



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR  
Ciências Sociais e Humanas

# Fontes de variabilidade na avaliação da rigidez musculo-articular

**José Mário Fernandes**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
**Ciências do Desporto: Exercício e Saúde**  
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor Aurélio Faria

**Covilhã, Outubro de 2016**



# Dedicatória

À minha esposa Aleida, pelo ânimo, paciência, compreensão e espírito de sacrifício ao longo destes anos, acreditando e sempre incentivando na concretização deste trabalho.

À minha mãe Domingas, pela educação e condições que me concedeu ao longo do meu crescimento, mesmo passando por muitas dificuldades nunca deixou faltar nada e me ensinou a nunca desistir.

Aos meus irmãos e aos meus sobrinhos por toda a força, incentivo, auxílio prestado, e pela ajuda incondicional, a quem espero poder fazer o mesmo.

À memória da minha avó Josefina “Nha Fidjinha”, pelas sábias conversas, partilha de vivências, conhecimentos, foste uma verdadeira lição de sabedoria na minha vida, a sua ausência tem um sabor amargo, guardo as melhores memórias, eternas saudades.

A todos os que acreditam em mim e me ajudam a atingir mais um objetivo na minha vida.



# Agradecimentos

Um obrigado especial,

Ao Professor Doutor Aurélio Faria, meu orientador, a quem dirijo uma palavra de apreço e sincero agradecimento pela total disponibilidade, paciência, apoio e dedicação, e pela pertinência das suas sugestões e críticas as quais tenho a plena confiança que irá contribuir para o meu desenvolvimento pessoal e profissional que se mostraram essenciais na concretização deste trabalho.

À Professora Doutora Dina Miragaia, pela disponibilidade e ajuda com as aulas de EndNote.

Ao departamento de Ciências do Desporto e a todos os Professores que de uma forma, ou de outra, contribuíram para a minha formação académica.

À D. Vera, pela ajuda e disponibilidade.

À minha amiga Carmem, pela constante motivação e incentivo a não desistir e complementar esta etapa.

Aos meus amigos, por estarem sempre presentes e por acreditarem em mim e me apoiarem em todos os momentos.

A todos aqui referidos o meu **MUITO OBRIGADO!**



# Resumo

**Background:** A técnica de oscilação livre da perna é frequentemente utilizada na avaliação da rigidez musculó-articular, contudo, a maioria dos estudos não parece controlar e/ou descreve de forma detalhada os procedimentos usados na sua quantificação.

**Objetivo:** O objetivo desta revisão consiste em identificar as fontes de variabilidade na avaliação da rigidez musculó-articular utilizando a técnica de oscilação livre da perna.

**Métodos:** A pesquisa foi feita em todas as bases de dados de *Web of knowledge*, em áreas de pesquisa de ciências do desporto, ortopedia e reabilitação, em artigos escritos em inglês.

**Resultados:** A vasta maioria dos estudos que avaliam a rigidez musculó-articular, não controlam e/ou descrevem detalhadamente os procedimentos utilizados. NA 1ª etapa da sua avaliação, isto é, durante a contração máxima voluntária isométrica aspetos como: 1) familiarização dos participantes, 2) tipo de instruções, 3) o nível de pré-tensão muscular, 4) a posição utilizada e o ângulo articular, não são controlados e/ou descritos detalhadamente na literatura. Igualmente durante a 2ª etapa, isto é, durante a avaliação da oscilação livre da perna, maior controlo e esclarecimentos complementares são necessários nomeadamente quanto: 1) à posição de avaliação, 2) à massa dos segmentos, 3) à intensidade do impulso aplicado e ao ângulo articular.

**Conclusões:** Os resultados sugerem que a descrição e o controlo dos procedimentos utilizados para avaliação da rigidez musculó-articular carecem de cuidados e explicações adicionais. Em particular, deve ser tida especial atenção durante a quantificação da contração máxima voluntária isométrica e durante a oscilação livre da perna.

## Palavras-chave

Contração Máxima Voluntária Isométrica; Rigidez Musculó-articular; Técnica de Oscilação Livre



# Abstract

**Background:** The free oscillation technique is frequently used to assess musculo-articular stiffness, however, most of the published studies do not control and/or describes in detail the procedures used.

**Objective:** The objective of this review was to identify the sources of variability in the assessment of musculo-articular stiffness with free oscillation technique.

**Methods:** This research was conducted in all Web of Knowledge databases and included sport science, orthopedic, and rehabilitation areas.

**Results:** The vast majority of studies assessing the musculo-articular stiffness, do not control and/or describe in detail the procedures used. In the 1<sup>st</sup> stage of its assessment, that is, during the maximum voluntary isometric contraction aspects, such as: 1) participants familiarization, 2) type of instruction, 3) level of muscular pretension, 4) the position and the joint angle, are not properly controlled and/or described. Also during the 2<sup>nd</sup> stage (i.e. the free oscillation of the leg), greater control and further clarification is needed in particular for: 1) the assessment position, 2) the mass of the segments and the 3) intensity of the applied impulse and joint angle.

**Conclusion:** The results suggest that the greater detail and control should be provided when assessing musculo-articular stiffness. In particular, special attention should be given during the quantification of isometric maximum voluntary isometric contraction and the free oscillation of the leg.

## Keywords

Free Oscillation Technique; Maximum Voluntary Isometric Contraction; Musculo-articular Stiffness



# Índice

Dedicatória	iii
Agradecimentos	v
Resumo	vii
Abstract	ix
1. Introdução	1
2. A rigidez musculo-articular	3
2.1 Definição de rigidez	3
2.2 Terminologia associada à rigidez	3
3. Considerações metodológicas na quantificação da RMA	4
3.1 Determinação da CMVI	4
3.1.1 Familiarização dos participantes com os procedimentos	5
3.1.2 Tipos de instruções fornecidas aos participantes	7
3.1.3 Nível de pré-tensão muscular	8
3.1.4 Posição utilizada na avaliação da CMVI e ângulo articular	9
3.2 Oscilação Livre da perna	11
3.2.1 Influência da posição, da massa e do impulso aplicado na medição da RMA	11
3.2.2 Influência do ângulo articular na medição da rigidez	14
4. Recomendações práticas	15
5. Conclusões	15
6. Bibliografia	16



# Lista de Acrónimos

1-RM	Uma Repetição Máxima
CMVI	Contração máxima voluntária isométrica
FIMA	Força Isométrica Máxima no Agachamento
RMA	Rigidez musculó-articular



# 1. Introdução

A rigidez músculo-esquelética é uma propriedade frequentemente abordada em estudos humanos (Ditroilo, Watsford, Murphy, and De Vito (2011); Faria, Gabriel, Moreira, Brás, & Ditroilo, 2016). A sua avaliação tem sido realizada desde o nível microscópico, utilizando porções de fibras musculares ou fibras musculares isoladas, até ao nível macroscópico integrando o estudo da totalidade do corpo (Ditroilo, Watsford, Murphy, et al., 2011). O estudo da rigidez tem-se centrado em três grandes áreas: (1) na estabilidade articular (Edwards, 2007; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2009; Granata, Wilson, Massimini, & Gabriel, 2004; Isabelle, Sylvie, & Chantal, 2003; Winter, Patla, Rietdyk, & Ishac, 2001); (2) no risco de lesões (Butler, Crowell III, & Davis, 2003; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2009; Granata, Padua, & Wilson, 2002) e no (3) desempenho desportivo (Arampatzis, Bruggemann, & Klapsing, 2001; Arampatzis, Bruggemann, & Metzler, 1999; Derrick, Caldwell, & Hamill, 2000; Kuitunen, Komi, & Kyrolainen, 2002). A rigidez musculo-articular (RMA), alvo de particular atenção nas últimas décadas, é regularmente avaliada recorrendo a um procedimento designado de técnica de oscilação livre da perna. A utilização desta técnica tem-se concentrado essencialmente nos membros inferiores ao nível da articulação do joelho (Blackburn, Bell, Norcross, Hudson, & Engstrom, 2009; Blackburn, Bell, Norcross, Hudson, & Kimsey, 2009; Blackburn, Padua, Riemann, & Guskiewicz, 2004; Blackburn, Riemann, Padua, & Guskiewicz, 2004; Ditroilo, Watsford, & De Vito, 2010; Granata, Wilson, & Padua, 2002; McNair, Wood, & Marshall, 1992) e tornozelo (Blackburn, Padua, & Guskiewicz, 2008; Blackburn, Padua, Weinhold, & Guskiewicz, 2006; Coveney, Hunter, & Spriggs, 2001; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2009; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, Sousa, et al., 2009; Faria et al., 2016; Fukashiro, Noda, & Shibayama, 2001; Granata et al., 2004; Hunter, Coveney, & Spriggs, 2001; Hunter & Spriggs, 2000; McNair & Stanley, 1996; Murphy, Watsford, Coutts, & Pine, 2003; Shorten, 1987; Walshe, Wilson, & Murphy, 1996), contudo alguns estudos também se têm debruçado sobre os membros superiores (Wilson, Wood, & Elliott, 1991a, 1991b). Apesar da RMA ser estudada em torno de varias articulações a articulação do tornozelo continua a ser claramente a mais avaliada (Ditroilo, Watsford, Murphy, et al., 2011). Na técnica de oscilação livre a articulação é modelada como um sistema massa-mola contendo apenas um grau de liberdade e incorporando um elemento amortecido. Existem evidencias que o sistema amortecido se comporta de forma não linear contudo a vasta maioria dos estudos continua a utilizar modelos lineares uma vez que são fáceis de utilizar e apresentam confiabilidade e validade (Ditroilo et al., 2010; Murphy et al., 2003; Pruy, Watsford, & Murphy, 2015; Walshe et al., 1996). Apesar desta potencial robustez na utilização de modelos lineares, outras questões metodológicas relevantes parecem ser constantemente ignoradas e/ou pouco detalhadas e descritas na literatura. Num estudo prévio (Ditroilo, Watsford, Murphy, & De Vito, 2013) sobre fontes de variabilidade na medição da rigidez foi indicado que a RMA resulta de variáveis como a massa ( $m$ ) do sistema, da frequência natural de oscilação ( $f$ ) e do coeficiente de amortecimento ( $\gamma$ ) (McNair et al., 1992; Walshe et al.,

1996). Refere-se contudo que  $\gamma$  é insignificante uma vez que contribuí com menos de 1% para o valor total da rigidez, e como tal a RMA varia linearmente com a massa do sistema e exponencialmente com a frequência (Blackburn, Riemann, et al., 2004; Ditroilo et al., 2013). A massa do sistema e a frequência natural de oscilação sobressaem assim como duas variáveis fundamentais a controlar evidenciando potencial para alterar significativamente os resultados da RMA. Baseados no pressuposto de que independentemente do impulso aplicado qualquer sistema tende a oscilar na sua frequência natural de oscilação (Ditroilo, Watsford, Murphy, et al., 2011) a vasta maioria dos estudos publicados não controlou a magnitude do impulso durante a avaliação da RMA (Faria et al., 2016). Contudo, recentemente foi demonstrado que em sistemas biológicos a frequência de oscilação é afetada pelo impulso aplicado (Faria et al., 2016) repercutindo-se naturalmente na RMA.

A massa do sistema deriva de características músculo-esqueléticos dos indivíduos (i.e., massa da coxa, perna e pé), e de outros aspetos associados aos procedimentos e equipamentos utilizados (i.e., massa da alavanca, e massa de pesos standards colocados na alavanca). A massa dos diferentes segmentos é “invariável”, contudo o posicionamento destes segmentos na medição da rigidez pode alterar a localização do centro de massa, as forças exercidas e conseqüentemente a avaliação da RMA. Note-se, contudo, que nenhum estudo se debruçou ainda sobre a influência destes aspetos na RMA. Quando o desenho do estudo não incorpora medidas repetidas e se pretendem avaliar grupos com particularidades diferentes (e.g. homens vs mulheres) é usual utilizarem-se cargas relativas (pesos standards relativos) calculadas com base na medição da contração máxima voluntária isométrica (CMVI). Deste modo evita-se viés devido a diferenças de força e/ou massa (Ditroilo et al., 2010). Uma avaliação deficitária da CMVI acarreta contudo alterações na carga relativa selecionada e conseqüentemente na avaliação da RMA (Ditroilo et al., 2013). Apesar disto a vasta maioria dos estudos (Babic & Lenarcic, 2004; Blackburn, Padua, et al., 2004; Coveney et al., 2001; Dumke, Pfaffenroth, McBride, & McCauley, 2010; Fukashiro, Abe, Shibayama, & Brechue, 2002; Fukashiro et al., 2001; Granata, Wilson, et al., 2002; McLachlan, Murphy, Watsford, & Rees, 2006) que avaliam a RMA não detalham os procedimentos seguidos na CMVI nem no controlo da posição dos segmentos. Neste contexto o objetivo do presente trabalho consiste em identificar as fontes de variabilidade na avaliação da RMA, identificando aquelas que entretanto foram ultrapassadas e as que ainda necessitam de consideração.

## 2.A rigidez musculo-articular

### 2.1 Definição de rigidez

As propriedades viscoelásticas do sistema músculo-tendinoso desempenham um papel fundamental na vida dos seres vivos (Fukashiro et al., 2001; Shorten, 1987). Uma das propriedades frequentemente estudadas no âmbito da biomecânica do movimento humano é a rigidez. O conceito de rigidez ( $K$ ) decorre da lei de Hooke e em termos simplificados pode ser entendido como o rácio entre a força ( $F$ ) aplicada numa estrutura e a deformação ( $X$ ) que esta sofre, ou seja,  $K = F/X$ . Estruturas que observam esta lei são estruturas deformáveis com capacidade de armazenar e retornar energia elástica, considerando que esta deformação não seja permanente. Do ponto de vista físico uma mola “ideal” move-se apenas numa direção, a sua massa é negligenciável, apresenta rigidez que não depende do tempo, do comprimento nem da velocidade e a força que alonga a mola é diretamente proporcional à deformação sofrida. Assume-se também que a massa do sistema está concentrada numa extremidade da mola. É de notar, contudo que as estruturas biológicas não se comportam exatamente como uma mola. Um estudo de revisão indica-nos que um modelo rigoroso deve incluir todos os elementos que contribuem para a rigidez (Latash & Zatsiorsky, 1993). Como tal, para além dos músculos e tendões, a pele, os ossos, a capsula articular, a fásia e os ligamentos também devem ser considerados (Butler et al., 2003; Latash & Zatsiorsky, 1993), assim como o sistema nervoso central, a ação muscular reflexa, o nível de co-contracção agonista/antagonista, a viscosidade, e as características antropométricas dos indivíduos. Adicionalmente, o modelo deve incluir a dependência do tempo, do comprimento, da velocidade e abranger vários componentes elásticos paralelos e em série, assim como vários graus de liberdade e ser controlado por mais de dois músculos, podendo estes ser bi-articulares (Butler et al., 2003; Ditroilo, Watsford, Murphy, et al., 2011; Faria, Gabriel, Abrantes, Moreira, et al., 2011; Latash & Zatsiorsky, 1993; Zatsiorsky, 2002). Atualmente, medições da rigidez que acomodem todos estes elementos ainda são muito complexas de se realizar, o que em parte explica a recorrente utilização de modelos massa-mola mais simples.

### 2.2 Terminologia associada à rigidez

Diversos métodos podem ser utilizados para avaliar a rigidez de diversas estruturas biológicas e incorporar uma ou várias articulações (Butler et al., 2003; Faria et al., 2016; Morgan, 1977; Rack & Westbury, 1984). Neste contexto, diferentes designações têm sido usadas para descrever a rigidez, mesmo quando métodos similares são empregues. É consensual que existe alguma ambiguidade na definição do conceito de rigidez (Ditroilo, Watsford, Murphy, et al., 2011; Latash & Zatsiorsky, 1993), tendo sido sugerido inclusivamente que se abandonem termos como “rigidez articular” ou que pelo menos se

indique que componentes articulares ou subsistemas se irão analisar em cada estudo (Latash & Zatsiorsky, 1993). Na técnica de oscilação livre da perna, objeto de estudo desta revisão, também se verificam estes problemas terminológicos. Ditroilo, Watsford, Murphy, et al. (2011) realçam o facto de estudos utilizando esta técnica ou métodos onde se impõem oscilações sinusoidais o termo RMA ser aplicado com frequência. No entanto diversos outros termos são utilizados para descrever o mesmo fenómeno, nomeadamente: rigidez dos componentes elásticos em série (Wilson et al., 1991a), rigidez músculo tendão, rigidez musculotendinosa (Wilson, Murphy, & Pryor, 1994), rigidez muscular (McNair et al., 1992), rigidez ativa (Hunter & Spriggs, 2000), rigidez efetiva (Granata, Wilson, et al., 2002), rigidez estrutural e viscoelasticidade muscular (Blackburn et al., 2006). Ditroilo et al. (2011) sugerem a utilização do termo RMA quando a técnica de oscilação livre é utilizada, considerando que esta consegue encapsular melhor a variedade de estruturas que contribuem para a rigidez em torno da articulação avaliada. Este termo será também utilizado ao longo desta revisão. Um maior aprofundamento destas questões terminológicas pode ser obtido nos artigos de revisão de Latash e Zatsiorsky (1993) e Ditroilo, Watsford, Murphy, et al. (2011).

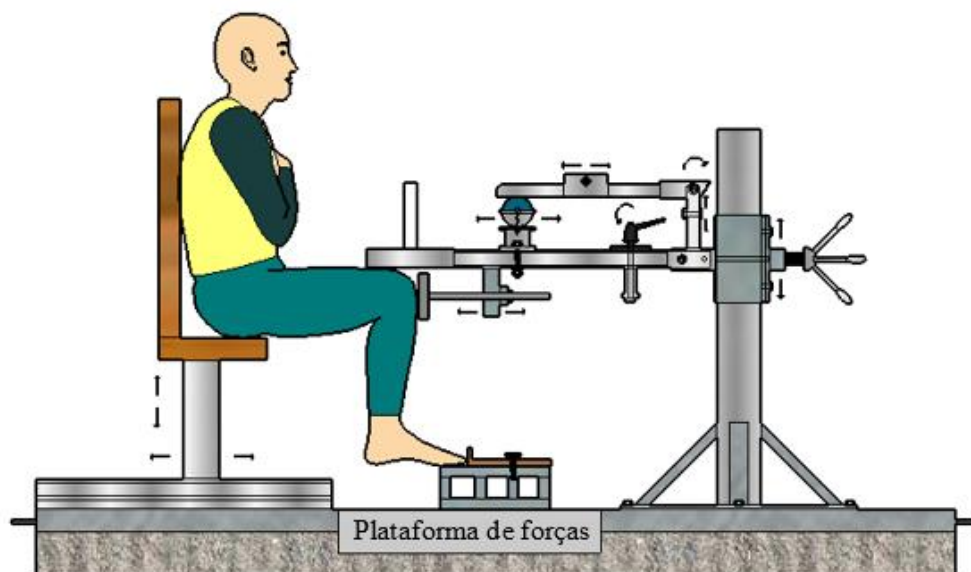
### **3. Considerações metodológicas na quantificação da RMA**

Dependendo do tipo de estudo realizado (i.e., se o desenho do estudo incorpora medidas repetidas ou não) diferentes procedimentos são usualmente utilizados para quantificar a RMA. Quando o estudo não incorpora medidas repetidas usualmente três etapas são executadas: a 1ª consiste em determinar CMVI a 2ª em avaliar a oscilação livre da perna com base na percentagem da carga (i.e., carga relativa) obtida na CMVI durante a 1ª etapa e a 3ª em quantificar a RMA utilizando procedimentos matemáticos. Contudo quando o desenho do estudo incorpora medidas repetidas usualmente cargas absolutas são utilizadas e nesse caso apenas a 2ª e a 3ª etapa são necessárias.

#### **3.1 Determinação da CMVI**

A CMVI é quantificada de acordo com a articulação onde se pretende determinar a RMA (usualmente o joelho ou tornozelo). Considerando a articulação do tornozelo, os indivíduos sentam-se numa cadeira como representado na Figura 1. A alavanca colocada sobre o joelho é imobilizada e é solicitado à amostra que realize uma contração muscular máxima isométrica através de uma flexão plantar do pé de apoio. Neste processo o participante tenta elevar o calcanhar e empurrar a alavanca para cima com o joelho. Esta contração é realizada por um período aproximado de 4 segundos. Durante este procedimento a plataforma de forças que se encontra por baixo do apoio adquire os dados da força vertical que é então utilizada

para se determinar a CMVI. A média do pico de força máximo de três tentativas (Ditroilo et al., 2010; Oatis, 1993; Walshe et al., 1996) é usualmente considerado como sendo o valor da CMVI e é com base neste valor que se determina a carga (i.e., como percentagem da CMVI) a colocar sobre a alavanca para posterior quantificação da oscilação livre da perna. Esta percentagem é usualmente selecionada de acordo com o nível de atividade muscular requerida pela tarefa que se pretende analisar. Por exemplo, quando se pretende analisar a rigidez e relacionar esta com a locomoção humana usualmente é utilizada uma carga de 30% da CMVI visto que esta percentagem representa o nível de ativação que ocorre usualmente durante o caminhar (Cohen-Mansfield, Marx, Biddison, & Guralnik, 2004; McNair & Stanley, 1996). Para atividade mais exigentes como a corrida a percentagem usualmente é maior podendo atingir valores de 60% da CMVI ou superiores (Spurrs, Murphy, & Watsford, 2003). Implicações diretas para a avaliação da oscilação livre da perna (i.e., 2ª etapa) e para a determinação da RMA (i.e., 3ª etapa) decorrem, portanto, da apropriada medição da CMVI (i.e., 1ª etapa). Adequada avaliação da CMVI requer o controlo de vários aspetos nomeadamente; 1) da familiarização dos participantes com os procedimentos, 2) do tipo de instruções fornecidas aos participantes, 3) do nível de pré-tensão muscular, 4) da posição utilizada na avaliação da CMVI e do ângulo articular (Wilson & Murphy, 1996).



**Figura 1** - Equipamento utilizado na avaliação da CMVI e na oscilação livre da perna para obtenção da RMA.

### 3.1.1 Familiarização dos participantes com os procedimentos

A familiarização consiste na minimização dos efeitos da aprendizagem que ocorre com a realização de uma tarefa motora. Tem sido demonstrado por diversos estudos (Benton, Swan, & Peterson, 2009; Dias et al., 2005; Pekünlü & Özsü, 2014; Ploutz-Snyder & Giamis, 2001; Wallerstein, Barroso, Tricoli, Mello, & Ugrinowitsch, 2010; Wilson & Murphy, 1996) que

o nível de familiarização dos participantes com os testes que irão realizar tem o potencial para afetar de forma significativa os resultados obtidos, particularmente a confiabilidade e a validade dos dados (Wilson & Murphy, 1996).

O estudo de Pekünlü e Özsü (2014) teve por objetivo verificar a existência de erros sistemáticos na avaliação da força isométrica máxima no agachamento (FIMA) sem que antes fosse realizado um período de familiarização com os procedimentos. Os autores reportaram que o número de ensaios utilizados na avaliação do FIMA deveria de aumentar (i.e. entre 9-10) para evitar erros sistemáticos decorrentes da aprendizagem. Outro estudo avaliou a influência de sessões de familiarização na estabilidade (i.e. estável se variação nos resultados menor que 5%) de testes isométricos em idosos, tendo verificado que o pico do torque aumentou significativamente entre a primeira e a terceira sessão não se tendo alterado em sessões seguintes (Wallerstein et al., 2010).

O efeito da aprendizagem e familiarização no desempenho de testes de uma repetição máxima (1-RM) foi avaliada por vários autores (Benton et al., 2009; Dias et al., 2005; Ploutz-Snyder & Giamis, 2001). Benton et al. (2009) reportaram diferenças significativas entre múltiplos ensaios 1-RM da força dos membros inferiores em mulheres não treinadas. No estudo de Ploutz-Snyder e Gianis (2001) comparou-se o número de sessões necessárias para atingir a força máxima 1-RM em mulheres idosas e jovens. Os resultados demonstraram que as mulheres idosas saudáveis precisavam de mais sessões (i.e., 8-9 sessões) de familiarização para estabilizar a sua força máxima (i.e., 1-RM), em comparação com mulheres mais jovens (i.e., 3-4 sessões). Dias et al. (2005) investigou o impacto do processo de familiarização (no supino e em agachamentos) para avaliação da força muscular em testes de 1-RM, tendo reportado que a falta de sessões de familiarização compromete a avaliação da força muscular e que pelo menos 2 sessões de familiarização devem ser realizadas.

As diferenças entre os testes anteriormente referidos resultam em especial de erros sistemáticos, particularmente daqueles que decorrem dos efeitos da aprendizagem da tarefa motora, durante a realização dos ensaios. A este respeito, Wilson e Murphy (1996) indicam-nos que à medida que os participantes se tornam mais acostumados a executar testes isométricos o recrutamento das unidades motoras, a taxa de codificação e a sincronização das unidades motoras poderão ser alteradas através da aprendizagem refletindo-se em alterações significativas nos valores do desempenho. De acordo com Hopkins (2000) a realização dum número suficiente de ensaios de teste, é o procedimento mais simples e adequado para minimizar os efeitos da aprendizagem de forma a minimizar os erros sistemáticos nos resultados obtidos. O mesmo autor diz-nos ainda que os investigadores devem procurar utilizar testes e/ou equipamento que minimize o efeito da aprendizagem.

Da literatura publicada é clara a inexistência de um consenso quanto (Brown & Weir, 2001) ao número mínimo de sessões de familiarização a utilizar, nomeadamente, porque este valor parece depender também do tipo de teste aplicado. Por exemplo, Nugent et al. (2015) e Wilson e Murphy (1996) recomendam uma sessão de familiarização antes dos testes para

minimizar o impacto da melhoria baseada na prática. Em testes isométricos balísticos e de rampa foi aconselhado que pelo menos 3 sessões de familiarização fossem utilizadas (Wallerstein et al., 2010). Outros estudos sugerem que em testes isométricos 3 sessões são suficientes para se obter a força máxima dos participantes (Blazevich & Cannavan, 2006; Brown & Weir, 2001).

Apesar da controvérsia em relação ao número mínimo de sessões necessárias para minimizar o efeito da aprendizagem é clara a necessidade deste processo ser considerado sob pena de comprometer as conclusões dos estudos produzidos.

A familiarização na avaliação da CMVI em estudos sobre a RMA nem sempre é realizada e/ou reportada. Por exemplo, nos seguintes estudos estes procedimentos não foram descritos (Blackburn, Bell, Norcross, Hudson, & Engstrom, 2009; Coveney et al., 2001; Faria, Gabriel, Abrantes, Wood, & Moreira, 2013; Fukashiro et al., 2002; Fukashiro et al., 2001; Hunter & Spriggs, 2000). Houve contudo estudos em que os investigadores reportaram nos seus métodos que as amostras foram submetidas a pelo menos uma sessão de familiarização (Ditroilo et al., 2010; Ditroilo, Watsford, Fernandez-Pena, et al., 2011; Ditroilo et al., 2013; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2010; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, Sousa, et al., 2009; Rees, Murphy, Watsford, McLachlan, & Coutts, 2007; Walshe & Wilson, 1997; Wilson et al., 1994).

### **3.1.2 Tipo de instruções fornecidas aos participantes**

Em avaliações isométricas o modo como é transmitida a instrução afeta os resultados do teste (Bemben, Clasey, & Massey, 1990; Christ, Boileau, Slaughter, Stillman, & Cameron, 1993; Wilson & Murphy, 1996). Bemben et al. (1990) estudaram o efeito de diferentes instruções na avaliação da força máxima e na taxa de produção de força máxima durante os exercícios de prensão isométrica da mão. As instruções consideradas foram: 1) *o pico de força é para ser obtido com esforço máximo concentrado e lento*, 2) *o pico de força é para ser obtido tão forte e rápido possível*, 3) *a força deve ser realizada o mais rápido possível*. Os resultados indicaram que a instrução afeta significativamente as avaliações isométricas e que tanto os homens como as mulheres foram afetados similarmente. A primeira instrução foi aquela que produziu a menor força máxima e taxa de produção de força. A segunda instrução foi aquela que gerou maior força máxima e a terceira instrução foi aquela que evidenciou maior taxa de produção de força.

Sahaly et al. (2001) comparou, na equipa de atletismo tunisina, os efeitos da instrução *“tão forte e rápido possível”* e da instrução *“o mais rápido possível”* na força máxima voluntária isométrica e na taxa máxima de produção de força para diferentes exercícios e grupos musculares. A taxa máxima de produção de força foi significativamente maior quando medida após a instrução *“o mais rápido possível”* do que com a instrução *“tão forte e rápido possível”*. Contudo, o efeito das instruções sobre a taxa máxima de produção de força foi similar para os grupos musculares com diferentes volumes (flexores do cotovelo, uma ou ambas as pernas), representações corticais (braços e pernas) e utilizações (perna

*take-off* em comparação com a perna dianteira). Por outro lado, a força máxima voluntária isométrica foi similar para ambas as instruções, e o efeito da instrução (“*tão forte e rápido possível*”) sobre o deficit bilateral foi significativamente maior para a taxa máxima de produção de força do que para a força máxima voluntária isométrica.

Christ et al. (1993) investigou a eficácia e o efeito de dois tipos de instruções. A instrução “*tão forte e rápido possível*” e a instrução “*o mais rápido possível*” na contração máxima voluntária isométrica dos membros superiores (flexores dos dedos, extensores do polegar, e extensores e flexores do cotovelo) e inferiores (dorsiflexores do tornozelo e flexores plantares). O resultado deste estudo foi similar ao realizado por Bembem et al. (1990) tendo-se concluído que o tipo de instrução é relevante para a obtenção de dados precisos da função muscular. A instrução “*o mais rápido possível*” é recomendável quando o objetivo é a taxa máxima de produção de força e “*tão forte e rápido possível*” é aconselhável quando o objetivo é a força máxima. Verifica-se assim que o uso de instruções diferentes conduz a resultados diferentes. A escolha da instrução deve, portanto, ser adequada aos objetivos do estudo em causa.

O tipo de instrução utilizada na avaliação da CMVI, quando se realizam estudos sobre a RMA não é usualmente descrita (Blackburn, Bell, Norcross, Hudson, & Engstrom, 2009; Blackburn, Bell, Norcross, Hudson, & Kimsey, 2009; Blackburn et al., 2008; Blackburn, Padua, et al., 2004; Blackburn et al., 2006; Blackburn, Riemann, et al., 2004; Fukashiro et al., 2002; Fukashiro et al., 2001; Hunter & Spriggs, 2000). Há contudo exceções, por exemplo, na investigação de Ditroilo, Watsford, Fernandez-Pena, et al. (2011), as amostras foram sujeitas à instrução “*o mais rápido possível*” na avaliação da CMVI. Noutros casos foi utilizada a instrução “*tão forte e rápido possível*” (Ditroilo et al., 2013; Dumke et al., 2010; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2009; Faria et al., 2010; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2011; Faria et al., 2013; Watsford, Murphy, Spinks, & Walshe, 2003).

### **3.1.3 Nível de pré-tensão muscular**

Para efeitos de maior clareza considere-se abaixo o exemplo da avaliação da CMVI ao nível da articulação do tornozelo. Note-se, contudo, que o referido também é aplicável a outras articulações.

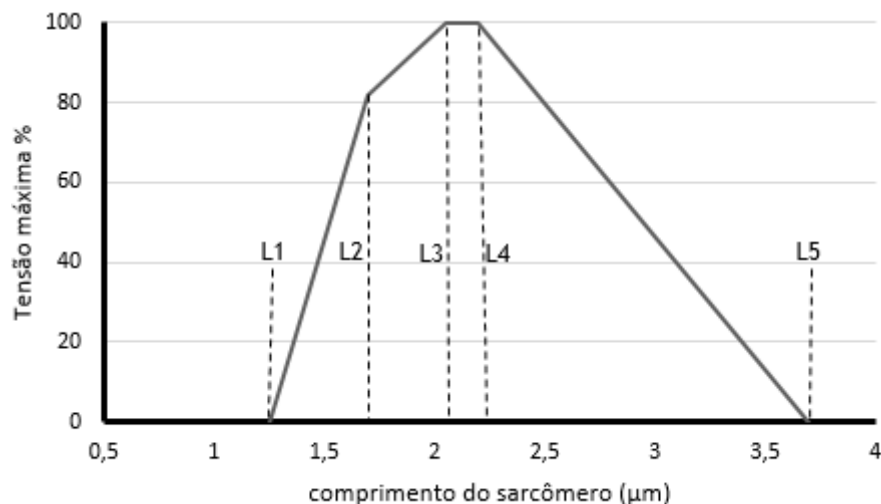
Na avaliação da CMVI do tornozelo a alavanca é apoiada sobre o joelho (Figura 1) e depois é imobilizada. Esta alavanca pode exercer pressão na zona do joelho (e tensão a nível muscular) com diferentes intensidades. Contudo não é indiferente a intensidade aplicada nos resultados obtidos. Viitasalo (1982) estudou o efeito da pré-tensão na produção de força isométrica para diferentes níveis de contração submáxima (i.e., para 0%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, e 70% da CMVI). O autor verificou que a força máxima isométrica era em média 4% inferior quando obtida através de um nível de pré-tensão preliminar diferente de 0% e que a força máxima isométrica diminuiu significativamente quando produzida com níveis de pré-tensão de 20%, 30% e 40% quando comparada com 0%. Para além do referido o autor reportou também que a taxa de produção de força isométrica decresceu à medida que o nível de pré-

tensão aumentou. Em particular a taxa de produção de força isométrica a 70% foi de apenas 22% daquela produzida a 0%. Na investigação de Viitasalo (1982) especula-se que quanto maior for a pré-tensão muscular, maior o número de unidades motoras recrutadas assim como a sua frequência de disparo, e quando a pré-tensão muscular é menor as unidades motoras lentas são recrutadas preservando as mais rápidas. A confiabilidade (entre sessão 1 e 2) e os efeitos da pré-tensão muscular na produção de força isométrica em idosos foi também avaliada por Morat e Preuß (2014). Os resultados demonstraram confiabilidade aceitável entre as duas sessões, entre 10 a 40% da pré-tensão muscular na extensão do joelho e a 40% na flexão do joelho. Tendo sido sugerido que maior pré-tensão muscular não tinha impacto no torque isométrico máximo apesar de implicar uma diminuição na taxa máxima de produção de torque isométrico (Morat & Preuß, 2014). É sugerido contudo que a avaliação muscular isométrica seja conduzida com níveis mínimos de pré-tensão muscular (Wilson & Murphy, 1996).

O nível de pré-tensão é um procedimento importante na avaliação da CMVI, no entanto, a vasta maioria dos estudos que avaliam a RMA têm ignorado ou não descrevem o nível de pré-tensão utilizado (Babic & Lenarcic, 2004; Blanpied & Smidt, 1993; Ditroilo, Watsford, Fernandez-Pena, et al., 2011; Ditroilo et al., 2013; Faria et al., 2010; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, et al., 2011; Hunter et al., 2001; Hunter & Spriggs, 2000; McLachlan et al., 2006; McNair & Stanley, 1996; Mcnair et al., 1992; Oatis, 1993; Owen, Cronin, Gill, & McNair, 2005; Shorten & Kerwin, 1987).

### **3.1.4 Posição utilizada na avaliação da CMVI e o ângulo articular**

A CMVI pode englobar uma ou várias articulações. Usualmente os trabalhos experimentais que requerem um elevado grau de controlo articular tendem a avaliar a CMVI em torno de apenas uma articulação mas estudos no âmbito desportivo e da reabilitação podem incorporar várias articulações (Wilson & Murphy, 1996). Independentemente do número de articulações consideradas é fundamental que a posição de teste solicite esforço apenas dos grupos musculares que se pretendem estudar e como tal os testes devem ser cuidadosamente selecionados para garantir este comportamento. Note-se, contudo, que mesmo sendo extremamente cuidadoso é possível solicitar apenas os grupos musculares desejados e obter resultados diferentes devido às nossas características musculotendinosas (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2014; Watkins, 2010). Considerando-se por exemplo a relação força-comprimento, é possível verificar que é na posição de repouso que o músculo é capaz de obter maior tensão, qualquer alteração deste estado (e.g. alongando ou encurtando o músculo) conduz a uma redução da força (figura 2).



**Figura 2-** Relação isométrica força-comprimento no sarcômero

Os braços da potência também se alteram com o ângulo articular refletindo-se em alterações dos torques articulares. Considera-se assim razoável que a posição em testes isométricos seja normalizada uma vez que tanto a força máxima como a taxa de produção de força podem variar significativamente através da amplitude do movimento (Doss & Karpovich, 1965; Murphy, Wilson, Pryor, & Newton, 1995), afetando a confiabilidade dos resultados (Howard, Hoit, Enoka, & Hasan, 1986). Uma vez que a capacidade de produção de força isométrica varia em função do ângulo articular (Murphy et al., 1995; Wilson & Murphy, 1996), Sale (1991) sugere que o teste isométrico seja realizado num ângulo que corresponda ao pico da força para esse grupo muscular de modo a reduzir a variabilidade associada aos pequenos erros na determinação do ângulo da articulação. Contudo a relação entre os testes isométricos e o desempenho dinâmico também deve ser considerado, em especial se a partir dos testes isométricos se pretender inferir a capacidade funcional da musculatura em atividades dinâmicas. Murphy et al. (1995) estudou a relação entre o desempenho dinâmico na tarefa supino com a execução de testes isométricos para ângulos do cotovelo de 90° e 120°. Os resultados demonstraram que quando se passava do ângulo do cotovelo de 120° para 90° o desempenho aumentava aproximadamente 100%, possivelmente devido à diferença nos padrões de recrutamento das unidades motoras usadas em diferentes posições e mudanças em propriedades mecânicas em cada uma das posições de avaliação. Estes dados levaram os autores a sugerir que o ângulo articular nos testes isométricos deve ser aquele que representa o pico de força da atividade dinâmica que se quer analisar (Murphy et al., 1995).

Marchetti et al. (2016) avaliou a ativação muscular máxima isométrica do membro inferior durante três posições diferentes da articulação do joelho (20°, 90° e 140°), no exercício de agachamento. Os resultados demonstraram que durante o agachamento isométrico, a posição da articulação do joelho a 90° apresentou maior atividade muscular para três músculos do quadríceps. A atividade dos glúteos foi significativamente maior a 20° e

90° em comparação com os 140°. O bíceps femoral e o semitendinoso mostraram ativação semelhante em todos os ângulos articulares.

O resultado de várias outras investigações (onde se incluem os testes: *isometric squats; isometric mid thigh pulls; isometric bench press; e isometric strength of isolated muscles*) sobre a relação entre testes isométricos e atividades dinâmicas também foram discutidos num artigo de revisão (Juneja, Verma, & Khanna, 2010). Nesta revisão os autores concluíram que apesar de diferentes metodologias terem sido utilizadas nos diversos estudos e existirem resultados contraditórios a maioria dos estudos parece indicar relações significativas entre a força obtida nos testes isométricos e a força alcançada nas atividades dinâmicas consideradas.

## 3.2 Oscilação Livre da perna

### 3.2.1 Influência da posição, da massa e do impulso aplicado na medição da RMA

Usualmente a RMA é obtida através da seguinte equação (McNair et al., 1992; Walshe et al., 1996):

$$k = m(4\pi^2 f^2 + \gamma^2) \quad (1)$$

onde  $k$  é a rigidez musculo-articular ( $\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ ),  $m$  é a carga suportada (kg),  $f$  é a frequência natural de oscilação ( $\text{s}^{-1}$ ) e  $\gamma$  é o coeficiente de amortecimento ( $\text{s}^{-1}$ ). Diversos estudos indicam contudo que  $\gamma$  é insignificante uma vez que contribui com menos de 1% para o valor total da rigidez, e como tal a RMA varia linearmente com a massa do sistema e exponencialmente com a frequência (Blackburn, Riemann, et al., 2004; Ditroilo et al., 2013). Neste sentido a equação 1 pode ser aproximada a:

$$k = m4\pi^2 f^2 \quad (2)$$

A frequência foi reportada como dependente das características elásticas da estrutura avaliada (Ditroilo et al., 2013), enquanto a massa do sistema resulta do somatório da massa da perna, do pé, da alavanca que é apoiada sobre o joelho e dos pesos standards colocados sobre a alavanca (Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2009).

Durante a técnica de oscilação livre da perna a unidade musculo-tendão do tríceps sural (considerando-se a articulação do tornozelo para efeitos de exemplificação) é forçada a sustentar uma contração isométrica durante aproximadamente 10 s e neste período é aplicado um impulso que perturba o sistema provocando oscilações em torno da articulação do tornozelo. Estas oscilações amortecidas são medidas e a RMA é quantificada utilizando procedimentos matemáticos (Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2009; Fukashiro et al., 2002).

Numa visão estritamente física é considerado que qualquer sistema tende a oscilar na sua frequência natural independentemente do impulso que é aplicado (Ditroilo, Watsford,

Murphy, et al., 2011). Este pressuposto levou a que a vasta maioria dos estudos realizados utilizando a técnica de oscilação livre não controlassem a magnitude do impulso aplicado (Faria et al., 2016). A este respeito foram várias as expressões utilizadas para descrever a intensidade dos impulsos aplicados. Por exemplo, Shorten (1987) refere que foi aplicado “um impulso suave”, Coveney et al. (2001) indica que foi aplicada “*uma pequena força*” enquanto outros investigadores referem-se a “*uma força aproximadamente de 100 N*” ou “*uma força entre 100 a 150 N*” (Ditroilo et al., 2010; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2009; Walshe et al., 1996). Note-se contudo que este pressuposto já tinha sido questionado no passado sob o argumento de que a atividade reflexa poderia ser influenciada pela intensidade do impulso aplicado afetando consequentemente a RMA medida (Hunter & Spriggs, 2000). Para além do referido, algumas tentativas foram realizadas para tentar minimizar o efeito da variação do impulso aplicado. Neste sentido, para aplicar o impulso foi utilizado um objeto com massa fixa de 10 kg (Dumke et al., 2010), uma bola medicinal (Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2009), uma massa de borracha (Granata et al., 2004) ou através do uso de martelo de preensão manual (Fukashiro et al., 2002; Fukashiro et al., 2001).

Recentemente Faria et al. (2016) investigaram se impulsos de diferentes intensidades poderiam afetar a medição de RMA do tríceps sural. O desenho do estudo incluiu a utilização de três impulsos (1.5, 2.3 e 3.1 N. s) e quatro cargas de diferentes magnitudes (10, 20, 30 e 40 kg). Os resultados mostraram que o nível de RMA medida é dependente da intensidade do impulso aplicado. Para além do referido à medida que a intensidade do impulso aumentou, a RMA e a frequência natural de oscilação diminuíram enquanto a amplitude do movimento, a velocidade angular e o coeficiente de amortecimento aumentaram significativamente para todas as cargas estudadas (Faria et al., 2016).

Outro aspeto importante consiste em evitar que o participante veja o impulso aplicado. A visualização deste impulso pode afetar a forma como o participante reage ao impulso aplicado afetando a RMA. Usualmente este controlo é realizado através da utilização de uma venda (Blackburn et al., 2008; Blackburn et al., 2006). Contudo nem sempre este procedimento é utilizado e/ou reportado (Ditroilo et al., 2010; Faria et al., 2010; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, Sousa, et al., 2009).

A massa do sistema também tem o potencial para influenciar a quantificação da RMA. Para além da massa dos segmentos a massa do sistema incorpora uma carga (i.e., pesos standards) que é adicionada durante a medição da RMA. Esta carga pode ser baseada num valor fixo previamente estipulado ou ser uma percentagem da contração máxima voluntária isométrica (CMVI) com o objetivo de reproduzir as cargas suportadas durante atividades funcionais específicas (Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2009; Faria et al., 2016; Fukashiro et al., 2002; Spurrs et al., 2003). Quando o desenho do estudo incorpora medidas repetidas, cargas absolutas são usualmente apropriadas contudo quando se pretende comparar a RMA entre indivíduos devem ser utilizadas cargas relativas (i.e., % da CMVI) para evitar viés devido a diferenças de força e de massa, como ocorre quando se comparam por exemplo desportistas com não desportistas ou homens com mulheres (Ditroilo et al., 2010).

Considerando, que parte da massa pode resultar de uma medição prévia da CMVI qualquer variação nesta medição irá influenciar a RMA.

Em relação à massa dos segmentos esta é composta pela massa da coxa, perna e pé. Em termos absolutos estas massas são “invariáveis” contudo na avaliação da RMA se o posicionamento dos segmentos for descurado a avaliação da rigidez pode ser alterada. Para avaliar a RMA o participante senta-se num banco que pode ter maior ou menor profundidade isso leva a que maior ou menor porção da coxa possa ser apoiada no banco. Se o investigador não controlar este parâmetro alguns participantes também se podem apoiar totalmente no banco enquanto outros apenas numa porção do banco. Quanto maior for a massa da coxa apoiada menor será a massa a contribuir para a avaliação da RMA. Para além disso quando é provocada uma oscilação em torno da articulação do tornozelo todo o membro inferior oscila, um apoio excessivo da coxa no banco pode travar a oscilação natural do sistema influenciando os dados obtidos. Aconselha-se, portanto, a controlar e a explicitar na literatura a profundidade do banco. Desconhece-se, contudo, qualquer estudo publicado que tenha controlado esta situação.

Outro detalhe importante na avaliação da rigidez é a porção do joelho na qual a alavanca se apoia. Quanto maior for a zona de suporte da alavanca no joelho maior tenderá a ser a influência da musculatura na avaliação da RMA. Indivíduos com os quadríceps bastante desenvolvidos tendem a ter a zona do joelho com muitos tecidos moles. Um excesso de tecidos moles nesta zona tem o potencial para amortecer o impulso aplicado durante a medição da oscilação livre da perna e influenciar a RMA. Apenas um estudo parece ter controlado este parâmetro durante medições da RMA (Faria et al., 2016).

O controlo do posicionamento do tronco é também essencial, um pequeno deslocamento para a frente induz um deslocamento do centro de massa para a frente e como forma de controlar este avanço maior força é exercida no pé de apoio em análise, influenciando consequentemente a avaliação da RMA. Alguns estudos da RMA referem que o tronco foi fixado (Wang, De Vito, Ditroilo, & Delahunt, 2016; Wang, De Vito, Ditroilo, Fong, & Delahunt, 2015) com cintas enquanto outros apenas indicam que foi garantido o ângulo de 90° entre a coxa e o tronco (Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, & Moreira, 2009; Faria et al., 2010; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, et al., 2011; Faria, Gabriel, Abrantes, Brás, Sousa, et al., 2009; Faria et al., 2013; Paris-Garcia, Barroso, Canas, Ribas, & Paris, 2013; Wang et al., 2016; Wang et al., 2015).

Na medição da RMA em torno da articulação do tornozelo o pé é usualmente apoiado num bloco que se encontra em cima da plataforma de forças (Figura 1). Em especial a articulação metatarso-falângica é alinhada com o bordo do bloco de modo a permitir movimentos de flexão plantar e dorsiflexão. Um desvio na posição desta articulação por falta de controlo tem o potencial para alterar (e.g. os momentos de força são alterados) a medições da rigidez e afetar os resultados, em especial quando o estudo incorpora a avaliação de medidas repetidas. Também a este nível apenas um estudo sobre a RMA parece ter controlado este parâmetro (Faria et al., 2016).

A avaliação da linha de base das forças de reação verticais permite determinar o nível inicial de ativação muscular antes do impulso ser aplicado (Faria et al., 2016). Esta linha de base é influenciada pela maioria dos parâmetros atrás descritos contudo apenas um conjunto muito restrito de estudos reportou ter controlado este parâmetro (Faria et al., 2016; Granata et al., 2004).

### 3.2.2 Influência do ângulo articular na medição da RMA

McHugh e Hogan (2004) determinaram se a rigidez articular ativa, avaliada durante contrações máximas voluntárias da extensão do joelho era afetada pelo ângulo do joelho. As amostras realizaram contrações isométricas com o joelho fletido a 30°, 50°, 70°, 90° e 110°. Entre 70° e 90° o torque da extensão do joelho foi maior comparado com os outros ângulos e o torque aos 50° foi maior do que aos 30°. O pico da rigidez articular ativa ocorreu a 70° onde a rigidez foi maior do que a 30°, 90° e 110°. Ainda, aos 70° o valor da rigidez total (i.e., ativa e passiva) foi maior do que a rigidez a 30° e 90°. Os investigadores concluíram assim que a rigidez articular ativa era dependente do ângulo de flexão do joelho.

Riemann et al. (2001) avaliaram o efeito da variação do ângulo articular do tornozelo e do joelho na rigidez passiva do complexo da articulação do tornozelo. A rigidez foi avaliada na dorsiflexão a -10° e na flexão plantar a 10°, e na posição neutra, enquanto o joelho foi posicionado a 0° e a 90°. Análises post-hoc revelaram que a rigidez foi significativamente maior com o joelho em extensão (i.e., a 0°) do que em flexão (i.e., a 90°) quer na posição neutra do tornozelo quer a -10° de dorsiflexão. Os valores da rigidez em cada posição foram significativamente maiores quando o tornozelo se encontrava em dorsiflexão. Para além do referido a rigidez foi significativamente mais elevada a -10° de dorsiflexão nos indivíduos do sexo masculino. Os resultados mostraram ainda que à medida que o tornozelo se movia para dorsiflexão, a rigidez aumentava significativamente em relação à posição anterior. Com o ângulo do joelho a 0° produziram-se valores mais elevados de rigidez nas três posições do tornozelo do que com o joelho a 90°.

Kawakami et al. (2008) avaliaram a relação entre o torque da flexão plantar passiva do tornozelo e a rigidez do gastrocnémio e do tendão de Aquiles, e suas implicações na flexibilidade. O torque da flexão plantar passiva foi medido com as amostras sentadas com o joelho estendido e com o tornozelo posicionado em 30°, 20°, 10°, 0°, -10°, -20° e -30°. Os resultados demonstraram que tanto o gastrocnémio como o tendão de Aquiles alongaram significativamente com o tornozelo em dorsiflexão a partir do qual foram determinados os índices de rigidez para o gastrocnémio e tendão de Aquiles. O torque passivo a 0°, -10°, -20° e -30° foi positivamente correlacionado com os índices de rigidez do tendão de Aquiles. O índice de rigidez do tendão, obtido separadamente a partir do alongamento do tendão durante a contração máxima isométrica, foi também correlacionado positivamente com o torque de flexão plantar passiva do tornozelo a 0°, -10°, -20° e -30°. O índice específico da rigidez do gastrocnémio foi correlacionado positivamente com o torque de flexão plantar do tornozelo a

0°, contrariamente ao índice global de rigidez. Os resultados sugerem que a extensibilidade do tendão de Aquiles está relacionada com o torque de flexão plantar do tornozelo.

## 4. Recomendações práticas

Da revisão da literatura, sobre estudos que avaliaram a RMA, identificaram-se vários procedimentos importantes a controlar e a detalhar em análises futuras, nomeadamente:

- Os participantes necessitam de estar familiarizados com os procedimentos como tal devem ser sujeitos a sessões de familiarização antes da recolha de dados e esta deve ser explicitada de forma clara.
- O tipo de instrução fornecida aos participantes durante as avaliações isométricas devem ser detalhadas e descritas na literatura;
- Um nível mínimo de pré-tensão muscular deve ser utilizado e controlado para não afetar as avaliações isométricas;
- A posição utilizada durante a avaliação da RMA deve ser controlada rigorosamente e descrita apropriadamente na literatura.
- A massa utilizada e o seu posicionamento deve ser controlada apropriadamente de modo a não afetar e nem alterar a avaliação da RMA.
- É necessário controlar e reportar a intensidade do impulso que é aplicado e o ângulo articular utilizado durante a avaliação da RMA.
- O impulso deve ser aplicado sem que os participantes o visualizem de modo a não influenciar a RMA.
- A avaliação da linha de base da força de reação vertical deve ser constantemente avaliada e controlada de forma a minimizar efeitos negativos que decorrem de aspetos como posicionamento do individuo, efeito da massa, etc.

## 5. Conclusões

São vários os aspetos metodológicos que podem afetar a quantificação da RMA medida utilizando a técnica de oscilação livre da perna. Contudo, apesar do potencial destes fatores para influenciar a avaliação da RMA a maioria dos estudos não controlam e/ou descrevem de forma detalhada os procedimentos metodológicos utilizados. Maior controlo e descrição dos procedimentos são necessários de modo a evitar e/ou minimizar alterar significativamente os resultados da RMA. Particular atenção deve ocorrer na etapa de quantificação da CMVI e na etapa da oscilação livre da perna.

## 6. Bibliografia

- Arampatzis, A., Bruggemann, G. P., & Klapsing, G. M. (2001). Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(6), 923-931. doi: 10.1097/00005768-200106000-00011
- Arampatzis, A., Bruggemann, G. P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, 32(12), 1349-1353. doi: 10.1016/s0021-9290(99)00133-5
- Babic, J., & Lenarcic, J. (2004). In vivo determination of triceps surae muscle-tendon complex viscoelastic properties. *European Journal of Applied Physiology*, 92(4-5), 477-484. doi: 10.1007/s00421-004-1107-4
- Bemben, M. G., Clasey, J. L., & Massey, B. H. (1990). The effect of the rate of muscle contraction on the force-time curve parameters of male and female subjects. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 61(1), 96-99. doi: 10.1080/02701367.1990.10607484
- Benton, M. J., Swan, P. D., & Peterson, M. D. (2009). Evaluation of multiple one repetition maximum strength trials in untrained women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(5), 1503-1507. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181b338b3
- Blackburn, J. T., Bell, D. R., Norcross, M. F., Hudson, J. D., & Engstrom, L. A. (2009). Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males and females and the influence of musculotendinous stiffness. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), e362-e369. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.08.005
- Blackburn, J. T., Bell, D. R., Norcross, M. F., Hudson, J. D., & Kimsey, M. H. (2009). Sex comparison of hamstring structural and material properties. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(1), 65-70. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.10.001
- Blackburn, J. T., Padua, D. A., & Guskiewicz, K. M. (2008). Muscle stiffness and spinal stretch reflex sensitivity in the triceps surae. *Journal of Athletic Training*, 43(1), 29-36. doi: 10.4085/1062-6050-43.1.29
- Blackburn, J. T., Padua, D. A., Riemann, B. L., & Guskiewicz, K. M. (2004). The relationships between active extensibility, and passive and active stiffness of the knee flexors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(6), 683-691. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.04.001
- Blackburn, J. T., Padua, D. A., Weinhold, P. S., & Guskiewicz, K. M. (2006). Comparison of triceps surae structural stiffness and material modulus across sex. *Clinical Biomechanics*, 21(2), 159-167. doi: S0268-0033(05)00192-0 [pii]  
10.1016/j.clinbiomech.2005.08.012

- Blackburn, J. T., Riemann, B. L., Padua, D. A., & Guskiewicz, K. M. (2004). Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *19*(1), 36-43. doi: S0268003303002146 [pii]
- Blanpied, P., & Smidt, G. L. (1993). The difference in stiffness of the active plantarflexors between young and elderly human females. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, *48*(2), M58-63. doi: 10.1093/geronj/48.2.M58
- Blazevich, A. W., & Cannavan, D. (2006). Strength Testing. In E. M. Winter (Ed.), *Sport and exercise physiology testing guidelines: The British Association of Sport and Exercise Sciences Guide - Volume II: Exercise and clinical testing* (1st ed.). (pp. 130-137). New York, NY: Routledge.
- Brown, L. E., & Weir, J. P. (2001). ASEP procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Journal of Exercise Physiology*, *4*(3), 1-21.
- Butler, R. J., Crowell III, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*, *18*(6), 511-517. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00071-8
- Christ, C. B., Boileau, R. A., Slaughter, M. H., Stillman, R. J., & Cameron, J. (1993). The Effect of Test Protocol Instructions on the Measurement of Muscle Function in Adult Women *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *18*(3), 502-510.
- Cohen-Mansfield, J., Marx, M. S., Biddison, J. R., & Guralnik, J. M. (2004). Socio-environmental exercise preferences among older adults. *Preventive Medicine*, *38*(6), 804-811. doi: 10.1016/j.ypmed.2004.01.007
- Coveney, V. A., Hunter, G. D., & Spriggs, J. (2001). Is the behaviour of the leg during oscillation linear? *Journal of Biomechanics*, *34*(6), 827-830. doi: 10.1016/S0021-9290(01)00017-3
- Derrick, T. R., Caldwell, G. E., & Hamill, J. (2000). Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. *Journal of applied biomechanics*, *16*(1), 36-51.
- Dias, R. M. R., Cyrino, E. S., Salvador, E. P., Caldeira, L. F. S., Nakamura, F. Y., Papst, R. R., . . . Gurjão, A. L. D. (2005). Influence of familiarization process on muscular strength assessment in 1-RM tests. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, *11*(1), 34-38.
- Ditroilo, M., Watsford, M., & De Vito, G. (2010). Validity and inter-day reliability of a free-oscillation test to measure knee extensor and knee flexor musculo-articular stiffness. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *21*(3), 492-498. doi: DOI: 10.1016/j.jelekin.2010.11.004
- Ditroilo, M., Watsford, M., Fernandez-Pena, E., D'Amen, G., Lucertini, F., & De Vito, G. (2011). Effects of fatigue on muscle stiffness and intermittent sprinting during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *43*(5), 837-845. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182012261

- Ditroilo, M., Watsford, M., Murphy, A., & De Vito, G. (2011). Assessing musculo-articular stiffness using free oscillations theory, measurement and analysis. *Sports Medicine*, 41(12), 1019-1032. doi: 10.2165/11591470-000000000-00000
- Ditroilo, M., Watsford, M., Murphy, A., & De Vito, G. (2013). Sources of variability in musculo-articular stiffness measurement. *PLoS One*, 8(5), e63719. doi: 10.1371/journal.pone.0063719
- Doss, W. S., & Karpovich, P. V. (1965). A comparison of concentric, eccentric, and isometric strength of elbow flexors. *Journal of Applied Physiology*, 20(2), 351-353.
- Dumke, C. L., Pfaffenroth, C. M., McBride, J. M., & McCauley, G. O. (2010). Relationship Between Muscle Strength, Power and Stiffness and Running Economy in Trained Male Runners. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(2), 249-261.
- Edwards, W. T. (2007). Effect of joint stiffness on standing stability. *Gait & Posture*, 25(3), 432-439. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.009
- Faria, A., Gabriel, R., Abrantes, J., Brás, R., & Moreira, H. (2009). Triceps-surae musculotendinous stiffness: relative differences between obese and non-obese postmenopausal women. *Clinical Biomechanics*, 24(10), 866-871. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.07.015
- Faria, A., Gabriel, R., Abrantes, J., Brás, R., & Moreira, H. (2010). The relationship of body mass index, age and triceps-surae musculotendinous stiffness with the foot arch structure of postmenopausal women. *Clinical Biomechanics*, 25(6), 588-593. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.02.014
- Faria, A., Gabriel, R., Abrantes, J., Brás, R., & Moreira, H. (2011). Biomechanical properties of the triceps surae muscle-tendon unit in young and postmenopausal women. *Clinical Biomechanics*, 26(5), 523-528. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.12.011
- Faria, A., Gabriel, R., Abrantes, J., Brás, R., Sousa, M., & Moreira, H. (2009). Ankle stiffness in postmenopausal women: influence of hormone therapy and menopause nature. *Climacteric*, 13(3), 265-270. doi: 10.3109/13697130903437896
- Faria, A., Gabriel, R., Abrantes, J., Moreira, H., Wood, P., & Camacho, T. (2011). The relationship between muscle-tendon unit stiffness, joint stability and posture, the risk of injury, performance, resonance and energy expenditure. In A. M. Wright & S. P. Rothenberg (Eds.), *Posture: Types, Assessment and Control* (1st ed., pp. 137-154): Nova Science Publishers, Inc.
- Faria, A., Gabriel, R., Abrantes, J., Wood, P., & Moreira, H. (2013). Mechanical properties of the triceps surae: Differences between football and non-football players. *Journal of Sports Sciences*, 31(14), 1559-1567. doi: 10.1080/02640414.2013.789919
- Faria, A., Gabriel, R., Moreira, H., Brás, R., & Ditroilo, M. (2016). Musculo-articular stiffness is affected by the magnitude of the impulse applied when assessed with the free-oscillation technique. *Journal of Biomechanics*, 49(2), 155-160. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.11.020

- Fukashiro, S., Abe, T., Shibayama, A., & Brechue, W. F. (2002). Comparison of viscoelastic characteristics in triceps surae between Black and White athletes. *Acta Physiologica Scandinavica*, 175(3), 183-187. doi: 10.1046/j.1365-201X.2002.00985.x
- Fukashiro, S., Noda, M., & Shibayama, A. (2001). In vivo determination of muscle viscoelasticity in the human leg. *Acta Physiologica Scandinavica*, 172(4), 241-248. doi: 10.1046/j.1365-201x.2001.00866.x
- Granata, K. P., Padua, D. A., & Wilson, S. E. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 127-135. doi: S1050641102000032 [pii]
- Granata, K. P., Wilson, S. E., Massimini, A. K., & Gabriel, R. (2004). Active stiffness of the ankle in response to inertial and elastic loads. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(5), 599-609. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.03.005
- Granata, K. P., Wilson, S. E., & Padua, D. A. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I. Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 119-126. doi: S1050641102000020 [pii]
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15. doi: 10.2165/00007256-200030010-00001
- Howard, J. D., Hoit, J. D., Enoka, R. M., & Hasan, Z. (1986). Relative activation of two human elbow flexors under isometric conditions: a cautionary note concerning flexor equivalence. *Experimental brain research*, 62(1), 199-202. doi: 10.1007/BF00237416
- Hunter, D. G., Coveney, V., & Spriggs, J. (2001). Investigation into the effect of static stretching on the active stiffness and damping characteristics of the ankle joint plantar flexors. *Physical Therapy in Sport*, 2(1), 15-22. doi: 10.1054/ptsp.2000.0040
- Hunter, D. G., & Spriggs, J. (2000). Investigation into the relationship between the passive flexibility and active stiffness of the ankle plantar-flexor muscles. *Clinical Biomechanics*, 15(8), 600-606. doi: 10.1016/S0268-0033(00)00017-6
- Isabelle, M., Sylvie, Q.-B., & Chantal, P. (2003). Electromechanical assessment of ankle stability. *European Journal of Applied Physiology*, 88(6), 558-564.
- Juneja, H., Verma, S. K., & Khanna, G. L. (2010). Isometric strength and its relationship to dynamic performance: a systematic review. *Journal of exercise science and physiotherapy*, 6(2), 60-69.
- Kawakami, Y., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2008). The relationship between passive ankle plantar flexion joint torque and gastrocnemius muscle and Achilles tendon stiffness: Implications for flexibility. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(5), 269-276. doi: 10.2519/jospt.2008.2632
- Kuitunen, S., Komi, P. V., & Kyrolainen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(1), 166-173. doi: 10.1097/00005768-200201000-00025

- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Science*, 12(6), 653-692. doi: 10.1016/0167-9457(93)90010-m
- Marchetti, P. H., Jarbas da Silva, J., Jon Schoenfeld, B., Nardi, P. S. M., Pecoraro, S. L., D'Andréa Greve, J. M., & Hartigan, E. (2016). Muscle Activation Differs between Three Different Knee Joint-Angle Positions during a Maximal Isometric Back Squat Exercise. *Journal of Sports Medicine*, 2016. doi: 10.1155/2016/3846123
- McHugh, M. P., & Hogan, D. E. (2004). Effect of knee flexion angle on active joint stiffness. *Acta Physiologica Scandinavica*, 180(3), 249-254. doi: 10.1046/j.0001-6772.2003.01240.x
- McLachlan, K. A., Murphy, A. J., Watsford, M. L., & Rees, S. (2006). The interday reliability of leg and ankle musculotendinous stiffness measures. *Journal of applied biomechanics*, 22(4), 296-304.
- McNair, P. J., & Stanley, S. N. (1996). Effect of passive stretching and jogging on the series elastic muscle stiffness and range of motion of the ankle joint. *British Journal of Sports Medicine*, 30(4), 313-317. doi: 10.1136/bjism.30.4.313
- McNair, P. J., Wood, G. A., & Marshall, R. N. (1992). Stiffness of the Hamstring Muscles and Its Relationship to Function in Anterior Cruciate Ligament Deficient Individuals. *Clinical Biomechanics*, 7(3), 131-137. doi: 10.1016/0268-0033(92)90027-2
- Morat, T., & Preuß, P. (2014). Reliability and effects of muscular pretension on isometric strength of older adults. *European Review of Aging and Physical Activity*, 11(1), 69-76. doi: 10.1007/s11556-013-0131-y
- Morgan, D. L. (1977). Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *American Journal of Physiology*, 232(1), C45-C49.
- Murphy, A. J., Watsford, M. L., Coutts, A. J., & Pine, M. J. (2003). Reliability of a test of musculotendinous stiffness for the triceps-surae. *Physical Therapy in Sport*, 4(4), 175-181. doi: 10.1016/s1466-853x(03)00077-4
- Murphy, A. J., Wilson, G., Pryor, J. F., & Newton, R. U. (1995). Isometric Assessment of Muscular Function: The Effect of Joint Angle. *Journal of applied biomechanics*, 11(2), 205-215.
- Nugent, E. P., Snodgrass, S. J., & Callister, R. (2015). The effect of velocity and familiarisation on the reproducibility of isokinetic dynamometry. *Isokinetics and Exercise Science*, 23(3), 205-214. doi: 10.3233/ies-150582
- Oatis, C. A. (1993). The use of a mechanical model to describe the stiffness and damping characteristics of the knee joint in healthy adults. *Physical Therapy*, 73(11), 740-749.
- Owen, G., Cronin, J., Gill, N., & McNair, P. (2005). Knee extensor stiffness and functional performance. *Physical Therapy in Sport*, 6(1), 38-44. doi: 10.1016/j.ptsp.2004.11.003
- Paris-Garcia, F., Barroso, A., Canas, J., Ribas, J., & Paris, F. (2013). A critical study on the experimental determination of stiffness and viscosity of the human triceps surae by free vibration methods. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part*

- H, *Journal of engineering in medicine*, 227(9), 935-954. doi: 10.1177/0954411913487851
- Pekünlü, E., & Özsu, I. (2014). Avoiding Systematic Errors in Isometric Squat-Related Studies without Pre-Familiarization by Using Sufficient Numbers of Trials. *Journal of Human Kinetics*, 42(1), 201-213. doi: 10.2478/hukin-2014-0074
- Ploutz-Snyder, L. L., & Giamis, E. L. (2001). Orientation and familiarization to IRM strength testing in old and young women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(4), 519-523.
- Pruyn, E. C., Watsford, M. L., & Murphy, A. J. (2015). Validity and reliability of three methods of stiffness assessment. *Journal of Sport and Health Science*. doi: 10.1016/j.jshs.2015.12.001
- Rack, P. M. H., & Westbury, D. R. (1984). Elastic properties of the cat soleus tendon and their functional importance. *Journal of Physiology-London*, 347(FEB), 479-495. doi: 10.1113/jphysiol.1984.sp015077
- Rees, S. S., Murphy, A. J., Watsford, M. L., McLachlan, K. A., & Coutts, A. J. (2007). Effects of proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on stiffness and force-producing characteristics of the ankle in active women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(2), 572-577. doi: 10.1519/R-20175.1
- Riemann, B. L., DeMont, R. G., Ryu, K., & Lephart, S. M. (2001). The effects of sex, joint angle, and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness. *Journal of Athletic Training*, 36(4), 369-376.
- Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2014). *Research methods in biomechanics* (2nd ed.): Human Kinetics.
- Sahaly, R., Vandewalle, H., Driss, T., & Monod, H. (2001). Maximal voluntary force and rate of force development in humans - importance of instruction. *European Journal of Applied Physiology*, 85(3-4), 345-350. doi: 10.1007/s004210100451
- Sale, D. G. (1991). Testing strength and power. In J. D. MacDougall, H. A. Wenger & H. J. Green (Eds.), *Physiological testing of the high-performance athlete* (pp. 21-103): Champaign, IL: Human Kinetics.
- Shorten, M. R. (1987). Muscle elasticity and human performance. *Medicine and Sport Science*, 25, 1-18. doi: 10.1159/000414393
- Shorten, M. R., & Kerwin, D. G. (1987). In-vivo elasticity of the human soleus muscle. In G. Bergmann, R. Kölbel & A. Rohlmann (Eds.), *Biomechanics: Basic and Applied Research* (pp. 619 - 624). Dordrecht: Martinus Nijhoff Publishers.
- Spurrs, R. W., Murphy, A. J., & Watsford, M. L. (2003). The effect of plyometric training on distance running performance. *European Journal of Applied Physiology*, 89(1), 1-7. doi: 10.1007/s00421-002-0741-y
- Viitasalo, J. T. (1982). Effects of pretension on isometric force production. *International Journal of Sports Medicine*, 3(3), 149-152. doi: 10.1055/s-2008-1026079

- Wallerstein, L. F., Barroso, R., Tricoli, V., Mello, M. T., & Ugrinowitsch, C. (2010). The Influence of Familiarization Sessions on the Stability of Ramp and Ballistic Isometric Torque in Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 18(4), 390-400.
- Walshe, A. D., & Wilson, G. J. (1997). The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Canadian journal of applied physiology*, 22(2), 117-132. doi: 10.1139/h97-010
- Walshe, A. D., Wilson, G. J., & Murphy, A. J. (1996). The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 73(3-4), 332-339. doi: 10.1007/bf02425495
- Wang, D., De Vito, G., Ditroilo, M., & Delahunt, E. (2016). Effect of sex and fatigue on muscle stiffness and musculoarticular stiffness of the knee joint in a young active population. *Journal of Sports Sciences*, 1-10. doi: 10.1080/02640414.2016.1225973
- Wang, D., De Vito, G., Ditroilo, M., Fong, D. T. P., & Delahunt, E. (2015). A comparison of muscle stiffness and musculoarticular stiffness of the knee joint in young athletic males and females. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(3), 495-500. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.03.003
- Watkins, J. (2010). *Structure and function of the musculoskeletal system* (2nd ed.): Human Kinetics
- Watsford, M. L., Murphy, A. J., Spinks, W. L., & Walshe, A. D. (2003). Creatine supplementation and its effect on musculotendinous stiffness and performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(1), 26-33. doi: 10.1519/1533-4287(2003)017<0026:CSAIEO>2.0.CO;2
- Wilson, G. J., & Murphy, A. J. (1996). The use of isometric tests of muscular function in athletic assessment. *Sports Medicine*, 22(1), 19-37. doi: 10.2165/00007256-199622010-00003
- Wilson, G. J., Murphy, A. J., & Pryor, J. F. (1994). Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *Journal of Applied Physiology*, 76(6), 14-19.
- Wilson, G. J., Wood, G. A., & Elliott, B. C. (1991a). Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity. *Journal of Applied Physiology*, 70(2), 825-833.
- Wilson, G. J., Wood, G. A., & Elliott, B. C. (1991b). The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *International Journal of Sports Medicine*, 12(4), 403-407. doi: 10.1055/s-2007-1024702
- Winter, D. A., Patla, A. E., Rietdyk, S., & Ishac, M. G. (2001). Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 85(6), 2630-2633.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of human motion* (1st ed.): Human Kinetics.