11, n. 7, p. 1040–1047, dez. 2016.

MALLIARAS, P.; COOK, J. L.; KENT, P. Reduced ankle dorsiflexion range may increase the risk of patellar tendon injury among volleyball players. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 9, n. 4, p. 304–309, 1 ago. 2006.

MARKOVIC, G. Acute effects of instrument assisted soft tissue mobilization vs. foam rolling on knee and hip range of motion in soccer players. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 19, n. 4, p. 690–696, 1 out. 2015.

MÁRQUEZ, G. et al. Sex differences in kinetic and neuromuscular control during jumping and landing. **Journal of Musculoskeletal Neuronal Interactions**, v. 17, n. 1, p. 409–416, 1 mar. 2017.

MARSHALL, P. W.; SIEGLER, J. C. Lower hamstring extensibility in men compared to women is explained by differences in stretch tolerance. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 15, n. 1, 7 jul. 2014.

MCLELLAN, C. P.; LOVELL, D. I.; GASS, G. C. The role of rate of force development on vertical jump performance. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 25, n. 2, p. 379–385, fev. 2011.

MEDEIROS, D. M. et al. **Influence of static stretching on hamstring flexibility in healthy young adults: Systematic review and meta-analysis** *Physiotherapy Theory and Practice* Taylor and Francis Ltd, , 17 ago. 2016.

MELTZER, K. R. et al. In vitro modeling of repetitive motion injury and myofascial release. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 14, n. 2, p. 162–171, abr. 2010.

MIYAMOTO, N. et al. Associations of passive muscle stiffness, muscle stretch tolerance, and muscle slack angle with range of motion: Individual and sex differences. **Scientific Reports**, v. 8, n. 1, 1 dez. 2018.

MOIR, G. L. Three Different Methods of Calculating Vertical Jump Height from Force Platform Data in Men and Women. **Measurement in Physical Education and Exercise Science**, v. 12, n. 4, p. 207–218, 14 out. 2008.

MONTEIRO, G. DE A. **Manual de utilização do flexímetro**. 1. ed. [s.l.: s.n.].

MOON, J. H. et al. Immediate effects of Graston Technique on hamstring muscle extensibility and pain intensity in patients with nonspecific low back pain. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 29, n. 2, p. 224–227, 1 fev. 2017.

NEUGARTEN, J. et al. Selective estrogen receptor modulators suppress mesangial cell collagen synthesis. **American Journal of Physiology - Renal Physiology**, v. 279, n. 2 48-2, 2000.

NEUMANN, D. A. **Kinesiology of the Musculoskeletal System**. [s.l.: s.n.].

OHJI, S. et al. Correlations between vertical ground reaction force, sagittal joint angles, and the muscle co-contraction index during single-leg jump-landing. **Asian Journal of Sports Medicine**, v. 10, n. 3, 1 set. 2019.

OKAMOTO, T.; MASUHARA, M.; IKUTA, K. Acute effects of self-myofascial release using a foam roller on arterial function. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 1, p. 69–73, 2014.

PARK, J. H. et al. Effects of 8-week Pilates training program on hamstring/quadriceps ratio and trunk strength in adolescent baseball players: A pilot case study. **Journal of Exercise Rehabilitation**, v. 16, n. 1, p. 88–95, 2020.

PEARCE, A. J. et al. Effects of secondary warm up following stretching. **European Journal of Applied Physiology**, v. 105, n. 2, p. 175–183, 2009.

PEARCEY, G. E. P. et al. Foam rolling for delayed-onset muscle soreness and recovery of dynamic performance measures. **Journal of Athletic Training**, v. 50, n. 1, p. 5–13, 1 jan. 2015.

PODRAZA, J. T.; WHITE, S. C. Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: Implications for the non-contact mechanism of ACL injury. **Knee**, v. 17, n. 4, p. 291–295, 2010.

PRILUTSKY, B. I.; ZATSIORSKY, V. M. Tendon action of two-joint muscles: Transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. **Journal of Biomechanics**, v. 27, n. 1, p. 25–34, 1994.

RABIN, A.; PORTNOY, S.; KOZOL, Z. The association of ankle dorsiflexion range of motion with hip and knee kinematics during the lateral step-down test. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 46, n. 11, p. 1002–1009, 1 nov. 2016.

RADWAN, A. et al. Evaluation of intra-subject difference in hamstring flexibility in patients with low back pain: An exploratory study. **Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation**, v. 28, n. 1, p. 61–66, 2015.

ROACH, S. M. et al. Passive hip range of motion is reduced in active subjects with chronic low back pain compared to controls. **International journal of sports physical therapy**, v. 10, n. 1, p. 13–20, fev. 2015.

ROMERO-MORALEDA, B. et al. Neurodynamic mobilization and foam rolling improved delayed-onset muscle soreness in a healthy adult population: A randomized controlled clinical trial. **PeerJ**, v. 2017, n. 10, 2017.

SCHLEIP, R.; MÜLLER, D. G. Training principles for fascial connective tissues: Scientific foundation and suggested practical applications. **Journal of Bodywork**

**and Movement Therapies**, v. 17, n. 1, p. 103–115, jan. 2013.

SOMERS, K. et al. Acute Effects of Gastrocnemius/Soleus Self-Myofascial Release Versus Dynamic Stretching on Closed-Chain Dorsiflexion. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 29, n. 3, p. 287–293, 1 mar. 2020.

STANEK, J.; SULLIVAN, T.; DAVIS, S. Comparison of compressive myofascial release and the graston technique for improving ankle-dorsiflexion range of motion. **Journal of Athletic Training**, v. 53, n. 2, p. 160–167, 1 fev. 2018.

STECCO, A. et al. **Fascial Disorders: Implications for Treatment** PM and RElsevier Inc., , 1 fev. 2016.

STECCO, C. et al. Histological study of the deep fasciae of the limbs. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 12, n. 3, p. 225–230, jul. 2008.

SU, H. et al. Acute effects of foam rolling, static stretching, and dynamic stretching during warm-ups on muscular flexibility and strength in young adults. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 26, n. 6, p. 469–477, 1 nov. 2017.

SULLIVAN, K. M. et al. Roller-massager application to the hamstrings increases sit-and-reach range of motion within five to ten seconds without performance impairments. **International journal of sports physical therapy**, v. 8, n. 3, p. 228–36, jun. 2013.

TESIO, L.; ROTA, V. **The Motion of Body Center of Mass During Walking: A Review Oriented to Clinical Applications** Frontiers in Neurology Frontiers Media S.A., , 20 set. 2019.

TURKI-BELKHIRIA, L. et al. Eight weeks of dynamic stretching during warm-ups improves jump power but not repeated or single sprint performance. **European Journal of Sport Science**, v. 14, n. 1, p. 19–27, 2 jan. 2014.

TURKI, O. et al. The effect of warm-ups incorporating different volumes of

dynamic stretching on 10- and 20-m sprint performance in highly trained male athletes. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 1, p. 63–72, jan. 2012.

VAEGTER, H. B.; HANDBERG, G.; GRAVEN-NIELSEN, T. Similarities between exercise-induced hypoalgesia and conditioned pain modulation in humans. **Pain**, v. 155, n. 1, p. 158–167, jan. 2014.

VAN DILLEN, L. R. et al. Symmetry of Timing of Hip and Lumbopelvic Rotation Motion in 2 Different Subgroups of People With Low Back Pain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 3, p. 351–360, mar. 2007.

WAHLSTEDT, C.; RASMUSSEN-BARR, E. Anterior cruciate ligament injury and ankle dorsiflexion. **Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy**, v. 23, n. 11, p. 3202–3207, 13 nov. 2015.

WIESENFELD-HALLIN, Z. **Sex differences in pain perception** *Gender Medicine* Gend Med, , set. 2005.

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

ZHENG, Z. et al. Therapeutic evaluation of lumbar tender point deep massage for chronic non-specific low back pain. **Journal of Traditional Chinese Medicine**, v. 32, n. 4, p. 534–537, dez. 2012.

ZÜGEL, M. et al. Fascial tissue research in sports medicine: From molecules to tissue adaptation, injury and diagnostics: Consensus statement. **British Journal of Sports Medicine**, v. 52, n. 23, p. 1497, 1 dez. 2018.



FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO PAMPA -  
UNIPAMPA



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Efeito da liberação miofascial no desempenho motor

**Pesquisador:** Felipe Pivetta Carpes

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 96791018.0.0000.5323

**Instituição Proponente:** Fundação Universidade Federal do Pampa UNIPAMPA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 3.091.639

#### **Apresentação do Projeto:**

Segundo o pesquisador:

"A liberação miofascial vem sendo discutida como uma intervenção com potencial efeito no desempenho neuromuscular. Alguns efeitos esperados são o aumento da amplitude de movimento, a melhora na ativação neuromuscular, uma maior produção de força, e a redução na aderência da fásia aos músculos, reduzindo tensões e rigidez tecidual contribuindo para uma maior amplitude de movimento. Neste estudo, determinaremos se existem diferenças nos efeitos de duas técnicas de liberação miofascial, em comparação a um protocolo de alongamento, na função neuromuscular e no desempenho de saltos. Avaliaremos a amplitude de movimento, cinemática articular, ativação neuromuscular e a absorção de impacto em tarefas de salto vertical realizadas antes e depois da sessões de liberação miofascial e alongamento. Nossa hipótese é de que se o principal efeito da liberação miofascial está associado com a melhora aguda na amplitude de movimento, os resultados de desempenho neuromuscular após a liberação miofascial não diferem daqueles resultantes de uma sessão de alongamento da musculatura envolvida. Este projeto está registrado na UNIPAMPA sob número 20180628092035".

#### **Objetivo da Pesquisa:**

De acordo com o pesquisador:

"Objetivo Primário:

**Endereço:** BR 472 - Km 585. Campus Uruguaiiana

**Bairro:** Prédio Administrativo - Sala 23 - Caixa

**CEP:** 97.501-970

**UF:** RS

**Município:** URUGUAIANA

**Telefone:** (55)3911-0202

**E-mail:** cep@unipampa.edu.br

Continuação do Parecer: 3.091.639

Determinar se existe diferença nos efeitos da liberação miofascial instrumental, auto liberação e do alongamento sobre parâmetros neuromusculares do desempenho de salto vertical."

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Segundo o pesquisador:

"Riscos:

Na liberação miofascial instrumental caso aplicada em um tempo superior poderá causar hiperpigmentação na pele e conseqüentemente vermelhidão, já com o uso do foam roller ainda é desconhecido os risco caso não siga os critérios de exclusão. Após o alongamento o participante pode sentir desconfortos no corpo caso ultrapasse o limite de alongamento do mesmo, por isso as atividades serão feitas sob supervisão do pesquisador. Durante a realização do salto vertical o participante pode sofrer uma queda e conseqüentemente lesões em membros inferiores como por exemplo um entorse. Contudo, serão tomados todos os cuidados. Nos últimos 4 anos já realizamos mais de 300 avaliações de saltos e em nenhum caso houve queda ou lesão. Em caso de lesão ou desconforto de qualquer natureza, o protocolo será suspenso e será realizado

atendimento fisioterapêutico. Caso necessário, será garantido o direito de assistência integral e gratuita, devido a danos decorrentes da participação

na pesquisa e pelo tempo que for necessário ao participante. As responsáveis por esta pesquisa são bacharéis em fisioterapia, e uma delas possui vínculo com uma clínica de fisioterapia, desta forma toda a assistência será realizada neste estabelecimento de forma gratuita. Em caso de você sentir-se lesado de qualquer forma em decorrência de sua participação, ressaltamos que é seu direito buscar indenização. Durante a realização das atividades da pesquisa você poderá experimentar algum constrangimento ao responder algumas perguntas, os mesmos irão ler e responder o questionário de forma reservada no laboratório. Medidas antropométricas também serão realizadas (estatura, massa corporal e comprimento do membro inferior) através de uma balança de antropométrica mecânica adulta e fita métrica (será realizado no espaço do laboratório com a presença apenas dos participantes da pesquisa, você estará utilizando um short até a altura do joelho que pode ser de sua posse ou emprestado pelo laboratório, após o uso os shorts de posse do laboratório são devidamente higienizados, ou seja, lavados), caso o participante fique com vergonha ele poderá optar se quer dar continuidade a pesquisa ou não, lembrando que durante o convite para participar desta pesquisa você já foi informado de tudo o que será realizado, assim como as vestimentas e análises que serão realizadas.

**Endereço:** BR 472 - Km 585. Campus Uruguaiiana

**Bairro:** Prédio Administrativo - Sala 23 - Caixa

**CEP:** 97.501-970

**UF:** RS

**Município:** URUGUAIANA

**Telefone:** (55)3911-0202

**E-mail:** cep@unipampa.edu.br

Continuação do Parecer: 3.091.639

**Benefícios:**

A técnica de alongamento muscular estático melhora a amplitude de movimento articular ( Bandy, Irion et al. 1997; Markovic 2015), e seu potencial para reduzir ou prevenir dores e lesões musculares é bastante discutido na literatura (Safran, Seaber et al. 1989; Smith 1994; Markovic 2015). A liberação miofascial pode ser realizada sob um rolo de espuma de alta densidade (auto liberação) (Okamoto, Masuhara et al. 2014) ou com ferramentas de aço inoxidável (instrumental) (Baker, Hansberger et al. 2015; (Laudner, Compton et al. 2014). A compressão nos músculos e fáscias pode estimular a atividade celular hidratando os tecidos(Krause, Wilke et al. 2017; Gordon, Lindner et al. 2018), também pode atuar de forma aguda no edema e inflamação, reduzindo quadros algícos e auxiliando na recuperação muscular (Meltzer, Cao et al. 2010; Baker, Hansberger et al. 2015; Cheatham, Lee et al. 2016). Ambas as técnicas tem demonstrado efeitos na amplitude de movimento e redução de dores musculares de início tardio, além de afetar a função endotelial e o sistema nervoso autônomo (Chan, Wang et al. 2015; Gordon, Lindner et al. 2018)".

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa é relevante pois contribuirá com informações para todos os profissionais fisioterapeutas e educadores físicos sobre características mecânicas.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Folha de rosto - ok

Termo de confidencialidade - ok

Cronograma - ok

Instrumento de coleta de dados – ok

Carta resposta - ok

TCLE - ok

Projeto PlatBr - ok

**Recomendações:**

Não há recomendações

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não há pendências

**Considerações Finais a critério do CEP:**

A entrega de relatório é atribuição do pesquisador

**Endereço:** BR 472 - Km 585. Campus Uruguaiiana

**Bairro:** Prédio Administrativo - Sala 23 - Caixa **CEP:** 97.501-970

**UF:** RS **Município:** URUGUAIANA

**Telefone:** (55)3911-0202

**E-mail:** cep@unipampa.edu.br



Continuação do Parecer: 3.091.639

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1169498.pdf	26/11/2018 10:50:51		Aceito
Outros	Carta_resposta_pendencias_2.pdf	26/11/2018 10:49:11	Christielen Segala dos Santos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Corrigido_tcle.pdf	26/11/2018 10:16:05	Christielen Segala dos Santos	Aceito
Outros	termoc.pdf	08/09/2018 16:17:33	Christielen Segala dos Santos	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_corrigido.pdf	08/09/2018 15:52:37	Christielen Segala dos Santos	Aceito
Outros	preferencia_lateral.pdf	03/09/2018 13:40:11	Christielen Segala dos Santos	Aceito
Outros	Questionario.pdf	03/09/2018 13:39:00	Christielen Segala dos Santos	Aceito
Declaração de Pesquisadores	TCF_felipecarpes.pdf	06/08/2018 20:58:22	Felipe Pivetta Carpes	Aceito
Brochura Pesquisa	PROJETO.pdf	06/08/2018 20:58:06	Felipe Pivetta Carpes	Aceito
Folha de Rosto	FOLHA_DE_ROSTO_CEP_LMF_SALT OSVERTICAIS.pdf	04/08/2018 15:25:54	Christielen Segala dos Santos	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

URUGUAIANA, 18 de Dezembro de 2018

---

**Assinado por:**  
**JUSSARA MENDES LIPINSKI**  
**(Coordenador(a))**

**Endereço:** BR 472 - Km 585. Campus Uruguaiiana

**Bairro:** Prédio Administrativo - Sala 23 - Caixa **CEP:** 97.501-970

**UF:** RS **Município:** URUGUAIANA

**Telefone:** (55)3911-0202

**E-mail:** cep@unipampa.edu.br

## TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Título do projeto:** Efeito de diferentes técnicas de liberação miofascial na função neuromuscular

**Instituição:** Universidade Federal do Pampa – Unipampa

**Pesquisador responsável:** Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes

**Pesquisadores participantes:** Christielen Segala dos Santos

**Telefone celular do pesquisador para contato:** (55) 996721188

**Endereço do pesquisador:** Laboratório de Neuromecânica – Campus Unipampa Uruguaiana (sala 511)

**Horários de atendimento:** segunda-feira à sexta-feira, das 08:00h às 17:00h

Você está sendo convidado (a) para participar, como voluntário, em uma pesquisa intitulada “Efeito de diferentes técnicas de liberação miofascial na função neuromuscular”, que é parte de um projeto de dissertação de mestrado desenvolvido na Universidade Federal do Pampa. Este projeto tem por objetivo determinar os efeitos da aplicação de diferentes técnicas de liberação miofascial, uma modalidade de alongamento muscular e liberações miofasciais (instrumental e auto liberação), nas regiões anterior e posterior da coxa. Este estudo se justifica pela popularidade da liberação miofascial no meio esportivo, e ainda serem poucos os estudos que buscam compreender os mecanismos pelos quais essa técnica parece favorecer a mobilidade e o desempenho esportivo. Por meio deste documento e a qualquer tempo você poderá solicitar esclarecimentos adicionais sobre o estudo em qualquer aspecto que desejar. Também poderá retirar seu consentimento ou interromper a participação a qualquer momento, sem sofrer qualquer tipo de penalidade ou prejuízo.

Após ser esclarecido (a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, você e o pesquisador rubricarão todas as páginas e assinarão ao final do documento, que está em duas vias. Uma delas é sua e a outra será arquivada pelo pesquisador responsável. O projeto foi avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, órgão vinculado à universidade que tem por finalidade garantir a segurança do participante e a ética de todo o procedimento.

Os participantes comparecerão ao laboratório três vezes, em horário agendado, com roupa e sapato adequado para a prática da atividade física. Entre cada visita um período de uma semana de intervalo será considerado. No primeiro dia os participantes irão ao laboratório onde assinarão o termo de consentimento livre e esclarecido e responderão um questionário sobre informações pessoais para caracterizar o grupo do estudo. Eles serão orientados e familiarizados com os dois métodos de liberação miofascial e com o salto vertical. Medidas antropométricas serão realizadas (estatura, massa corporal, e comprimento do membro inferior), além da primeira intervenção, randomizada (alongamento muscular ou as liberações miofasciais). A randomização será feita através de um sorteio prévio. Serão avaliados parâmetros de cinemática, cinética e eletromiografia, de forma simultânea durante a realização de saltos verticais. Durante todo o período das realizações das técnicas o participante irá informar o grau de pressão aplicado ou qualquer sensação que o mesmo está tendo.

Durante a realização das atividades da pesquisa você poderá experimentar algum constrangimento ao responder algumas perguntas; poderá experimentar dor durante as liberações miofasciais devido à pressão; poderá sentir dor ou desconforto muscular após a realização dos saltos verticais, as quais poderão perdurar por até 48 horas, sendo similares aos desconfortos resultantes de uma sessão de treino mais intenso. Há de se comentar que a participação no estudo envolve riscos inerentes aos saltos, como risco de tropeços e entorses, para o qual tomaremos todo o cuidado conduzindo período de familiarização para segurança.

O seu deslocamento até o laboratório será custeado pelos pesquisadores. Dentre os benefícios da sua participação nesta pesquisa podemos destacar a contribuição para o conhecimento científico na área e mais especificamente, o recebimento ao final da pesquisa, por sua parte, de relatórios de avaliação do desempenho

incluindo informações sobre características mecânicas da corrida que poderão ser utilizados por você para melhor compreender e, se for caso, aprimorar seu desempenho junto com seu treinador. Durante todo o período de realização do projeto, bem como por igual período após o término da sua participação, o pesquisador responsável e os demais pesquisadores participantes prestarão todo o auxílio possível no sentido de lhe orientar como minimizar ou evitar os riscos mencionados neste termo, podendo interromper o protocolo a qualquer momento. Em caso de dor muscular, terão a seu dispor intervenções massoterapêuticas pelo período que for necessário. Estarão os pesquisadores disponíveis para prestar qualquer informação que você julgar necessária.

Em caso de lesão ou desconforto de qualquer natureza, o protocolo será suspenso e será realizado atendimento fisioterapêutico. Caso necessário, será garantido o direito de assistência integral e gratuita, devido a danos decorrentes da participação na pesquisa e pelo tempo que for necessário ao participante. Em caso de você sentir-se lesado de qualquer forma em decorrência de sua participação, ressaltamos que é seu direito buscar indenização.

Para participar deste estudo você não receberá qualquer vantagem financeira, e os custos para sua participação serão ressarcidos. Os gastos necessários para a realização de todos os procedimentos de coleta e análise de dados serão responsabilidade dos pesquisadores. Seu nome e identidade serão mantidos em sigilo, e os dados da pesquisa serão armazenados pelo pesquisador Felipe Pivetta Carpes. Os resultados deste trabalho poderão ser apresentados em encontros ou revistas científicas, entretanto, ele mostrará apenas os resultados obtidos como um todo, sem revelar seu nome, instituição a qual pertence ou qualquer informação que esteja relacionada com sua privacidade. O material coletado será destruído imediatamente após o fim das análises. O retorno de sua participação será formalizado por meio da entrega de um portfólio completo da sua participação, com os principais resultados compilados e explicados que você pode arquivar em seus documentos pessoais.

Nome do Participante da Pesquisa / ou responsável: \_\_\_\_\_

Assinatura do Participante da Pesquisa: \_\_\_\_\_

Nome do Pesquisador Responsável: \_\_\_\_\_

Assinatura do Pesquisador Responsável: \_\_\_\_\_

Local e data \_\_\_\_\_

*Efeito de diferentes técnicas de liberação miofascial na função neuromuscular de membros inferiores.*

**Avaliação cinemática 2D**



**Técnicas utilizadas a cada sessão.**



**Alongamento ativo**



**Instrumental**



**Foam Roller**

**Requisitos**

*1 encontro semanal durante 3 semanas com duração de 2 horas no laboratório 511 da Unipampa;  
Não ter lesões no membro inferior nos últimos 6 meses;  
Praticantes de atividades físicas;  
Sexo masculino (18-39 anos).*

**VANTAGENS**



**Totalmente sem custos**



**Agendamento a critério do participante**



**Relatório ao final do estudo**

**Programa de Mestrado em Ciências Fisiológicas**



**Fisioterapeuta: Christielen Segala**  
Crefito: 242.497 -F

[chris.segala.94@gmail.com](mailto:chris.segala.94@gmail.com)

**Responsável: Prof. Dr. Felipe Carpes**  
Laboratório de Neuromecânica  
Sala 511, Unipampa

ANEXO 4

**Dados antropométricos e demais medidas**

Peso (Kg)	
Altura (cm)	

NOME: \_\_\_\_\_

DIA: \_\_\_\_\_

**Dados antes da intervenção**

ATIVO

PASSIVO

	Direito	Esquerdo
Flexão de quadril		
Flexão de tornozelo		
Extensão de tornozelo		
Extensão de quadril		
Flexão/Extensão de joelho		

	Direito	Esquerdo
Flexão de quadril		
Flexão de tornozelo		
Extensão de tornozelo		
Extensão de quadril		
Flexão/Extensão de joelho		

	Medida 1	Medida 2	Medida 3
Banco de wells			

**Dados depois da intervenção**

	Direito	Esquerdo
Flexão de quadril		
Flexão de tornozelo		
Extensão de tornozelo		
Extensão de quadril		
Flexão/Extensão de joelho		

	Direito	Esquerdo
Flexão de quadril		
Flexão de tornozelo		
Extensão de tornozelo		
Extensão de quadril		
Flexão/Extensão de joelho		

	Medida 1	Medida 2	Medida 3
Banco de wells			

## ANEXO 5

- **PLATAFORMA DIA 1:**

- FREQUÊNCIA: 1200 Hz
- **Pasta de salvamento**
- **Nome do arquivo:** \_\_\_\_\_
- Settings
- **Trigger**
- 15 SEGUNDOS DE DURAÇÃO

ZERAR

Tarar

Armar

Condicao: \_\_\_\_\_

Tentativas

Pré:

Pós:

- **PLATAFORMA DIA 2:**

- FREQUÊNCIA: 1200 Hz
- **Pasta de salvamento**
- **Nome do arquivo:** \_\_\_\_\_
- Settings
- **Trigger**
- 15 SEGUNDOS DE DURAÇÃO

ZERAR

Tarar

Armar

Condicao: \_\_\_\_\_

Tentativas

Pré:

Pós:

- **PLATAFORMA DIA 3:**

- FREQUÊNCIA: 1200 Hz
- **Pasta de salvamento**
- **Nome do arquivo:** \_\_\_\_\_
- Settings
- **Trigger**
- 15 SEGUNDOS DE DURAÇÃO

ZERAR

Tarar

Armar

Condicao: \_\_\_\_\_

Tentativas

Pré:

Pós:

## ANEXO 6

### CHECK LIST DAS GRAVAÇÕES

**NOME DO PARTICIPANTE E DO ARQUIVO:** \_\_\_\_\_

- POSIÇÃO HORIZONTAL (X): 4 metros e 45 cm do centro da plataforma 1
- PROGRAMAR O SHUTTER: 1/500
- POSIÇÃO VERTICAL (MEDIDA DO QUADRIL): \_\_\_\_\_

DIA 1

	NOME	VALIDO/ NÃO VALIDO
SALTO PRÉ INTERVENÇÃO		
SALTO PÓS INTERVENÇÃO		

OBS: \_\_\_\_\_

DIA 2

	NOME	VALIDO/ NÃO VALIDO
SALTO PRÉ INTERVENÇÃO		
SALTO PÓS INTERVENÇÃO		

OBS: \_\_\_\_\_

DIA 3

	NOME	VALIDO/ NÃO VALIDO
SALTO PRÉ INTERVENÇÃO		
SALTO PÓS INTERVENÇÃO		

OBS: \_\_\_\_\_

**Questionário e Inventário de preferência lateral**

Nome: \_\_\_\_\_  
 Idade e data de nascimento: \_\_\_\_\_  
 Qual atividade física é praticada? \_\_\_\_\_  
 Quanto tempo realiza essa atividade física? \_\_\_\_\_  
 Quantos dias na semana realiza a atividade física? \_\_\_\_\_  
 Lesões nos últimos 6 meses? \_\_\_\_\_  
 Possui algum acometimento (doença, distúrbio)? \_\_\_\_\_  
 Você usa algum medicamento de forma contínua? \_\_\_\_\_  
 Neste momento apresenta alguma dor muscular? \_\_\_\_\_  
 Realizou treinos nas ultimas 48 horas? \_\_\_\_\_  
 Você ingeriu bebida alcoólica no dia anterior? \_\_\_\_\_  
 Você é destro ou canhoto? \_\_\_\_\_

**Mulheres:**

Gravidez? \_\_\_\_\_  
 Qual o seu ciclo fértil ou última menstruação? \_\_\_\_\_

<b>MEMBROS INFERIORES [IPLAG-C]</b>		<b>Preencha abaixo sua preferência para realizar as tarefas</b>					
<i>Habilidades de Membros inferiores</i>	Figura ilustrativa	Sempre Esquerda	Maioria Esquerda	Indiferente	Maioria Direita	Sempre Direita	Não Sei
Equilibrar-se em apenas um pé							
Perna de impulso no salto para frente							
Chutar uma bola em direção a um gol							
Esmagar um inseto com o pé							
Primeiro pé colocado à frente para subir uma escada							