



UNIVERSIDADE TÉCNICA DE LISBOA
FACULDADE DE MOTRICIDADE HUMANA



Influência da intensidade e volume de alongamento na flexibilidade de extensão passiva da perna

Dissertação elaborada com vista á obtenção do Grau de Mestre em Treino de Alto
Rendimento

Orientador: Professor Doutor Pedro Mil-Homens

Júri:

Presidente:

Professor Doutor Pedro Luís Camecelha de Pezarat Correia

Vogais:

Professor Doutor Pedro Victor Mil-Homens Ferreira Santos

Professor Doutor Augusto Gil Brites de Andrade Pascoal

Daniel Alberto Vilarinho Cunha Barbosa

2013

AGRADECIMENTOS

A elaboração de uma tese de mestrado resulta não só do trabalho individual do seu autor. Diversas pessoas contribuíram para a realização deste estudo, pelo que a todas elas exprimo o meu reconhecimento. Porém, não quero deixar de agradecer a algumas delas em particular.

Ao Professor Doutor Pedro Mil-Homens que orientou o trabalho de investigação. Foi um prazer estar perto de alguém com tanta experiência e tão vasto conhecimento.

Ao Professor Sandro Freitas, que incentivou a realização deste projeto de investigação desde a primeira hora. Pela sua total disponibilidade, paciência inesgotável, conhecimento na área e motivação.

À Mestre Maria João Valamatos, Professor Doutor Pedro Pezarat Correia, Professora Doutora Paula Bruno e ao João Vaz pela sua envolvimento em ocasiões distintas ao longo deste trabalho.

Aos sujeitos que se voluntariaram para o estudo porque sem eles este trabalho não seria possível.

Ao Ricardo Andrade, por todos os desafios que partilhamos ao longo deste projeto.

Ao Carlos Crasto, por ter-se mostrado sempre disponível.

Ao Kiko, Pedro e Paulo, por serem uma motivação adicional nas viagens à capital.

À Ana, por segurar todos os dias a mão que escreveu esta mensagem.

À minha mãe, por todo o amor.

A alguém que infelizmente já não pode ler esta mensagem mas que sem ele não seria possível escrevê-la. Obrigado Tio!

RESUMO

Problema: A curva 'momento-ângulo' é uma medida considerada no âmbito das respostas fisiológicas ao alongamento e tem sido usada no estudo do perfil qualitativo de extensão passiva da perna. Contudo, não é claro quais os valores de volume e intensidade que poderão influenciar essa relação.

Objectivos: 1) Analisar em que medida a intensidade e duração do alongamento afectam a relação 'momento-ângulo'; 2) Determinar qual dos protocolos de alongamento tem maior impacto agudo na curva 'momento-ângulo' de extensão passiva da perna.

Métodos: Dezassete sujeitos executaram três protocolos de alongamento com diferentes intensidades: momento máximo tolerado (PCI), setenta e cinco e cinquenta por cento do momento máximo (P75 e P50, respectivamente). Foram realizadas cinco repetições com uma duração de 90, 135 e 180 segundos para o PCI, P75 e P50, respectivamente. A curva 'momento-ângulo', a atividade electromiográfica e a percepção da intensidade de alongamento foram medidos ao longo do teste.

Resultados: No protocolo PCI, a amplitude articular (AA) máxima e o momento máximo foram significativamente maiores após a intervenção. Tendo em conta uma AA comum a todos os sujeitos, observou-se uma diminuição significativa no momento passivo nos 3 protocolos ($24,90 \pm 3,74$ vs $20,80 \pm 3,32$ no P50; $24,57 \pm 4,88$ vs $21,10 \pm 4,02$ no P75; e $24,30 \pm 5,5$ vs $20,48 \pm 4,46$ N.m no PCI; para pré e pós, respectivamente). As respostas da curva 'momento-ângulo' foram distintas em cada condição experimental. Para AA superiores, o PCI apresentou uma maior diminuição de momento passivo comparativamente com os restantes protocolos. No P75 e P50, as maiores respostas ao alongamento ocorreram em AA intermédias.

Conclusões: As respostas na curva 'momento-ângulo' dependem da intensidade e duração do alongamento. À medida que a intensidade aumenta, verifica-se um aumento da amplitude articular e momento máximo atingido. Sugere-se: 1) Para ganhos de amplitude articular, a intensidade do alongamento deve ser máxima; 2) Tendo em vista a alteração da curva 'momento-ângulo', a intensidade do alongamento deve ser manipulada e adequada ao objectivo pretendido.

Palavras Chave: Joelho, alongamento, intensidade, volume, momento, ângulo.

ABSTRACT

Purpose: Torque-angle curve is the most considered measure to infer about flexibility physiological responses and adaptations, and has been used for knee passive extension assessment. However, it is not clear how stretching volume and intensity influence the nature and shape of torque-angle curve.

Objectives: 1) Analyze how different stretching duration and intensity affect the shape of torque-angle curve; 2) Determine which stretching protocol influences the maximal torque-angle curve outcomes.

Method: Seventeen subjects executed three experimental stretching conditions in a knee passive extension protocol, with different intensities: maximal joint torque tolerated (PCI), seventy-five percent of peak torque (P75), and fifty percent of peak torque (P50). Five repetitions were performed with a stretching duration of 90s, 135s, and 180s, for PCI, P75, and P50, respectively. Torque-angle, EMG of muscles involved, and perception of stretching intensity were measured during the tests.

Results: The PCI protocol achieved the highest knee angle and peak torque after the intervention. A significant decrease in passive torque for sub-maximal angles was observed in all protocols ($24,90 \pm 3,74$ vs. $20,80 \pm 3,32$ at P50; $24,57 \pm 4,88$ vs. $21,10 \pm 4,02$ at P75, and $24,30 \pm 5,5$ vs. $20,48 \pm 4,46$ Nm at PCI, for pre and post, respectively). Torque-angle curve was altered in a different manner for each protocol. For the highest knee angle, the PCI demonstrated the higher decrease of torque, compared to other protocols. For the P75 and P50 protocols, the highest torque decrease occurred at intermediate angles.

Conclusion: Torque-angle curve responses depend on stretching intensity and duration. As long the intensity increase, a highest joint angle and peak torque tolerated is obtained. Thus, it is suggested: 1) for acute joint angle gains, stretching intensity should be maximal; 2) for torque-angle curve alteration, stretching intensity should be manipulated in a appropriable manner.

Keywords: Knee, stretching, intensity, volume, torque, angle.

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	3
RESUMO	4
ABSTRACT	5
ÍNDICE	6
ÍNDICE DE FIGURAS E TABELAS	8
Figuras:	8
Tabelas:	9
LISTA DE ABREVIATURAS	10
INTRODUÇÃO	12
REVISÃO DA LITERATURA	14
Avaliação qualitativa da flexibilidade	14
Adaptações agudas ao alongamento	15
Intensidade e volume do alongamento	17
Planeamento do treino de flexibilidade	24
METODOLOGIA	26
Tipo de estudo	26
Amostra	26
Critérios de inclusão e exclusão	26
Variáveis e instrumentos de avaliação	26
Procedimentos	33
RESULTADOS	36
Condição experimental	36
Respostas ao alongamento ao longo das 5 repetições	37
Adaptações agudas após o protocolo de alongamento	40
DISCUSSÃO	44
Condição experimental	44
Respostas ao alongamento ao longo das 5 repetições	45
Adaptações agudas após o protocolo de alongamento	46
Limitações	48

CONCLUSÃO	49
BIBLIOGRAFIA	50
ANEXOS	55
APÊNDICE 1 – Consentimento Informado.....	56

ÍNDICE DE FIGURAS E TABELAS

Figuras:

Figura 1. Gráfico da curva 'momento-ângulo' (valores de momento apresentados para cada decil, relativo à amplitude articular máxima). Valores de um sujeito da amostra do presente estudo.	15
Figura 2. Representação gráfica da relação 'momento-ângulo' durante a fase dinâmica e estática do alongamento nos 3 protocolos utilizados no presente estudo.	17
Figura 3. Representação esquemática do aparelho ligado ao dinamómetro destinado a mover passivamente a perna com um sistema de esferas deslizantes de modo a acomodar o braço de alavanca às variações de comprimento ao longo da extensão da perna.....	27
Figura 4. Posição inicial do sujeito	28
Figura 5. Imagem da posição final da fase dinâmica/início da fase estática	30
Figura 6. Representação esquemática do procedimento experimental	35
Figura 7. Comportamento do Momento máximo, AA máxima, ADC e EVA ao longo das 5 repetições nos 3 protocolos.....	38
Figura 8. Amplitude do RSV ao longo das 5 repetições (em termos absolutos (A) e relativos (B)	39
Figura 9. Diferenças nas respostas agudas (AA máxima, momento máximo, ADC e EVA) entre protocolos	41
Figura 10. Relação 'momento-ângulo' durante a fase dinâmica do alongamento das repetições realizadas antes e após cada um dos protocolos de alongamentos (A. P50, B. P75 e C. PCI).....	41
Figura 11. Relação 'momento-ângulo' durante a fase dinâmica do alongamento das repetições realizadas antes e após os protocolos de alongamentos. Média da primeira repetição de cada protocolo (Pre) com as R6.1 de cada um dos protocolos de alongamento.....	42

Figura 12. A. Diferenças da relação 'momento-ângulo' durante a fase dinâmica do alongamento das repetições realizadas antes e após os protocolos de alongamentos. B. Média das diferenças.....	43
--	----

Tabelas:

Tabela 1 - Duração e intensidade de alongamento de diferentes protocolos.....	23
Tabela 2. Dados do momento sub-máximo, AA máxima, momento máximo, ADC, aperto da coxa, AA coxa e AA tíbio-társica da primeira repetição.	36
Tabela 3. Dados do momento passivo sub-máximo da repetição pré-teste (R0) e a primeira repetição de cada protocolo (R1).....	37
Tabela 4. AA máxima ao longo das 5 repetições de alongamento nos protocolos sub-máximos.....	37
Tabela 5. Amplitude do RSV (%) média ao longo das 5 repetições e no final da fase estática da R1.....	40
Tabela 6. Alteração torque (%) em relação aos percentis 40, 60 80 e 100.....	42

LISTA DE ABREVIATURAS

AA – Amplitude Articular

ADC – Área debaixo da curva

AKE – Active Knee Extension (Extensão Ativa do Joelho)

CVM – Contração Voluntária Máxima

DOMS – Delayed onset muscle soreness (Dores musculares tardias produzidas pelo exercício)

EMG – Electromiografia

EVA – Escala Visual Analógica

F_{Aperto} - Força de aperto da coxa

ISAK - *International Society for the Advancement of Kinanthropometry*

PCI – Protocolo com intensidade máxima e duração de 90 segundos por repetição

P50 – Protocolo a 50% de intensidade e com uma duração de 180 segundos por repetição

P75 – Protocolo a 75% de intensidade e com uma duração de 135 segundos por repetição

ROM – Range of Movement (Amplitude de movimento)

RSV – Relaxamento do Stress Viscoelástico

SENIAM - *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*

ST_{EMG} - Atividade eléctrica do músculo semitendinoso

TP – Tensão Passiva

UMT – Unidade Músculo-Tendinosa

VM_{EMG} - Atividade eléctrica do músculo vasto medial

W_{LFD} - Peso do *leg-foot-device*

α_{Anca} - Amplitude articular do Anca

α_{Joelho} - Amplitude articular do Joelho

$\alpha_{\text{Tornozelo}}$ - Amplitude articular do Tornozelo

INTRODUÇÃO

A flexibilidade é apontada como uma componente essencial no contexto físico-desportivo (McNeal & Sands, 2006). No treino desta qualidade física, o alongamento estático é o método mais comumente utilizado (Bandy & Irion, 1994; Bandy et al., 1997; Chan et al., 2001). O treino de flexibilidade tem efeitos benéficos em vários níveis nomeadamente no âmbito da prevenção de lesões (Dadebo et al., 2004), na proteção contra a manifestação de dores musculares tardias produzidas pelo exercício (DOMS) (McHugh et al., 1999) e no encurtamento do tempo de recuperação após lesão (ACSM, 2006). Por outro lado, quando esta componente não é treinada, aumenta o risco de ocorrência de lesões (citado em Walter et al., 1996). Pope et al. (1998) referem que baixos níveis de flexibilidade estão associados a um risco de lesão duas vezes e meio superior quando comparados com níveis normais de flexibilidade, e oito vezes maior quando comparados com níveis de flexibilidade elevados.

No estudo da flexibilidade, a quantificação da AA máxima obtida pelo sujeito é um modo frequentemente utilizado. No entanto, devido ao facto de os níveis de flexibilidade dependerem maioritariamente da resistência ao alongamento, esta poderá ter uma abordagem de índole qualitativa realizada através da medição da relação 'momento-ângulo' de um dado complexo articular, num modo passivo (Freitas, 2010). Esta medição permite estimar a rigidez dos tecidos, (*i.e. stiffness*). O *stiffness* da unidade músculo-tendinosa (UMT) é definido como a resistência oferecida pelos tecidos ao alongamento e a sua determinação tem sido considerada por vários autores no estudo da flexibilidade (McNair et al., 2001; Gadjosik, 1991; McHugh et al., 1996).

McNair e Stanley (1996) referem que a probabilidade de ocorrência de lesão num músculo com menor *stiffness* será inferior, na medida em que terá maior extensibilidade, o que lhe permitirá uma maior absorção de energia em resposta às forças aplicadas. Segundo Ryan et al. (2008), os alongamentos passivos são frequentemente utilizados com o objectivo de diminuir o risco de lesão através da diminuição do *stiffness* da UMT. Em teoria, para o mesmo valor absoluto de AA verifica-se uma diminuição dos valores de tensão passiva (TP) da UMT que se irá traduzir num menor valor do *stiffness* da UMT, o que se poderá traduzir numa maior capacidade de resistência à lesão dentro da amplitude de movimento normal.

Considerando os pressupostos anteriormente anunciados, torna-se importante estudar as variáveis de treino que poderão condicionar os valores da relação 'momento-ângulo'. Atualmente, o treino de flexibilidade segundo o método estático envolve a execução de um exercício com uma grande variabilidade no que diz respeito tanto à duração como à intensidade do alongamento, não existindo consenso na combinação mais apropriada da técnica (Walter et al., 1996). A devida adequação do volume e intensidade de treino é crucial para garantir a obtenção de resultados em termos de flexibilidade.

De acordo com a problemática identificada, pretende-se verificar a influência da intensidade e duração do alongamento no perfil qualitativo da extensão passiva da perna em sujeitos assintomáticos e com défice de flexibilidade.

Partindo da premissa que a prática de alongamentos com determinada intensidade e volume permite diminuir o *stiffness* da UMT em certo grau, este estudo teve como principal objectivo responder às questões: 1) Quais os valores de flexibilidade qualitativa, expressos na relação 'momento-ângulo', dos músculos flexores da perna, numa amostra de sujeitos assintomáticos e com défice de flexibilidade durante e após a aplicação de três protocolos com diferentes volumes e intensidades de alongamento? 2) Qual das variáveis volume ou duração tem maior impacto agudo na alteração da relação 'momento-ângulo' do joelho na extensão passiva da perna?

REVISÃO DA LITERATURA

Avaliação qualitativa da flexibilidade

A flexibilidade é considerada a capacidade que o sujeito apresenta de variar a AA de uma ou mais articulações (McNeal & Sands, 2006). O alongamento é definido como o aumento do comprimento dos tecidos implícitos nesse ato (Freitas, 2010). Devido ao facto de os níveis de flexibilidade dependerem maioritariamente da resistência ao alongamento, a sua avaliação poderá ter uma abordagem de índole qualitativa através da quantificação do *stiffness* passivo (Freitas, 2010). O *stiffness* da UMT pode ser definido como a resistência oferecida pelos tecidos ao alongamento, ou seja, é a TP desenvolvida pela deformabilidade de um tecido, sendo um indicador global da deformação e das propriedades mecânicas dos tecidos alongados (McNair et al, 2001; Freitas, 2010). No caso dos membros inferiores, vários autores têm optado por uma abordagem qualitativa em detrimento de avaliações estáticas (McNair et al., 2001; Gadjosik, 1991; McHugh et al., 1996).

Este é um modo não-invasivo de obter informação sobre as propriedades mecânicas da UMT. A relação 'momento-ângulo' é estabelecida entre a resistência oferecida ao alongamento sem a presença de atividade contráctil (momento passivo) e a respectiva AA durante o deslocamento articular passivo (Aquino et al., 2006; Gadjosik, 1991; McHugh et al., 1996; Nordez et al., 2010). É de realçar que a velocidade de deslocamento angular deverá ser lenta (3-5° por segundo) de forma a minimizar o reflexo de estiramento. Em muitos estudos, a condição passiva do teste é comprovada, com valores de electromiografia (EMG) inferiores a 1% da contração voluntária máxima (CVM) (Kubo et al., 2001; McNair et al., 2001; Ryan et al., 2008).

A metodologia de avaliação qualitativa no modo passivo pressupõe que o comprimento dos tecidos que atravessam uma determinada articulação aumenta de acordo com o aumento da AA, baseando-se no pressuposto de que a maior ou menor resistência ao alongamento num determinado valor de AA é indicador do maior ou menor grau de extensibilidade dos tecidos. Esta forma de avaliação supõe que a AA passiva máxima seja um indicador do maior grau fisiológico de extensibilidade dos tecidos alongados. Posto isto, o *stiffness* passivo é calculado pela razão entre a resistência oferecida ao alongamento e o respectivo grau de extensibilidade do tecido, ou seja, é o declive da tangente a um determinado ponto da curva 'momento-ângulo'

(Freitas, 2010). Durante a fase dinâmica, a função matemática resultante da relação entre a resistência provinda dos tecidos alongados e a respectiva AA apresenta uma resposta com carácter exponencial, ou seja, perto das AA máximas, os incrementos da resistência são muito grandes em função de pequenas variações da AA (Figura 1).

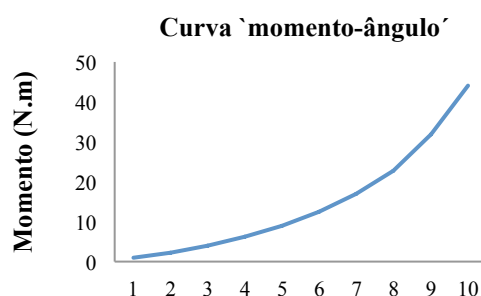


Figura 1. Gráfico da curva 'momento-ângulo' (valores de momento apresentados para cada decil, relativo à amplitude articular máxima). Valores de um sujeito da amostra do presente estudo.

Adaptações agudas ao alongamento

A nível agudo, a prática de alongamentos estáticos induz determinadas alterações estruturais e nervosas que conduzem a uma diminuição da resistência oferecida ao alongamento para a mesma AA que pode, ou não, ser acompanhada de um aumento da AA (Freitas, 2010; American College of Sports Medicine, 2006). Neste sentido, segundo alguns autores, a prática de alongamentos tem como principal objectivo diminuir o *stiffness* da UMT (Nakamura et al., 2011; Ryan et al., 2009; Gajdosik, 1991). Pressupostos clínicos sugerem que a relação 'momento-ângulo' está relacionada de maneira inversa com a flexibilidade (Aquino et al., 2006). Em geral, verifica-se que para uma dada AA sujeitos que apresentem menores níveis de flexibilidade apresentam uma maior resistência ao alongamento comparativamente a sujeitos com níveis de flexibilidade superiores (McHugh et al., 1996; Blazevich et al., 2012).

É importante referir que, durante o alongamento, a extensibilidade da UMT não é linear e está condicionada pelos seus constituintes. Os efeitos agudos do alongamento segundo o método estático tendem a afectar mais as propriedades da componente muscular e não tanto a componente do tendão (Abellaneda et al., 2009; Morse et al., 2008). Em concordância, vários estudos demonstram que, após a prática de

alongamento passivo para os flexores plantares, se verifica uma diminuição da TP da UMT e do músculo após o alongamento, não sendo encontradas alterações na TP do tendão podendo-se afirmar que esta diminuição da TP da UMT está relacionada com a diminuição da TP encontrada no músculo (Kubo et al., 2002; Nakamura et al., 2011).

No que diz respeito às adaptações estruturais e nervosas ao alongamento, os mecanismos que explicam a diminuição do *stiffness* passivo da UMT não estão totalmente esclarecidos. Durante a fase dinâmica e a fase estática de um alongamento executado passivamente através de um movimento lento são várias as alterações passíveis de se verificar e esta diminuição não pode ser explicada apenas por um factor. Para além disso, essas adaptações poderão ser distintas em indivíduos com diferentes níveis de flexibilidade. Neste sentido, um estudo realizado por Blazevich et al. refere que comparando sujeitos com diferentes níveis de flexibilidade, ao longo de uma repetição dinâmica de um alongamento passivo para os flexores plantares, a resposta muscular e neural ao alongamento é também diferente (Blazevich et al., 2012).

Para McHugh et al. (1996) a diminuição do *stiffness* está relacionada com a capacidade viscoelástica do músculo. Este fenómeno é chamado de relaxamento do stress visco-elástico (RSV) e pode ser dividido em duas componentes: uma rápida e uma lenta. A componente rápida do RSV inicia-se no instante em que o segmento atinge a AA máxima e esta é mantida estaticamente. É caracterizada por um declive da curva acentuado e tem uma duração entre os 20 e os 30 segundos. Seguidamente, inicia-se a componente lenta, que não apresenta um declive tão acentuado e tem uma duração substancialmente maior (Figura 2).

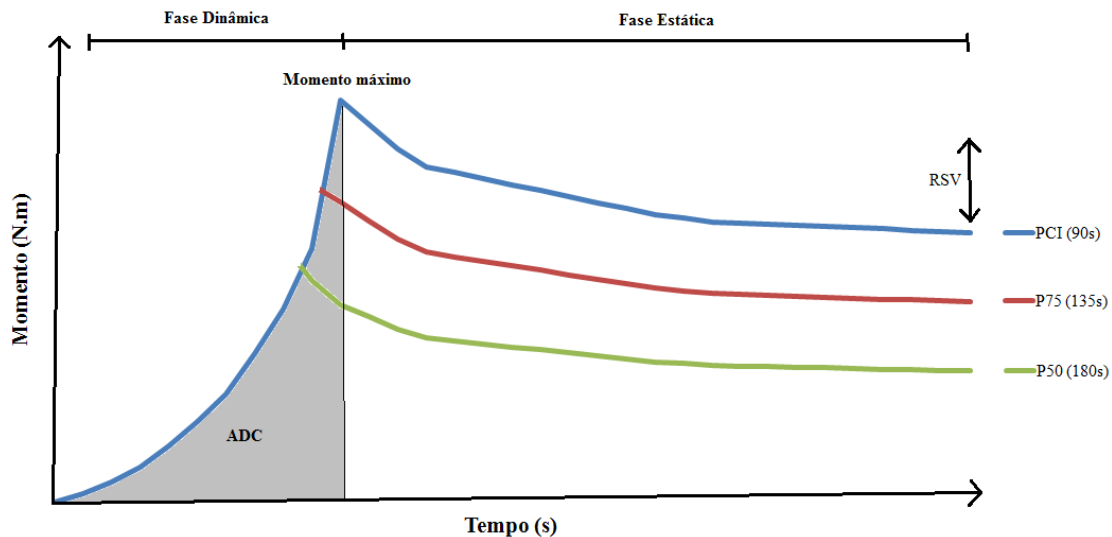


Figura 2. Representação gráfica da relação 'momento-ângulo' durante a fase dinâmica e estática do alongamento nos 3 protocolos utilizados no presente estudo.

Em relação às causas que conduzem ao RSV, a adaptação da orientação do tecido conjuntivo ao alongamento tem sido defendida por alguns autores (Kubo et al., 2002; Magnusson et al., 1996). Neste contexto, Purslow et al. (1998) estudaram as alterações estruturais a nível do tecido conjuntivo intra-muscular, nomeadamente a orientação das fibras de colagénio tendo verificado que esta não é a causa da diminuição da resistência ao alongamento.

O RSV ajuda a perceber a diminuição do *stiffness* e o ganho de AA provenientes do alongamento. Apesar disso, as propriedades viscoelásticas de um músculo não se esgotam neste conceito. A *Hysteresis* é definida como a quantidade de energia dissipada sob a forma de calor durante ciclos de contração-relaxamento da UMT e a sua diminuição reflete uma menor perda de energia elástica (Kubo et al., 2002).

Intensidade e volume do alongamento

No contexto do treino da flexibilidade segundo o método estático, há duas variáveis que merecem uma particular atenção tendo em vista a sua optimização: o volume e a intensidade do alongamento.

O conceito de volume é definido como o tempo total sob alongamento/amplitude articular para determinada intensidade de treino, ou seja, é o tempo que o tecido é mantido num determinado grau de alongamento que corresponde a uma determinada AA (Freitas, 2010).

A intensidade do estímulo de treino é função da AA. No ponto de vista prático, assume-se que para uma maior AA, maior grau de extensibilidade dos tecidos. Sendo assim, quanto maior a AA obtida, maior é a intensidade do alongamento. Teoricamente a determinação da AA passiva máxima, depende da percepção e da tolerância do sujeito, sendo este o indicador sintomático do alongamento fisiológico máximo dos tecidos. A grande maioria dos estudos admite como intensidade máxima a AA máxima obtida sem qualquer sintoma de dor ou desconforto (Bandy et al., 1997; Chan et al., 2001; Cipriani et al., 2003; Davis et al., 2005). Esta percepção é gerada mecanicamente pelo aumento da AA e corresponde a um aumento do comprimento dos tecidos subjacentes à articulação em causa (Freitas, 2010). A determinação desta tolerância e percepção ao alongamento é de natureza neural, mecânica e psicogénica. Dada a variabilidade existente entre sujeitos e a subjetividade na percepção de intensidade do estímulo, a determinação da intensidade pode ser enviesada. Porém, não existe nenhum método para a sua determinação até porque é desconhecida a relação entre percepção da intensidade do alongamento, AA e o grau de alongamento das estruturas envolventes.

Sobre a interação destas duas componentes do alongamento, é possível afirmar que à medida que o volume de treino aumenta a intensidade também aumenta devido ao facto de se atingirem maiores AA. Isto verifica-se quando aplicamos uma sequência de repetições de alongamento, em que a última realizada apresenta sempre valores de AA superior relativamente à primeira. Assim, se o modo de controlar a intensidade for relativo à AA visando obter maiores graus de alongamento, a própria metodologia de treino será consequentemente concebida de maneira a criar condições para conseguir maiores intensidades de treino, com base na resposta e comportamento da percepção da intensidade de alongamento.

Vários investigadores estudaram sobre a duração ideal de alongamento estático tendo em vista o ganho de AA. É uma evidência que com a prática de alongamentos estáticos se verifica um aumento da AA disponível. Duas revisões sistemáticas sobre os efeitos do alongamento dos flexores da perna na AA reportaram estes efeitos positivos (Decoster et al., 2005; Harvey et al., 2002). No entanto, nenhuma destas revisões chegou a um consenso em relação à duração ideal do alongamento, uma vez que apresentaram uma variação entre os 10 e os 180 segundos.

No que diz respeito à duração do estímulo em protocolos de alongamentos com a máxima intensidade, a evidencia científica mais consistente indica a realização de uma repetição com uma duração mínima de 30 segundos (Chan et al., 2001; Bandy et al., 1997; Walter et al., 1996; Davis et al., 2005; Bandy & Irion, 1994; Cipriani et al., 2003). Esta duração coincide com o tempo em que se desenvolve uma diminuição significativa da resistência oferecida ao alongamento durante a fase estática coincidente com a componente rápida do RSV (Magnusson et al., 1995).

O American College of Sports Medicine (2006) refere que após se chegar à fase estática, as maiores alterações durante o alongamento passivo com elevada intensidade acontecem nos primeiros 15 segundos, sendo que após 30 segundos não se verificam alterações significativas.

Tendo em vista o estudo da duração óptima do alongamento estático, Bandy et al. (1997) aplicaram três protocolos de alongamentos distintos na sua duração com uma intensidade máxima, cinco vezes por semana durante seis semanas. Este estudo demonstrou que 30 e 60 segundos de alongamentos estáticos para os flexores da perna foram mais efetivos para o aumento da flexibilidade comparativamente com 15 segundos de alongamento. É importante realçar que não se verificaram diferenças significativas nos ganhos de flexibilidade quando comparados 30 e 60 segundos ou quando foi aumentado de uma para 3 vezes por dia.

É importante realçar que a maioria dos estudos que promoveram ganhos quantitativos de flexibilidade não verificaram se estes foram acompanhados por uma diminuição da resistência oferecida ao alongamento para uma dada AA no final do programa de treino. Num ponto de vista qualitativo, Ryan et al. (2008) realizaram um estudo onde aplicaram protocolos com várias durações de alongamento, com o objectivo de verificar a relação 'ângulo-momento' passivo dos flexores plantares. Os tempos de alongamento foram de 2, 4 e 8 minutos. Verificaram que nos três grupos o *stiffness* diminuiu significativamente, em relação aos valores pré-alongamento, e que este se manteve diminuído durante 10 minutos (para o grupo de 2 minutos) e 20 minutos (para os grupos de 4 minutos e 8 minutos). Estes resultados vão em consonância com estudos anteriores (Magnusson et al., 1996; Kubo et al., 2003), onde alongamentos de longa duração (5-30m) produziam efeitos mais duradouros no *stiffness* dos tecidos

comparativamente com durações mais curtas (1-2m) (McNair et al., 2001; Ryan et al., 2008).

Neste contexto, vários investigadores têm estudado por quanto tempo se prolongam os efeitos do alongamento tendo em vista a aplicação de uma duração ótima por repetição. Segundo Duong et al. (2001) é necessário realizar repetições de alongamentos estáticos de longa duração (20 minutos) para se verificar a produção de um valor significativo de RSV. No que diz respeito à recuperação e à retoma aos valores iniciais, esta é inicialmente rápida quando o alongamento termina.

Nakamura et al. (2011) estudaram os efeitos agudos e prolongados do alongamento estático na relação 'momento-ângulo' dos flexores plantares. Verificaram que, após 5 minutos de alongamento, a TP da UMT e do músculo diminuíram significativamente tanto imediatamente a seguir como após 10 minutos o alongamento, não tendo sido encontradas diferenças significativas entre estas duas recolhas. Assim, estes autores afirmam que 5 minutos de alongamento diminuíram a TP do músculo e da UMT e este efeito foi mantido em, pelo menos, 10 minutos.

Flowers et al. (2009) reportaram que 30 segundos de alongamento passivo diminuíram a TP e esta diminuição prolongou-se por 30 minutos após o alongamento. Kay & Blazevich reportaram que os efeitos associados com a diminuição da TP desapareceram 30 minutos após um alongamento de 3 minutos, sugerindo que é necessária uma maior duração do alongamento para obter resultados prolongados (Kay & Blazevich, 2012).

Ryan et al. (2009) reportaram que a TP da UMT retomou os valores iniciais em menos de 10 minutos após um alongamento de 2 minutos, o que não se verificou quando o alongamento teve uma duração de 4 e 8 minutos. Estes resultados indicam que o alongamento passivo causa uma diminuição dos valores de TP imediatamente após a sua prática. No entanto, para uma repetição de 2 minutos os valores retomam a linha de base 10 minutos após o alongamento ao passo que para repetições de 4 e 8 minutos esta duração será de 20 minutos.

Como já foi referido, os estudos mencionados anteriormente aplicaram protocolos de alongamento com diferentes durações mas sempre com intensidades de treino máximas. Por outro lado, alguns autores estudaram as adaptações agudas ao alongamento em diferentes condições no que diz respeito à intensidade. Esses estudos serão apresentados seguidamente.

Num estudo realizado por Walter et al. (1996) foi possível concluir que intensidades elevadas (85 e 100%) têm melhores resultados no aumento da flexibilidade, apesar de não se verificarem diferenças significativas entre os valores mais altos de intensidade. Para a mesma intensidade os ganhos na flexibilidade foram maiores quando o alongamento foi mantido por pelo menos 30 segundos. Na interação destas duas componentes, é possível afirmar que parece existir um limiar mínimo para a intensidade e duração do alongamento para este poder haver um aumento da flexibilidade (Walter et al., 1996).

Em concordância, vários autores têm apontado a componente intensidade como primordial. Diversos estudos indicam que treinar a flexibilidade sob intensidades mais elevadas levam a um maior aumento da AA disponível comparativamente com intensidades mais baixas (Sands, 2000; Bandy & Irion, 1994).

Para Kisner e Colby (2005), há uma relação inversa entre a intensidade e duração do alongamento. Ao nível do treino da flexibilidade, assumem que quanto mais baixa a intensidade, maior será o tempo que os tecidos poderão ser mantidos na posição alongada para induzir o efeito desejado. Segundo Kottke et al. (1966), um alongamento com baixa intensidade e longa duração é considerado a forma mais segura de alongar e produz a deformação elástica mais significativa com alterações plásticas a longo prazo nos tecidos moles.

Num estudo realizado com população idosa, Feland (2011) refere que um alongamento com uma duração superior a 30 segundos e de baixa intensidade (pequeno desconforto na face posterior da coxa) otimiza o aumento da AA. Este demonstrou que 4 repetições de 60 segundos de alongamento realizadas uma vez por dia, 5 vezes por semana durante 6 semanas obtiveram melhores resultados comparativamente com protocolos que utilizaram protocolos similares apenas com a alteração da duração do alongamento para 15 e 30 segundos.

Abbellaneda et al. (2009) estimaram o grau de alongamento das diferentes componentes da UMT em sujeitos com diferentes índices de *stiffness* passivo do tricípete sural. Verificaram que os sujeitos com maior *stiffness* manifestaram menores graus de alongamento da UMT para a mesma AA. A diferente resposta entre sujeitos pode determinar o desenvolvimento crónico da flexibilidade. É provável que nos sujeitos com maior *stiffness*, o volume e intensidade de treino tenham que ser maiores para que se obtenham ganhos. Ainda que estes ganhos possam ser obtidos tendem, hipoteticamente, a ser menores mesmo na condição de intensidade e volume superiores.

Pode-se, assim, afirmar que o treino de flexibilidade, nomeadamente a prática de alongamentos estáticos, envolve a execução de um exercício com uma grande variabilidade no que diz respeito tanto á duração do exercício como à intensidade do mesmo tendo em conta uma AA subjetiva de dor ou desconforto (Walter *et al*, 1996). Mesmo tendo presente que os estudos referidos anteriormente tiveram diferentes propósitos e que esse facto poderá alterar as suas metodologias, a Tabela 1 demonstra o largo espectro de protocolos utilizados nesses estudos.

Tabela 1 - Duração e intensidade de alongamento de diferentes protocolos utilizados

Autores	Duração de cada repetição	Intensidade do alongamento
Bandy et al. (1997)	30 - 60 segundos	AA máxima sem sentir dor ou desconforto
Chan et al. (2001)	30 segundos	AA máxima sem sentir dor ou desconforto
Cipriani et al. (2003)	10 a 30 segundos	AA máxima sem sentir dor ou desconforto
Nakamura et al. (2011)	60 segundos	AA máxima sem sentir dor ou desconforto
Ryan et al. (2008)	2, 4 e 8 minutos	AA máxima sem sentir dor ou desconforto
Ryan et al. (2009)	30 segundos	AA máxima sem sentir dor ou desconforto
Bandy et al. (1994)	15, 30 e 60 segundos	AA máxima sem sentir dor ou desconforto
Magnusson et al. (1995; 1998)	90 segundos	AA máxima sem sentir dor ou desconforto
Duong et al. (1998)	20 minutos	AA máxima sem sentir dor ou desconforto
Walter et al. (1996)	10 a 30 segundos	60, 85 e 100% (da AA disponível)

Planeamento do treino de flexibilidade

Assim como a força ou a resistência, a flexibilidade é uma qualidade física passível de ser treinada. O perfil de flexibilidade de um atleta tende a ser influenciado em função do seu historial desportivo, sendo o treino desta componente específico para cada modalidade (Oliveira & Nogueira, 2008). No âmbito da metodologia do treino, é crucial o entendimento de aspectos relacionados com métodos de treino, considerações metodológicas do volume e intensidade, periodização e dinâmica de carga (Freitas, 2010). Tendo em conta um propósito previamente estipulado, são várias as propostas de treino desta qualidade física.

Segundo o Official Journal of the American College of Sports Medicine (2011), a realização de alongamentos passivos pelo método estático consiste na realização de um alongamento realizado de uma forma lenta até ao final da AA disponível, ou seja, até ao ponto em que o atleta sinta tensão mas não sinta dor ou desconforto, mantendo esta posição com ou sem ajuda externa durante um período entre 10 a 30 segundos. No que diz respeito ao número de repetições, para se verificar um aumento da AA, o número óptimo de exercícios por grupo muscular é de 2 a 4 repetições durante programa de treino de 3 a 12 semanas, com o mínimo de 2 a 3 sessões por semana.

Segundo Freitas (2010), a prática de alongamentos usando o método estático com a duração de 20-30 segundos para cada repetição de alongamento, tem sido comumente recomendada como componente do aquecimento antes de desempenhos físico-desportivos, visando a prevenção de lesões e, em determinadas circunstâncias, o aumento da performance. Assim, para a globalidade da população, de forma a promover ganhos quantitativos de flexibilidade, devem ser condicionados estímulos de alongamento estático com pelo menos 30 segundos de duração, com 1-2 repetições de alongamentos por sessão e 3 sessões por semana, durante um mínimo de 2 a 3 semanas.

Quanto ao volume total da sessão (número de repetições), pode-se também afirmar que não existe consenso, havendo uma grande variabilidade (entre 1 a 10 repetições). É importante realçar que estudos que apenas realizaram uma repetição conseguiram obter ganhos quantitativos, ou seja, aumento da AA (Bandy et al., 1997; Davis et al., 2005; Bandy & Irion, 1994). No entanto, estes estudos foram realizados segundo uma amostra de sujeitos com défice de flexibilidade, ou seja, provavelmente para outro

tipo de população seria necessário um maior número de repetições para se obter ganhos.

Segundo um estudo realizado por Ryan et al. (2009) o *stiffness* da UMT dos flexores plantares diminuiu após duas repetições de 30 segundos de alongamento estático, não se tendo verificado uma diminuição significativa nestes valores na 3ª e 4ª repetição.

Boyce e Brosky (2008) referem que 5 repetições de 15 segundos cada é número mínimo para obter ganhos de AA. No entanto, Magnusson et al. referem que a alteração dos valores de AA, apesar de serem um indicativo, são dados insuficientes para perceber o comportamento da UMT (Magnusson et al., 2000).

Longitudinalmente, de acordo com Chan et al. (2001), no âmbito qualitativo, pensa-se que o plano de treino terá de ter pelo menos 8 semanas de forma a permitir a ocorrência das respectivas adaptações histológicas quando a duração da repetição é de 30 segundos.

Quanto ao número de sessões por semana, as indicações apontam para um número de 3 a 7, num plano de treino aplicado durante 2 a 5 semanas (Bandy et al., 1994; Bandy et al., 1997; Chan et al., 2001; Cipriani et al., 2003; Davis et al., 2005; Walter et al., 1996).

Após esta revisão bibliográfica, é possível afirmar que existem recomendações divergentes relativamente à duração e intensidade indicados para obter ganhos de flexibilidade. Na interação destas duas componentes, parece existir uma relação entre elas mas não é possível quantificar essa mesma relação. Assim, atendendo às limitações dos estudos do ponto de vista experimental e metodológico, não é possível obter uma conclusão geral das características do estímulo, visando o desenvolvimento da flexibilidade para a população geral. É muito provável que as características do estímulo variem de acordo com o perfil de flexibilidade de cada indivíduo. Sugere-se, assim, o estudo destes dois componentes do alongamento estático para que haja uma otimização do treino e dos seus resultados particularmente no âmbito dos seus efeitos agudos ao nível da relação 'momento-ângulo'.

METODOLOGIA

Tipo de estudo

Estudo experimental onde foi utilizada uma amostra por conveniência.

Amostra

A amostra foi constituída por 17 sujeitos saudáveis, do sexo masculino, alunos da Faculdade de Motricidade Humana que se voluntariaram para participar no estudo (Idade: $23,88 \pm 3,64$ anos; Altura: $177 \pm 7,2$ cm; Peso: $70,53 \pm 7,54$ kg; IMC: $22,47 \pm 1,95$; Comprimento da coxa: $40,98 \pm 4,45$ cm; Comprimento da perna: $37,78 \pm 1,56$ cm). Este estudo foi conduzido de acordo com a Declaração de Helsínkia e aprovado pela comissão de ética local. Todos os sujeitos assinaram o consentimento informado e esclarecido (Apêndice 1).

Crítérios de inclusão e exclusão

Os sujeitos incluídos no estudo foram todos homens com baixos níveis de flexibilidade. No sentido de admitir um valor baixo de flexibilidade, foi usado o teste *active knee extension* apresentando um valor de extensão ativa da perna inferior a 70° (Bandy et al., 1997). Nenhum dos sujeitos referiu qualquer disfunção músculo-esquelética ao nível do membro inferior de teste.

Variáveis e instrumentos de avaliação

Setup Experimental

Para os efeitos deste estudo foi construído um *Setup* Experimental composto por uma marquesa e por um aparelho com um encaixe específico para o dinamómetro.

A marquesa apresenta, no lado direito, uma barra vertical com uma esponja que serve para a estabilização do segmento da coxa em teste. A referência utilizada para o posicionamento da esponja foi o seu limite superior estar ao nível do côndilo externo do fémur (não limitando o movimento da rótula aquando da extensão da perna). Quando o sujeito está posicionado em decúbito dorsal, esta barra vertical permite que

haja a manutenção de 90° entre o tronco e a coxa, sendo fixada através de uma banda de velcro de 11cm de largura. Para além disso, na plataforma de estabilização foi colocado um sensor de força (platform load cell 1042, Sensor techniques Ltd, UK) permitindo o controlo da força produzida pelo velcro. A Força de Aperto (F_{Aperto}) foi determinada simultaneamente com o posicionamento do sujeito para a primeira repetição, garantindo o movimento mínimo da coxa e o maior grau de conforto possível nas AA superiores. Nas repetições seguintes, o investigador reproduziu da forma possível o valor de força que foi aplicado anteriormente (é de referir que os valores de força tendem a diminuir ao longo do tempo após o aperto, devido à natureza viscoelástica dos tecidos). A F_{Aperto} foi registada continuamente durante a execução de todas as repetições de alongamento.

A perna do sujeito foi estabilizada com uma banda de velcro de 13 cm no braço do aparelho. O maléolo interno foi alinhado num marcador específico do braço do aparelho em todas as repetições de teste. Este aparelho foi introduzido no eixo de rotação do dinamómetro (Biodex system 3 research, Shirley, NY, USA) para que fosse possível realizar a extensão passiva da perna. Todas as repetições tiveram início com o braço do aparelho paralelamente ao chão, com a coxa e a perna do sujeito flectidas a 90° (Figuras 3 e 4).

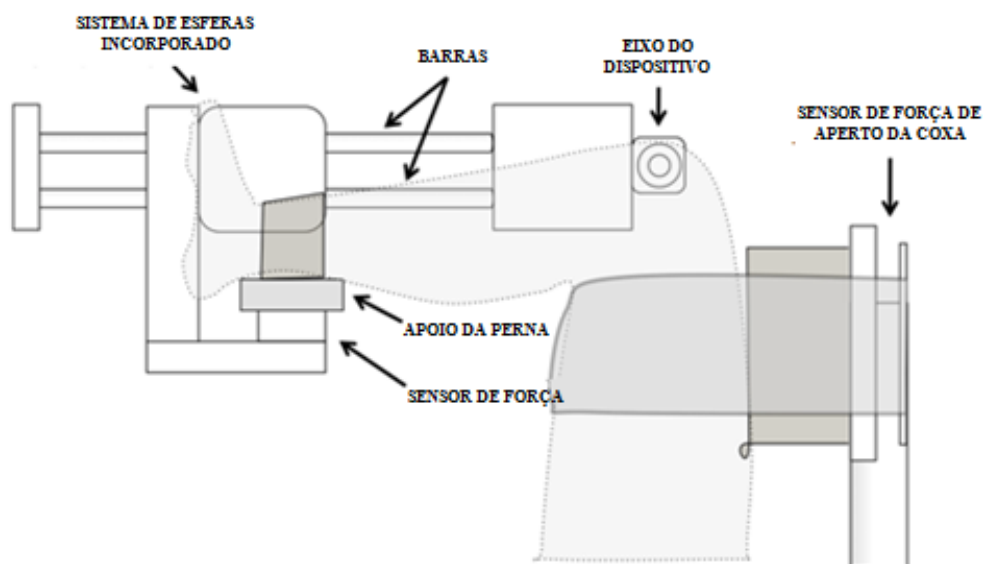


Figura 3. Representação esquemática do aparelho ligado ao dinamómetro destinado a mover passivamente a perna com um sistema de esferas deslizantes de modo a acomodar o braço de alavanca às variações de comprimento ao longo da extensão da perna.

O membro inferior esquerdo foi estabilizado em posição neutra para evitar a flexão e rotação externa do membro assim como o movimento da cintura pélvica. Para tal, uma fita de velcro que estava incorporada na marquesa era fixa ligeiramente acima da rótula (Figura 4).

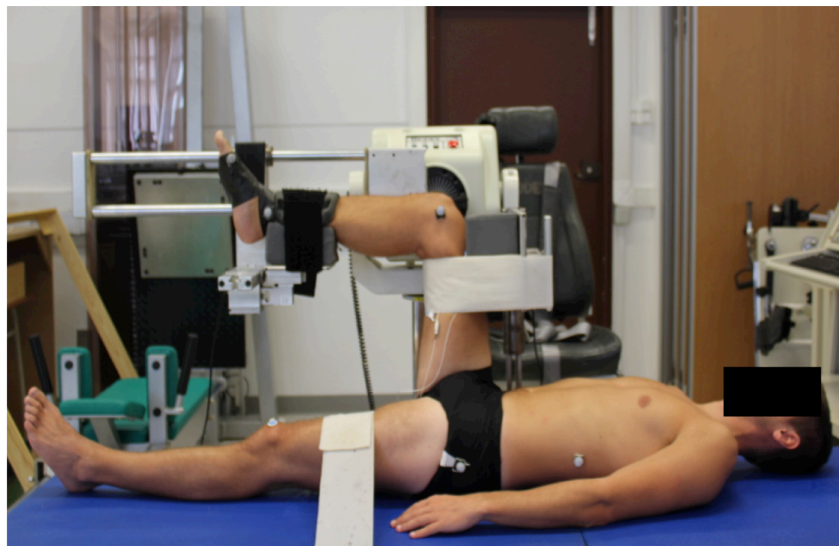


Figura 4. Posição inicial do sujeito

Resistência oferecida ao alongamento

O equipamento anteriormente descrito foi concebido para medir a resistência ao movimento gerada pelos flexores da perna ao longo do movimento passivo de extensão (F_p). Durante a realização do teste, a perna direita do sujeito mantinha-se apoiada numa plataforma com uma célula de quantificação de força incorporada (*Platform Load Cell 1042, SensorTechniques Ltd, UK* – Figura 4). De referir que esta plataforma é deslizante, o que permitiu que o braço de alavanca formado, desde o fulcro do dinamómetro até á zona maleolar (limite da fixação da perna á plataforma), mantivesse sempre a mesma distância ao longo do movimento de extensão.

Este instrumento de avaliação foi previamente validado por Freitas et al.. A fiabilidade do instrumento é elevada, dado ter sido verificado um valor de coeficiente de correlação intra-classe de 0,84.

Amplitude Articular

As AA do Tornozelo ($\alpha_{\text{Tornozelo}}$), joelho (α_{Joelho}), e anca (α_{Anca}) foram registadas através de uma câmara de filmar digital (JVC, GR-DVL9800U). Os marcadores refletores para análise cinemática foram colocados em cima da cabeça do primeiro metatarso, côndilo femoral interno e no maléolo interno do membro inferior direito, no grande trocânter esquerdo e num ponto que coincidia com o cruzamento da linha mid-axilar / grande trocânter com uma linha perpendicular que passa em cima do processo espinhoso da 12^a vértebra dorsal. Estes marcadores foram colocados de forma a permitir a gravação em vídeo de todos os segmentos corporais no plano sagital, assegurando as condições necessárias para a execução do protocolo de alongamento. A câmara foi alinhada perpendicularmente ao plano sagital do sujeito e a uma distância de 3.02 metros do eixo do dinamómetro. Para calibração da área de teste, foi utilizado um objecto que foi desenhado com pontos controlo em posições conhecidas (distância entre extremidades 1.15 x 1.15m). Os dados foram recolhidos a uma frequência de amostragem de 50 Hz. As reconstruções de imagem foram realizadas no sistema de tratamento de imagem *APAS* (Ariel Performance Analysis System) da Ariel Dynamics Inc através do método DLT (Direct Linear Transformation) para duas dimensões. A digitalização foi realizada manualmente e teve início assim que surgia o sinal de *trigger* na imagem. A suavização dos dados cinemáticos foi realizada por filtragem digital, tendo sido utilizado um filtro digital a uma frequência de corte de 15Hz. Posteriormente foram calculados os deslocamentos angulares dos segmentos objecto de estudo.

Adicionalmente, a α_{Joelho} foi recolhida através do sinal analógico do potenciómetro incorporado no eixo do dinamómetro numa frequência de amostragem de 50Hz e a $\alpha_{\text{Tornozelo}}$ foi medida usando um goniómetro (Lafayette gollehon extendable, Model 01135) para assegurar uma igualdade de amplitude para todas as repetições de teste. O eixo do goniómetro foi alinhado com o maléolo interno e os braços pelo primeiro metatarso e pelo côndilo femoral interno.

Registo Electromiográfico

Com o objectivo de assegurar a completa condição passiva do teste, foi utilizada electromiografia de superfície de forma a monitorizar a atividade eléctrica dos músculos semitendinoso (ST_{EMG}) e vasto medial (VM_{EMG}). Previamente à colocação dos eléctrodos, a pele foi preparada com o objectivo de reduzir ao mínimo a impedância. Removeram-se os pelos com uma lâmina e limpou-se a pele com uma superfície abrasiva e álcool. A colocação dos eléctrodos de superfície bipolares de 20mm (Plux-Portugal, gain of 1000) foi feita segundo as normas da SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*). Para o vasto interno, os eléctrodos foram colocados a 80% da distância entre a espinha íliaca ântero-superior e o espaço articular interno do joelho; para o semi-tendinoso, os eléctrodos foram aplicados a 50% da distância entre a tuberosidade isquiática e a tuberosidade interna da tibia. O eléctrodo terra foi colocado no olecrâneo esquerdo (Figura 5).

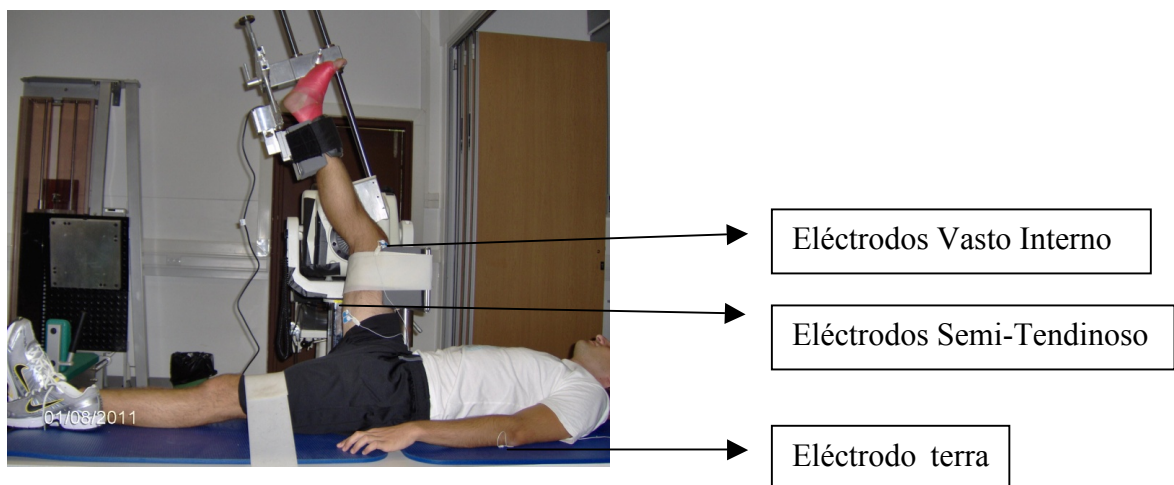


Figura 5. Imagem da posição final da fase dinâmica/início da fase estática

O sinal de EMG foi amplificado (Input Impedance $> 100M\Omega$; Bandpass Filters=25-500Hz; CMRR=110dB) e convertido A/D (MP100 – Biopac™ Systems, 16bits) com uma frequência de 800Hz. A análise e processamento do EMG foram efectuados adoptando os seguintes parâmetros: recolha do sinal EMG em bruto, filtragem digital (remoção das frequências com valores menores que 25Hz e maiores que 490Hz), rectificação e suavização do sinal (filtro de “passa-baixo” com Butterworth de 4ª ordem e um valor de frequência de corte de 12Hz). A amplitude média do sinal foi medida durante uma janela de 100 mms. Por fim, a amplitude do sinal foi

normalizada usando os dados da CVM. O valor superior a 3% da CVM foi determinado como critério de corte para assumir que a condição foi passiva.

A CVM dos extensores e flexores da perna foi determinada no final de cada sessão de recolha de dados. Como forma de resistência aos movimentos referidos, utilizou-se o dinamómetro que forneceu uma resistência estática ao longo das contrações do indivíduo. Os sujeitos encontravam-se sentados com o joelho a 90°, com o tronco estabilizado, bem como a zona da pélvis, e a coxa direita. O fulcro do dinamómetro foi alinhado com o côndilo externo direito, estando a tíbio-társica fixa, por velcro, á peça de encaixe no dinamómetro. Os sujeitos foram autorizados a utilizarem as pegas laterais da cadeira, de forma a poder produzir mais força. Sem haver qualquer forma de aquecimento, efetuou-se uma contração de treino, para cada grupo muscular, de treino. Posteriormente, registaram-se 3 contrações máximas para os extensores, e 3 para os flexores da perna com uma duração de 5 segundos e com um intervalo de descanso de 10 segundos entre repetições para determinar a máxima atividade electromiográfica dos músculos testados.

Antropometria

As medidas antropométricas (altura, peso, comprimento da coxa e comprimento da perna) foram registadas segundo as normas da ISAK (*International Society for the Advancement of Kinanthropometry*).

Percepção e intensidade do alongamento

A Escala Visual Analógica (EVA) foi utilizada para avaliar a percepção de intensidade do alongamento através das palavras “Sem alongamento” e “máximo alongamento possível” como extremos esquerdo e direito, respectivamente, nas extremidades de uma linha horizontal com 100mm. A EVA foi aplicada no início da fase estática de alongamento para cada repetição. A distancia desde o “Sem alongamento até à marca inserida pelo sujeito determinou com uma cruz os valores de EVA.

Processamento dos dados

Todos os dados foram registados e sincronizados através do BIOPAC MP100 Acquisition System (Santa Barbara, USA), com a exceção da α_{Joelho} . Para assegurar uma correta sincronização dos dados de α_{Joelho} , obtidos através de análise cinemática,

foi enviado um *trigger* manual para o conversor A/D. Subsequentemente, os dados foram sincronizados e processados por uma rotina automatizada para este efeito utilizando o MATLAB® v12.0 software (The Mathworks Inc, Natick Massachusetts, USA). Esta rotina processou os dados cinemáticos e dos sensores de força.

Em resumo, a rotina consistiu nos seguintes passos: 1) O momento registado tanto a partir do sensor do dinamómetro como a partir dos sensores de força do dispositivo foi filtrado utilizando através de um filtro de “passa-baixo” com Butterworth de 2ª ordem (10Hz); 2) Os dados do momento passivo do joelho foram calculados através da multiplicação da resistência passiva de extensão do joelho (F_p) pelo comprimento da perna (C_{Perna}); 3) Os dados de momento da gravidade foram corrigidos pela subtração do peso do *leg-foot-device* (W_{LFD}) ao momento passivo, utilizando uma função de cosseno (M. McHugh et al. 1992). A W_{LFD} foi determinada na posição inicial de teste através da medição da força média num intervalo de tempo de 1 segundo antes do início da fase dinâmica. Este processo assumiu que o centro de massa do *leg-foot-device* estava alinhado com o eixo do dinamómetro no plano horizontal e que os tecidos que foram mobilizados estavam numa posição de relaxamento na posição inicial. O processamento dos dados recolhidos com estes dois últimos passos foi executado de acordo com a seguinte equação:

$$PT = F_p \times L_{leg} - \cos(\alpha_{Joelho}) \times W_{LFD} \times L_{leg} \quad (1)$$

A rotina processou os dados relativos à α_{Joelho} e ao momento (T_{Joelho}) a partir do *output* do dinamómetro e os dados cinemáticos e dos sensores de força separadamente. Seguidamente, 4) um modelo matemático especificamente concebido foi ajustado aos dados de momento-ângulo para a fase dinâmica e estática, de modo a eliminar os artefactos mecânicos. O modelo matemático que foi utilizado foi previamente descrito (Bruno et al., 2012). Resumidamente, a fase dinâmica foi ajustada de acordo com o seguinte modelo exponencial:

$$f_b(t) = -b_0 \times \left(1 - \exp\left(\ln\left(1 + \frac{A_1}{b_0} \right) \frac{t}{T_1} \right) \right), \quad 0 \leq t \leq T_1, \quad (2)$$

onde b_0 é o parâmetro a ser estimado, T_1 é o último instante da fase dinâmica e A_1 é o valor de momento observado nesse instante. A fase estática é composta por duas

componentes distintas (rápida e lenta) e foi ajustada segundo um modelo biexponencial dado pela combinação de duas funções:

$$f_s(t) = \begin{cases} A_1 - b_1 \times \left(1 - \exp\left(-\frac{t - T_1}{\tau_1}\right)\right), & T_1 \leq t \leq T_2 \\ A_2 - b_2 \times \left(1 - \exp\left(-\frac{t - T_2}{\tau_2}\right)\right), & t \geq T_2 \end{cases} \quad (3)$$

onde b_1 , b_2 , τ_1 e τ_2 são os parâmetros a ser estimados, T_1 é o último instante da fase dinâmica, T_2 é o último instante da componente rápida da fase estática e A_1 é o valor de momento observado nesse instante.

Para além disso, a rotina automatizada também normalizou os dados de atividade EMG dos músculos testados ao máximo sinal de EMG que foi obtido na CVM para a flexão e extensão do joelho, em todas as repetições de alongamento. Os valores de EMG foram reportados em percentagem da CVM.

Procedimentos

Os sujeitos dirigiram-se ao Laboratório de Fisiologia da Faculdade de Motricidade Humana em quatro ocasiões distintas, com um intervalo aproximado de um dia entre sessões.

Primeiramente, os sujeitos participaram numa sessão de familiarização onde foi dada uma explicação sobre o procedimento experimental, normas de segurança e onde os sujeitos tiveram o primeiro contacto com os instrumentos de avaliação, posições e comandos de teste. Nesta primeira sessão, efetuou-se uma simulação para o sujeito se familiarizar com a marqueta de avaliação e com as estabilizações dos membros inferiores e para se ambientar à velocidade do movimento passivo de extensão da perna e à posição máxima de alongamento. Aqui, os sujeitos foram instruídos para não se moverem durante a realização do teste e, especialmente, para evitar a flexão da coluna cervical e torácica e a flexão ou rotação externa do membro inferior contralateral. Foram, também, instruídos para reportarem a máxima amplitude de movimento sem sentir dor ou desconforto dizendo “Ok”, para de seguida o investigador parar o movimento do dinamómetro. Para além disto, foram também recolhidos os dados antropométricos dos sujeitos e dadas indicações para que não

fosse realizado nenhum tipo de exercício intenso num período de 24 horas anteriores à sessão de teste.

Em sessões posteriores, foram aplicados três protocolos experimentais, com três regimes de intensidade: 100% (PCI), 75% (P75) e 50% (P50). A ordem das experiências foi aleatória e balanceada. No início de cada uma das sessões, foi feita a preparação da pele para a colocação dos eléctrodos electromiográficos e foram colocados os marcadores refletivos para análise cinemática. A articulação tíbio-társica do membro em avaliação foi mantida em flexão dorsal através da utilização de uma ligadura aplicada imediatamente antes da recolha dos dados evitando o seu movimento durante o teste. A sua aplicação foi sempre realizada pelo investigador, garantindo a mínima variabilidade no posicionamento da tíbio-társica.

Após estes procedimentos, a condição experimental foi aplicada, através da medição do momento-ângulo passiva da articulação do joelho durante a aplicação de regimes de alongamento com diferentes intensidades, durante a fase dinâmica e estática do alongamento. O movimento foi efectuado a uma velocidade de $2^\circ/s$. Durante a sessão, a atividade eléctrica dos músculos ST_{EMG} e VM_{EMG} foi medida através de EMG de superfície. No final de cada fase dinâmica de alongamento, foi pedido que o sujeito indicasse a sua percepção de alongamento através de uma escala visual analógica.

O protocolo PCI consistiu em realizar 5 repetições de alongamento (R1, R2, R3, R4 e R5) dos músculos flexores da perna até o sujeito sentir uma forte sensação de alongamento, mas sem dor ou desconforto, com intervalos de aproximadamente 30s entre as repetições. A posição final de cada repetição foi mantida durante 90s, de forma a verificar a alteração dos valores de torque durante a fase estática.

No protocolo P75 foram realizadas 5 repetições de alongamento com uma intensidade de 75% e com uma duração da fase estática de 135 segundos. O P50 foi composto por 5 repetições de alongamento a 50% da intensidade com uma fase estática de 180 segundos. Nestes dois últimos protocolos foi realizada uma repetição prévia até à AA máxima tolerada pelo sujeito sem sentir dor ou desconforto para que se pudesse estimar a intensidade de alongamento em relação ao valor de momento máximo atingido pelo sujeito.

Um minuto após a aplicação de cada um dos protocolos de alongamento foi ainda realizada uma repetição dinâmica até à máxima AA tolerada pelo sujeito (R6.1).

No final de cada sessão de recolhas, foi determinada a contração voluntária máxima (CVM) dos extensores e flexores da perna. Todo o procedimento experimental está esquematizado na Figura 6.

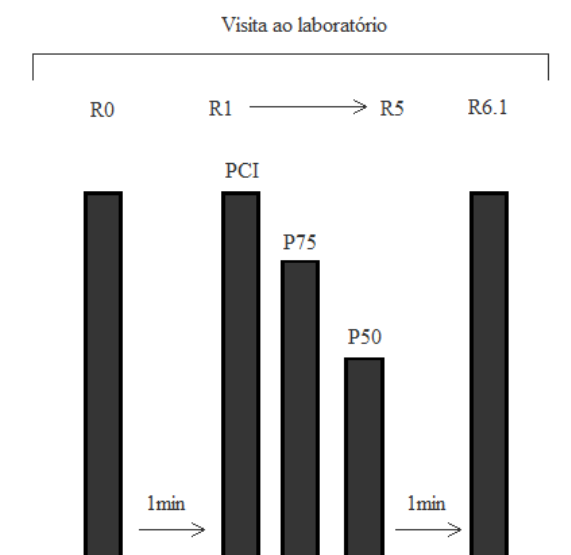


Figura 6. Representação esquemática do procedimento experimental

Análise estatística

Para a análise estatística recorreu-se ao software IBM SPSS Statistics v20 utilizando um nível de significância de 0,05 para toda a estatística inferencial. O teste de Mauchy permitiu verificar o pressuposto da esfericidade, bem como verificar quando utilizar as correções de Greenhouse-Geisser ou Huynh-Feldt. O pressuposto da normalidade das variáveis foi verificado através do teste de Shapiro-Wilk, e das medidas de curtose e simetria (compreendidas entre -2 e 2). A ANOVA para medidas repetidas, seguido de uma análise Post-Hoc com correção de Bonferroni, foi utilizada para comparar as várias variáveis, em cada protocolo, ao longo das 5 repetições, bem como para as comparações entre os 3 protocolos da mesma repetição. Quando violado o pressuposto da normalidade optou-se por usar o teste ANOVA de Friedman para medidas repetidas, seguido do teste de Dunn como Post-Hoc. Para as comparações entre apenas duas repetições foi utilizado o teste t para 2 amostras emparelhadas, ou o teste de Wilcoxon, dependendo se a normalidade da variável diferença foi verificada.

RESULTADOS

Com base nos procedimentos estatísticos efectuados, estão apresentados de seguida os resultados face à condição experimental usada (com o intuito de assegurar que as condições de teste entre protocolos foram iguais), comportamento das variáveis momento passivo em amplitudes sub-máximas, momento máximo, AA máxima, área debaixo da curva (ADC) e EVA ao longo das 5 repetições, e o efeito produzido pela aplicação dos protocolos ao nível dessas mesmas variáveis. Os valores de amplitude do RSV durante a fase estática de alongamento ao longo das 5 repetições serão, também, apresentados.

Condição experimental

Os resultados relativos à condição experimental e procedimentos efectuados estão apresentados nas tabelas 2, 3 e 4. É possível observar que não existiram diferenças consideráveis entre protocolos, o que demonstra uma boa consistência na execução experimental. Embora sem observar diferenças significativas entre o momento passivo num ângulo sub-máximo entre as primeiras repetições de cada protocolo (i.e. R0 para o P50 e P75, e R1 para o PCI), verificaram-se diferenças ao nível do momento máximo, sendo menor no PCI em comparação ao P50 e P75 ($p < 0,05$). O mesmo resultado foi verificado para a ADC.

Tabela 2. Dados do momento sub-máximo, AA máxima, momento máximo, ADC, aperto da coxa, AA coxa e AA tibio-társica da primeira repetição de cada protocolo. * PCI significativamente menor que P50 e P75. ** PCI significativamente menor que P75.

	P50	P75	PCI
Momento sub-máximo (N.m)	13,15 ± 2,39	12,90 ± 3,32	12,80 ± 3,66
AA máxima (°)	52,44 ± 6,80	54,18 ± 5,81	51,10 ± 8,59
Momento máximo (N.m)	47,68 ± 12,68	49,05 ± 15,60	41,69 ± 15,27*
ADC (N.m/°)	34297 ± 14629	34991 ± 16401	28779 ± 14644**
Aperto da Coxa (N.m)	9,36 ± 1,36	9,38 ± 1,32	9,36 ± 1,33
AA coxa (°)	129,96 ± 8,38	129,26 ± 6,53	127,70 ± 8,47
AA tibio-társica (°)	50,82 ± 6,63	50,82 ± 7,07	51,06 ± 6,37

No que respeita, ao comportamento da curva 'momento-ângulo' nos protocolos P50 e P75, os valores de momento passivo entre R0 e R1 num ângulo comum sub-máximo foram diferentes ($p < 0,05$), sendo maiores em R0 (Tabela 3).

Tabela 3. Dados do momento passivo sub-máximo da repetição pré-teste (R0) e a primeira repetição de cada protocolo (R1). * R1 significativamente menor que R0.

		R0	R1
Momento passivo (N.m)	P50	13,15 ± 2,39	11,69 ± 2,12*
	P75	12,90 ± 3,32	11,68 ± 2,82*

A AA máxima entre as 5 repetições dos protocolos P75 e P50 não foi significativamente diferente permitindo a aplicação de uma intensidade constante ao longo das 5 repetições dos protocolos sub-máximos.

Tabela 4. AA máxima ao longo das 5 repetições de alongamento nos protocolos sub-máximos.

		R1	R2	R3	R4	R5
AA (°)	P50	38,69 ± 4,62	38,61 ± 4,84	38,84 ± 4,77	38,61 ± 4,59	38,52 ± 4,75
	P75	47,12 ± 4,68	47,27 ± 4,66	47,58 ± 4,69	47,26 ± 4,68	47,15 ± 4,37

Respostas ao alongamento ao longo das 5 repetições

O comportamento das variáveis momento máximo, AA máxima, ADC e EVA, ao longo das 5 repetições, encontra-se graficamente representado na figura 7 para as três condições de alongamento. A amplitude do RSV absoluta e relativa (i.e. normalizada ao momento passivo máximo), encontra-se graficamente representada na figura 8.

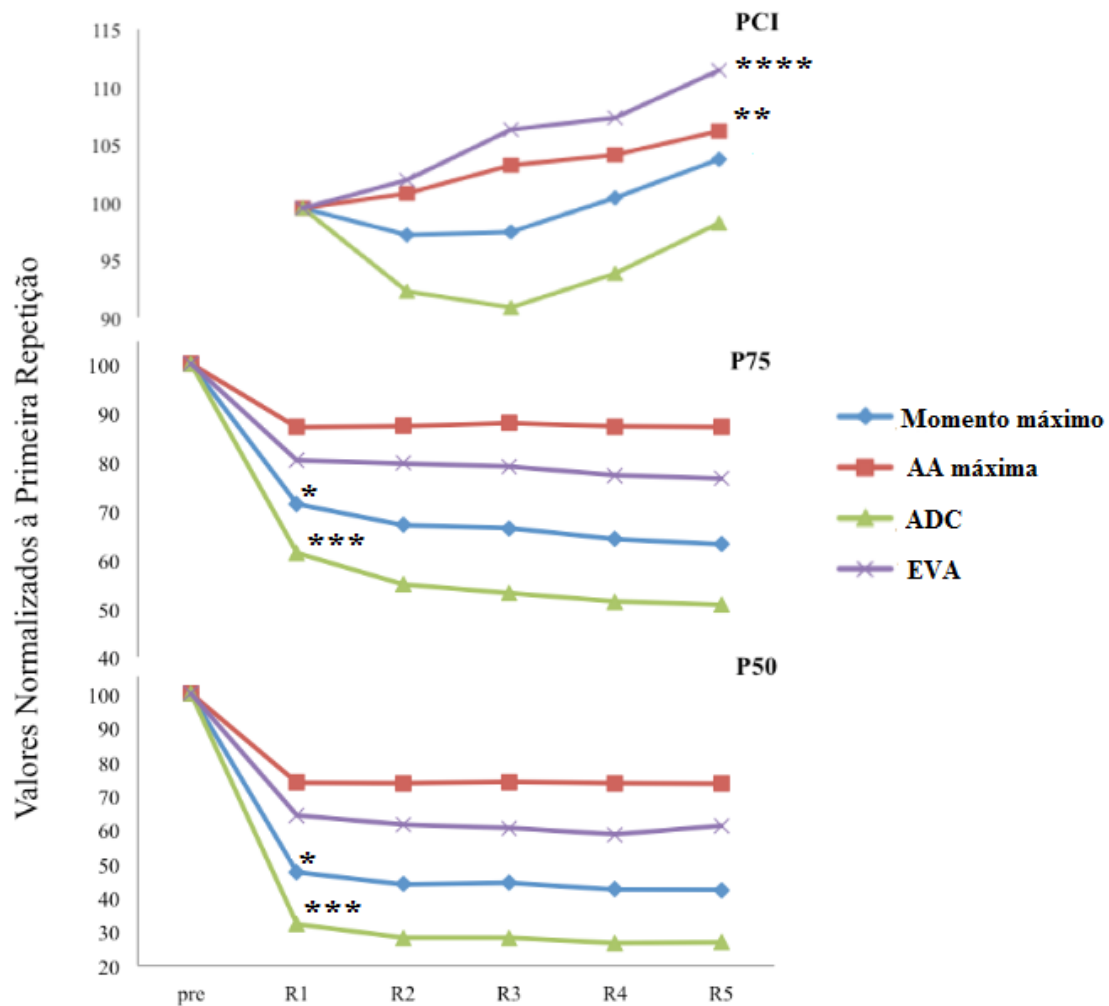


Figura 7. Comportamento do Momento máximo, AA máxima, ADC e EVA ao longo das 5 repetições nos 3 protocolos. * - Valor de momento máximo em R1 maior do que as restantes repetições ($p < 0,05$). ** - AA máxima em R5 maior do que em R2 ($p < 0,05$). *** - ADC em R1 maior do que nas restantes repetições ($p < 0,05$). **** - EVA em R5 maior do que em R1 ($p < 0,05$).

Foi possível observar que o momento passivo num ângulo sub-maximal, foi genericamente maior na primeira repetição em relação às restantes repetições em todos os protocolos ($p < 0,05$). Contudo, no PCI, não se verificaram diferenças entre R1 e R2 ($p > 0,05$), e apenas entre a R1 e R3, R4 e R5, assim como a R2 foi maior do que as repetições R3, R4 e R5 ($p < 0,05$).

Face ao momento passivo máximo, os valores foram tendencialmente menores ao longo das repetições nos protocolos P50 e P75, onde o momento máximo da R1 foi maior do que as restantes repetições ($p < 0,05$). Por outro lado, no PCI não se verificaram diferenças significativas nos valores do momento máximo ao longo das repetições.

Em relação à AA máxima do PCI, verificou-se diferenças apenas entre a R2 e a R5 ($p < 0,05$). Nos protocolos, P50 e P75, a AA máxima foi constante ($p > 0,05$), como esperado. Na ADC, observou-se que os valores tendencialmente diminuíram ao longo das repetições dos protocolos P50 e P75, na medida em que a R1 foi maior do que as restantes repetições ($p < 0,05$). Em relação aos valores da intensidade visualmente percebida pelos sujeitos acedidos através da EVA, verificou-se estes tendencialmente aumentaram ao longo das 5 repetições na condição PCI, com diferenças estatisticamente significativas entre a R1 e a R5 ($p < 0,05$). Por outro lado, nos protocolos P50 e P75, os valores não se alteraram. Em adição, é de notar que os valores obtidos foram crescentemente maiores entre as condições P50, P75 e PCI, respectivamente ($p < 0,05$).

No que respeita à amplitude absoluta e relativa do RSV, verificou-se uma diminuição genérica ao longo das 5 repetições nos três protocolos (figura 8). No PCI as diferenças verificaram-se entre a R1 e as restantes repetições, enquanto nas condições P50 e P75, as diferenças verificaram-se entre R1 e as restantes à exceção da diferença entre a R1 e a R3 ($p < 0,05$).

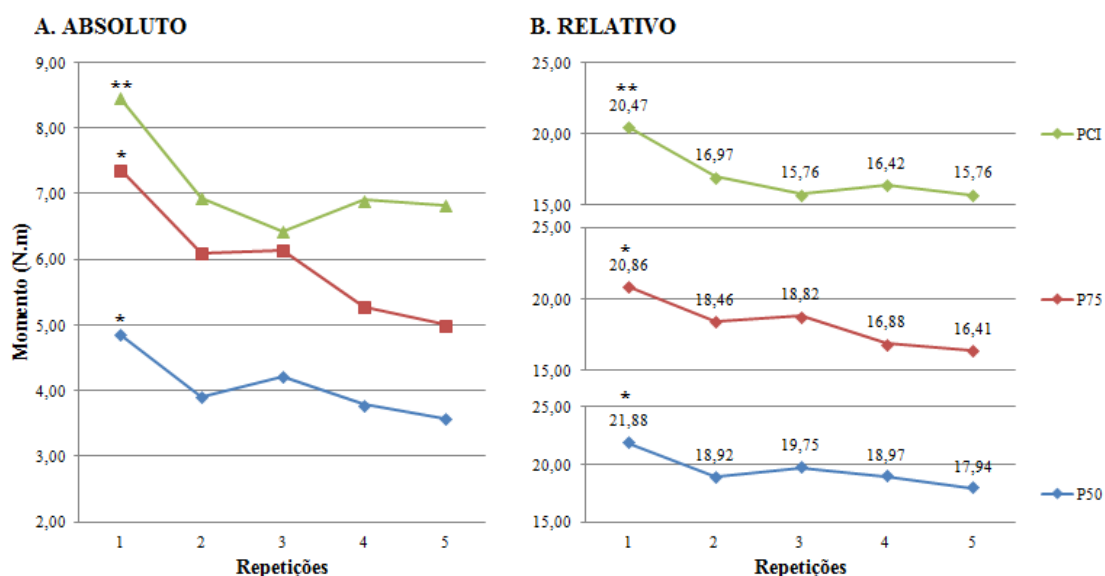


Figura 8. Amplitude do RSV ao longo das 5 repetições (em termos absolutos (A) e relativos (B)). * - R1 significativamente maior do que as restantes, com exceção de R3. ** R1 significativamente maior do que as restantes.

Em termos comparativos entre condições protocolares, a amplitude absoluta do RSV foi maior em conformidade com a intensidade de alongamento. Tal como demonstra a tabela 5, face à amplitude do RSV relativa (i.e. normalizada ao momento máximo), estas diferenças não se acentuaram, embora o valor do P50 tenha sido superior ao PCI ($p < 0,05$).

Tabela 5. Amplitude do RSV (%) média ao longo das 5 repetições e no final da fase estática da R1.

Protocolo	Média RSV das 5 repetições	RSV em R1
P50	19,49 ± 2,05	21,88 ± 3,11
P75	18,29 ± 2,3	20,86 ± 2,96
PCI	17,08 ± 1,94	20,47 ± 3,47

Adaptações agudas após o protocolo de alongamento

Os resultados da diferença entre o pré e pós-alongamento das três intervenções de alongamento ao nível da AA máxima, momento máximo, ADC e EVA estão representados na figura 9. Observou-se um aumento significativo do ângulo máximo e momento passivo máximo no PCI, mas não nos protocolos sub-máximos (P50 e P75). Nos protocolos P75 e P50 verificou-se uma diminuição significativa da ADC. No PCI, observou-se um aumento do ADC, contudo a diferença não foi estatisticamente significativa. Face à intensidade do alongamento, o valor da EVA aumentou para os 3 protocolos.

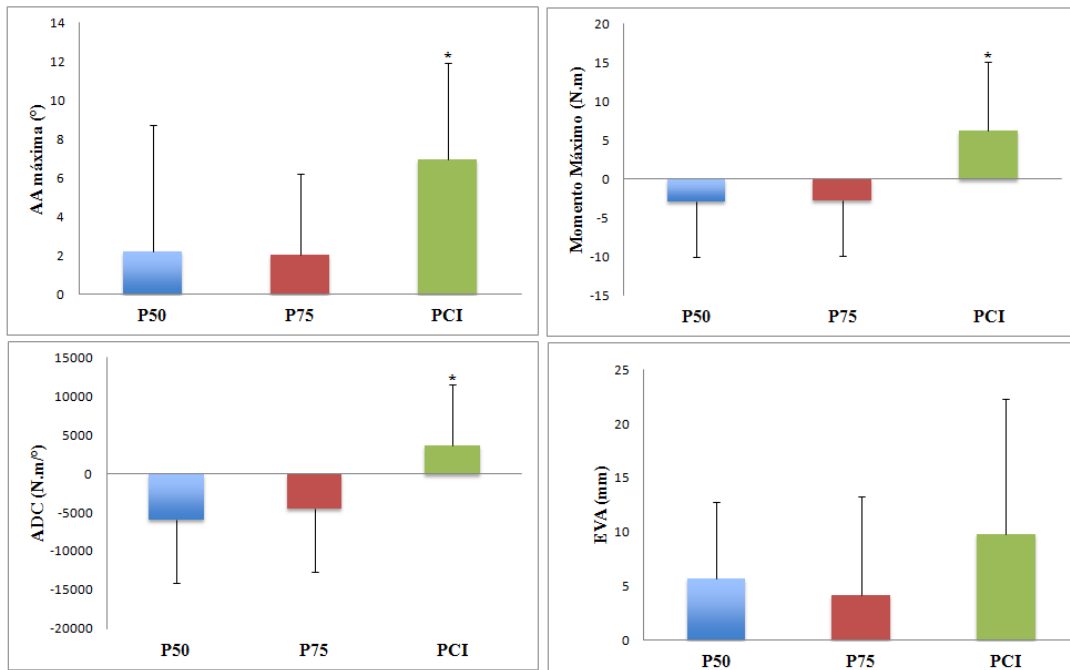


Figura 9. Diferenças nas respostas agudas (AA máxima, momento máximo, ADC e EVA) entre protocolos.
* - Diferenças significativas entre o PCI e os restantes protocolos.

Os valores de momento passivo num ângulo de $\sim 45^\circ$ (i.e. comum a todas as curvas obtidas, no instante $T=1400$), foram significativamente menores nos 3 protocolos após a aplicação das respectivas intervenções de alongamento ($24,90 \pm 3,74$ vs $20,80 \pm 3,32$ no P50; $24,57 \pm 4,88$ vs $21,10 \pm 4,02$ no P75; e $24,30 \pm 5,5$ vs $20,48 \pm 4,46$ N.m no PCI; para pré e pós, respectivamente).

A forma da curva 'momento-ângulo' das repetições (observadas pelos percentis do momento máximo da primeira repetição) antes e após o alongamento dos 3 protocolos está representado na figura 10. Verificou-se que o momento passivo entre a R0 e R6.1 diminui para todos os percentis das 3 condições de alongamento ($p < 0,05$).

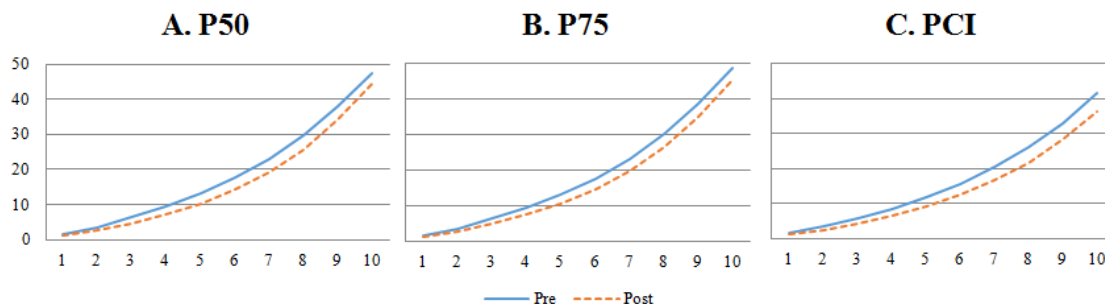


Figura 10. Relação 'momento-ângulo' durante a fase dinâmica do alongamento das repetições realizadas antes e após cada um dos protocolos de alongamentos (A. P50, B. P75 e C. PCI).

A figura 11 apresenta a forma das curvas ‘momento-ângulo’ antes e após o alongamento dos três protocolos sobrepostas (sendo que a pré-repetição foi calculada através da média das primeiras repetições de cada protocolo de alongamento). Na tabela 6 está apresentada, em termos percentuais, o valor de diminuição do momento passivo nos percentis 40, 60, 80 e 100 para cada protocolo de alongamento

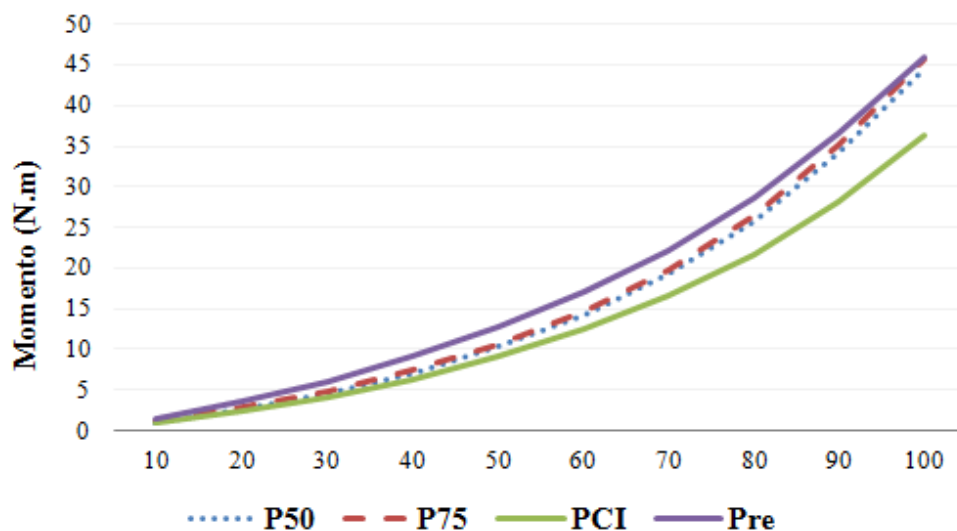


Figura 11. Relação ‘momento-ângulo’ durante a fase dinâmica do alongamento das repetições realizadas antes e após os protocolos de alongamentos. Média da primeira repetição de cada protocolo (Pre) com as R6.1 de cada um dos protocolos de alongamento.

Tabela 6. Alteração torque (%) em relação aos percentis 40, 60 80 e 100.

Protocolos	Percentis			
	40	60	80	100
P50	22%	16%	10%	3%
P75	18%	13%	8%	1%
PCI	31%	27%	24%	21%

A figura 12 apresenta a diferença média do momento passivo entre a condição pré-alongamento e pós-alongamento. Embora não tenham sido observadas diferenças estatisticamente significativas entre os três protocolos ($p > 0,05$), genericamente observou-se que as diferenças entre condições protocolares se destacaram em amplitudes próximas do máximo (percentis 90 e 100).

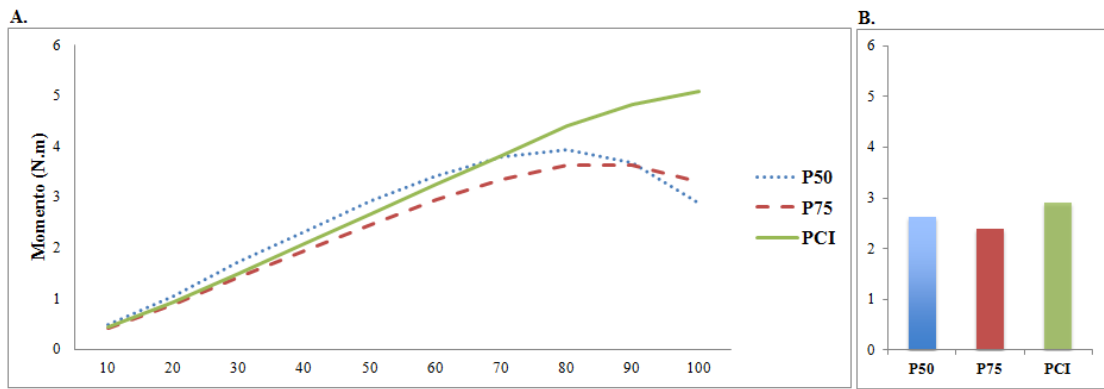


Figura 12. A. Diferenças da relação 'momento-ângulo' durante a fase dinâmica do alongamento das repetições realizadas antes e após os protocolos de alongamentos. B. Média das diferenças.

DISCUSSÃO

Tendo em conta os dados recolhidos nesta investigação, seguidamente, será feita uma análise relativamente à condição experimental, respostas ao alongamento ao longo das 5 repetições de alongamento estático e efeitos produzidos pela aplicação dos diferentes protocolos. Os resultados obtidos serão, ainda, confrontados com estudos anteriores realizados no âmbito da flexibilidade.

Condição experimental

A reprodutibilidade do teste foi assegurada pelo facto de os valores de força de aperto da coxa, a AA da coxa e a AA da tíbio-társica não terem sido significativamente diferentes nos vários protocolos e repetições.

A ausência de alterações no perfil qualitativo de flexibilidade dos sujeitos foi comprovada pelos valores de momento passivo numa AA sub-máxima, onde não foram encontradas diferenças significativas entre os 3 momentos de avaliação.

Relativamente ao momento máximo apresentado nas primeiras repetições de cada protocolo, verificou-se que este apresentou valores significativamente menores no PCI. Este facto pode estar relacionado com a instrução que foi dada aos sujeitos, visto que nos protocolos sub-máximos foi realizada uma repetição pré-teste apenas constituída pela fase dinâmica de alongamento (R0). Nesta repetição os sujeitos foram informados que não iriam manter a posição máxima de alongamento durante uma fase estática ao contrário do que se verificava no PCI. Assim sendo, esta instrução poderá ter influenciado a tolerância dos sujeitos à intensidade do alongamento. Consequentemente, a ADC também foi menor neste protocolo.

Nas condições experimentais P50 e P75, numa AA comum sub-máxima, o valor de momento em R0 foi maior do que em R1 em ambos os protocolos ($p < 0,05$). Neste estudo, o intervalo de descanso entre R0 e R1 foi de 1 minuto. Futuramente, sugere-se um intervalo de descanso maior entre esta repetição e a aplicação dos protocolos de alongamento para que os efeitos da repetição dinâmica pré-teste que visa identificar o momento máximo tolerado pelo sujeito não estejam presentes durante a aplicação do protocolo de alongamentos.

A AA máxima entre as 5 repetições dos protocolos P75 e P50 não foi diferente. Este facto comprova a manutenção da intensidade de alongamento durante as várias repetições.

Ao contrário de estudos anteriores, a determinação da intensidade de alongamento não foi feita em relação à AA máxima atingida pelo sujeito (Walter et al., 1996). No presente estudo foram calculados os valores de 50 e 75% de intensidade de alongamento relativo ao valor de momento máximo apresentado pelo sujeito na repetição dinâmica pré-teste. Esta metodologia foi adoptada devido ao facto de o aumento da resistência oferecida ao alongamento não ser diretamente proporcional ao aumento da AA. Durante o movimento passivo, a função matemática resultante da relação entre a resistência oferecida ao alongamento e a respectiva AA apresenta uma resposta com um carácter exponencial. Aqui, verifica-se que nas AA próximas do máximo, os incrementos do momento passivo são muito grandes em função de pequenas variações da AA. Posto isto, foi considerado pertinente calcular a intensidade de alongamento relativamente ao momento passivo máximo apresentado pelo sujeito e não à AA máxima atingida pelo mesmo.

Respostas ao alongamento ao longo das 5 repetições

No presente estudo foi possível apurar que com a aplicação de um protocolo de alongamentos, o momento passivo para os flexores da coxa numa amplitude comum sub-máxima comum a todos os sujeitos diminuiu ao longo das 5 repetições de alongamento estático. Nesta amplitude, verificou-se que houve uma diminuição de R1 para R5 de 14, 15 e 20% nos protocolos P50, P75 e PCI, respectivamente. Estes valores são um pouco superiores aos encontrados num estudo realizado por Magnusson et al., onde se verificou uma diminuição dos valores de torque passivo entre a primeira e a quinta repetição, na ordem dos 13% após a aplicação de um protocolo similar ao PCI do presente estudo (Magnusson et al., 1996). Tal como foi referido na apresentação dos resultados, é importante realçar que as respostas ao alongamento variam de acordo com a AA. Neste estudo, a AA seleccionada foi $\sim 45^\circ$ o que poderá, eventualmente, justificar os resultados obtidos.

Relativamente ao momento máximo, no PCI não se verificaram diferenças significativas nos valores de momento máximo entre as repetições. Este facto pode ser explicado devido ao aumento da AA máxima atingida pelos sujeitos na sequência de

repetições. Neste estudo verificou-se, descritivamente, que AA atingida pelos sujeitos aumentou de repetição para repetição o que poderá explicar a ausência de alterações no valor máximo de momento passivo. Este facto poderá indiciar que os sujeitos reportaram a intensidade máxima de alongamento em função dos valores de momento passivo, sendo que este correspondeu a uma maior AA atingida. Em concordância, verificou-se que, para a mesma AA, nos protocolos sub-máximos, o momento máximo diminuiu significativamente, nomeadamente entre a R1 e as restantes repetições.

Em relação ao RSV, os dados deste estudo apresentam redução média do valor final de torque de 17% ao longo das 5 repetições a uma intensidade máxima e de 21% de amplitude de relaxamento na R1, no final dos 90 segundos de alongamento estático. Este valor fica um pouco abaixo (32% e 29%) comparativamente com estudos anteriores que utilizam o mesmo tempo de alongamento estático a uma intensidade máxima (Klinge et al., 1997; Magnusson et al., 1996). Um estudo que obteve valores semelhantes foi o de Magnusson et al. (2000). No entanto estes autores usaram apenas 45s de alongamento estático. McNair et al. (2001) estudaram as respostas ao alongamento com diferentes durações (15, 30 e 60 segundos) e verificaram uma diminuição do momento passivo em cerca de 21% quando este foi mantido por 30 segundos. Para McHugh et al. (1996), a componente rápida do RSV é caracterizada por um declive da curva acentuado e tem uma duração entre os 20 e os 30 segundos de fase estática. Seguidamente, inicia-se a componente lenta, que não apresenta um declive tão acentuado e tem uma duração substancialmente maior. Em concordância, Duong et al. (2001) sujeitaram os indivíduos a um alongamento dos flexores plantares durante 40min (20min + 20min). Observaram, que o momento máximo inicial sofreu um decréscimo de 58%. No entanto, os autores referem que nos primeiros 5min o RSV já tinha atingido metade do valor final. Magnusson (1998) fez uma revisão da literatura e aponta para um valor de RSV de 30%.

Adaptações agudas após o protocolo de alongamento

Fazendo uma comparação entre a primeira repetição de cada protocolo e a repetição realizada um minuto após a sua aplicação, verificou-se uma diminuição significativa nos valores de momento passivo numa amplitude de $\sim 45^\circ$. No entanto, devido ao facto de as adaptações às diferentes intensidades serem distintas ao longo do movimento de

extensão passiva da perna, foi considerado pertinente analisar individualmente os valores de momento passivo em relação a diferentes instantes dessa curva numa tentativa de verificar as adaptações agudas da UMT ao alongamento e descrever a relação 'momento-ângulo' (figuras 10 e 11).

Após a análise estatística de todos os percentis da curva 'momento-ângulo', verificou-se uma diminuição significativa do momento passivo em todos esses instantes da curva. Apesar de não terem sido encontradas diferenças na diminuição do momento passivo entre as condições experimentais, descritivamente verifica-se que nas AA superiores (percentis 80 e 100) a diminuição do momento passivo é maior no PCI comparativamente com os protocolos de intensidade sub-máxima. Por outro lado, verifica-se que no P50 e P75 as maiores respostas ao alongamento acontecem em AA intermédias (percentis 40 e 60). Assim, torna-se possível afirmar que as adaptações da UMT à aplicação de protocolos de alongamento com diferentes intensidades não é constante ao longo da amplitude de movimento passivo. Hipoteticamente, é possível afirmar que as adaptações ao alongamento ocorrem maioritariamente nas AA onde foi aplicado o estímulo. Este facto é comprovado pela ausência de diferenças significativas nas variáveis momento máximo e AA máxima após a aplicação de protocolos com intensidades sub-máximas.

São vários os estudos anteriores que utilizaram protocolos com intensidades máximas e que reportam uma diminuição do momento passivo após o protocolo de alongamentos. Ryan et al. (2008) alcançaram uma diminuição de 21%, utilizando um protocolo com um tempo total de alongamento, para os flexores plantares, semelhante ao utilizado no PCI deste estudo, mas fizeram-no continuamente, numa única repetição. Nakamura et al. (2011) usaram igualmente um protocolo de alongamento estático contínuo, durante 5m, e alcançaram, para os flexores plantares, uma diminuição do *stiffness* de 11%.

Alerta-se para o facto de, por não serem abundantes os estudos sobre os flexores da perna, há a tendência de analisar os estudos realizados nos flexores plantares. Apesar dos objectivos e metodologia serem idênticas, existem diferenças comprovadas ente os grupos musculares em causa. Kubo et al. (2005) afirmam que é razoável admitir que grupos musculares sujeitos á mesma intensidade e duração de alongamento, tenham um comportamento visco-elástico diferente.

Todos os estudos referidos anteriormente utilizaram protocolos de intensidades máximas e observaram as alterações do momento passivo durante a fase dinâmica e estática do alongamento. Por outro lado, Walter et al. (1996) comparou diferentes durações e intensidades de alongamento relativamente ao perfil quantitativo de flexibilidade, determinado através do teste do senta e alcança. Nesse estudo, o protocolo que evidenciou melhores resultados foi aquele que utilizou uma duração de 30 segundos a uma intensidade de 100%, tendo tido um aumento da amplitude de movimento de $5,86 \pm 1,87\text{cm}$. Estes resultados vão em concordância com os do presente estudo, onde apenas se verificaram alterações significativas de AA máxima atingida pelos sujeitos após a aplicação de um protocolo de intensidade máxima. Aqui, foi possível observar um aumento de $6,94 \pm 5,02^\circ$ entre R0 e R6.1. Pelo contrário, nos protocolos sub-máximos não se verificaram alterações neste parâmetro.

Limitações

A corrente investigação apresenta algumas limitações. Relativamente ao procedimento experimental, alguns sujeitos referiram dormência do pé ao longo da aplicação dos protocolos de alongamento provavelmente devido à força de aperto da coxa e fixação do pé (cuja força de aperto não foi medida), o que poderá ter adulterado a sua percepção de alongamento e, conseqüente, AA máxima de extensão da perna. Para além disso, durante a recolha de dados poderão ter ocorrido movimentos parasitas. Os movimentos da cabeça implicam uma contração dos músculos abdominais, que por sua vez se poderia propagar ao membro inferior de teste. Apesar da ocorrência ocasional destes movimentos indesejados, os valores médios de EMG recolhidos ficaram abaixo do inicialmente estabelecido. Uma outra limitação prende-se com o posicionamento do marcador refletor do grande trocânter. Este foi colocado no membro não testado, podendo ter sido um factor adulterador do posicionamento da coxa. Por fim, refere-se que o sistema de esferas incorporado no *device* do *setup* experimental pode ter afectado os valores de momento passivo registados pelo dinamómetro.

CONCLUSÃO

Os dados recolhidos neste estudo permitem afirmar que os valores de flexibilidade qualitativa dos músculos flexores da perna são diferentes durante e após a aplicação de três protocolos com diferentes durações e intensidades de alongamento, numa amostra de sujeitos assintomáticos e com défice de flexibilidade.

As adaptações da UMT expressas na relação 'momento-ângulo' dependem das características do protocolo realizado e não são constantes ao longo da amplitude articular de movimento passivo. Verificou-se que nas AA superiores, a diminuição do momento passivo é maior no protocolo com uma intensidade máxima comparativamente com os protocolos de intensidade sub-máxima. Foi também possível observar que, nos protocolos que aplicaram uma intensidade de 50 e 75%, as maiores respostas ao alongamento acontecem em AA intermédias. Ao contrário do protocolo de intensidade máxima, a AA máxima após a aplicação do protocolo não foi diferente nos protocolos sub-máximos. Neste sentido, parece que as adaptações ao alongamento ocorrem maioritariamente nas AA onde foi aplicado o estímulo. Assim sendo, em termos metodológicos, sugere-se que o estudo das adaptações da curva 'momento-ângulo' seja feita em vários instantes dessa curva, de forma a poder perceber o seu comportamento.

Posto isto, tendo como propósito primordial a obtenção de aumentos da AA máxima e tolerância ao alongamento, sugere-se que o alongamento seja praticado uma intensidade de alongamento máxima.

Relativamente às adaptações agudas durante as 5 repetições de alongamento, observou-se uma amplitude do RSV em termos absolutos significativamente maior no PCI.

Os resultados provenientes deste estudo poderão ter uma aplicação prática no treino de flexibilidade o que, por sua vez, poderá auxiliar na prevenção de lesões deste grupo muscular.

Desta forma, sugere-se a exploração em futuras investigações da relação entre a intensidade e duração do alongamento e os seus efeitos na relação 'momento-ângulo', uma vez que a bibliografia na matéria destas componentes do alongamento é, ainda, escassa.

BIBLIOGRAFIA

Abellaneda, S., Guissard, N. & Duchateau, J. (2009). The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *Journal of Applied Physiology*, 106(1), 169-177.

American College of Sports Medicine. (2006). *Guidelines for exercise testing and prescription*. 7ª edição. Lippincott, Williams and Wilkins.

American College of Sports Medicine. (2011). *Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal and neuromotor fitness in apparently healthy adults: Guidance for prescribing exercise*. Official Journal of the American College of Sports Medicine, 1334-1359.

Aquino, C., Gonçalves, G., Fonseca, S. & Mancini, M. (2006). Analysis of the relation between flexibility and passive stiffness of the hamstrings. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 12(4), 175e-179e.

Bandy, W. D. & Irion, J. M. (1994). The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstrings muscles. *Physical Therapy*, 74 (9), 845-50.

Bandy, W., Irion, J.M. & Briggler, M. (1997). The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Physical Therapy*, 77(10), 1090-1096.

Blazevich, A.J., Cannavan, D., Waugh, C.M., Fath, F., Miller, S.C. & Kay, A.D. (2012). Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology*, 113(9), 1446-1455.

Boyce, D. & Brosky, J. A. (2008). Determining the minimal number of cyclic passive stretch repetitions recommended for an acute increase in an indirect measure of hamstring length. *Physiotherapy theory and practice*, 24(2), 113-120.

Bruno, P., Freitas, S. & Vaz, J. (2012). Adjustment of knee passive extension torque-angle raw data by different mathematical models. *Clinical Biomechanics* (Submetido).

- Chan, S., Hong, Y. & Robinson P. (2001). Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 11(2), 81-86.
- Cipriani, D., Abel, B. & Pirrwitz, D. (2003). A Comparison of Two Stretching Protocols on Hip Range of Motion: Implications for Total Daily Stretch Duration. *Journal of Strength and conditioning Association*, 17(2), 274-278.
- Dadebo, B., White, J. & George, K. (2004). A survey of flexibility training protocols and hamstring strains in professional football clubs in England. *British Journal of Sports Medicine*, 38(4), 388-394.
- Davis, D. S., Ashby, P.E., McCale, K.L., McQuain, J.A. & Wine, J.M. (2005). The effectiveness of 3 stretching techniques on hamstrings flexibility using consistent stretching parameters. *Journal of strength and conditioning research*, 19(1), 27-32.
- Decoster, L., Cleland, J., Altieri, C. & Russel, P. (2005). The Effects of Hamstring Stretching on Range of Motion: A Systematic Literature Review. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 35(6), 377-387.
- Doung, B., Low, M., Moseley, A.M., Lee, R.Y. & Herbert, R.D. (2001). Time course of stress relaxation and recovery in human ankles. *Clinical biomechanics*, 16(7), 601-607.
- Feland, J., Myrer, J., Schulthies, S., Fellingham, G. & Measom, G. (2011). The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 or older. *Physical Therapy*, 81(5), 1110-1117.
- Flowers, K. R. & LaStayo, P. C. (1994). Effect of total end range time on improving passive range of motion. *Journal of hand therapy*, 7(3), 48-54.
- Freitas, S. (2010). *Flexibilidade e alongamento: Um modelo taxonómico*. Lisboa: Gnosies.
- Gadjosik, R. L. (1991). Passive compliance and length of clinical short hamstring muscles of healthy men. *Clinical Biomechanics*, 6(4), 239-244.

- Harvey, L., Herbert, R. & Crosbie, J. (2002). Does stretching induce lasting increases in joint ROM? A systematic review. *Physiotherapy Research International*, 7(1), 1-13.
- Hunter, D.G. & Springs, 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.
- Kisner, C. & Colby, L.A. (2005) *Exercícios terapêuticos: Fundamentos e técnicas*. São Paulo: Editora Manole.
- Klinge, K., Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Klausen, K. & Kjaer, M. (1997). The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *American Journal of Sports Medicine*, 25(5), 710-716.
- Kottke, F.J., Pauley, D.L. & Park, K.A. (1966). The rationale for prolonged stretching for correction of shortening of connective tissue. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 47(6), 345-352.
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2001). Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures?. *European Journal of Applied Physiology*, 85(3-4), 226-232.
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2002). Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Physiology*, 538(1), 219-226.
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2003). Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *European Journal of Applied Physiology*, 88(6), 520-526.
- Magnusson SP. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 8(2), 65-67.
- Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Sørensen, H. & Kjaer, M. (1995). Viscoelastic response to repeat static stretching in the human hamstring muscle. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 5(6), 342-347.

Magnusson, S.P., Aagaard, P. & Nielson, J.J. (2000). Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(6), 1160-1164.

Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Sørensen, H. & Kjaer, M. (1996). Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *American Journal of Sports Medicine*, 24(5), 622-628.

Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Sørensen, H. & Kjaer, M. (1996). A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *Journal of Physiology*, 497(1), 291-298.

McHugh, M.P., Connolly, D.A., Eston, R.G., Kremenec, I.J., Nicholas, S.J. & Gleim, G.W. (1999). The role of passive muscle stiffness in symptoms of exercise-induced muscle damage. *American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 594-599.

McHugh, M.P., Kremenec, I.J., Fox, M.B. & Gleim, G.W. (1996). The relationship of linear stiffness of human muscle to maximum joint range of motion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(5), S77.

McHugh, M.P., Magnusson, S.P., Gleim, G.W. & Nicholas, J.A. (1992). Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. *Medicine and Science of Sports and Exercise*, 24(12), 1375-1382.

McNair, P. J., Dombroski, E. W., Hewson, D.J. & Stanley, S.N. (2001). Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Medicine and Science of Sports and Exercise*, 33(3), 354–357.

McNair, P. & Stanley, S. (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), 313-318.

McNeal, J. R. & Sands, W. A. (2006). Stretching for performance enhancement. *Current Sports Medicine Reports*, 5(3), 141-146.

Morse, C.I., Degens, H., Seynnes, O.R., Maganaris, C.N. & Jones, D.A. (2008). The acute effect of stretching on the passive *stiffness* of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *Journal of Physiology*, 586(1), 97-106.

- Nakamura, M., Ikezoe, T., Takeno, Y. & Ichiashi, N. (2011). Acute and prolonged effect of static stretch on the passive stiffness of the human Gastrocnemius Muscle Tendon Unit. *Journal of orthopaedic research*, 29(11), 1759-1763.
- Nordez, A., McNair, P. J., Casari, P. & Cornu, C. (2010). Static and cyclic stretching: Their different effects on the passive-torque angle curve. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 156-160.
- Oliveira, A.L. & Nogueira, N. (2008). Influência do Stretching Global Activo na flexibilidade da cadeia posterior e no salto vertical no Voleibol. *Revista Portuguesa de fisioterapia no desporto*, 2(2), 7-17
- Pope, R., Herbert, R. & Kirwan, J. (1998). Effects of ankle dorsiflexion range and pre-exercise calf muscle stretching on injury risks on army recruits. *Australian Journal of Physiotherapy*, 44(3), 165-177.
- Purslow, P.P., Wess, T.J. & Hukins, D.W. (1998). Collagen orientation and molecular spacing during creep and stress-relaxation in soft connective tissues. *The Journal of Experimental Biology*, 201(Pt 1), 135-142.
- Ryan, E.D., Beck, T.W., Herda, T.J., Hull, H.R., Hartman, M.J., Costa, P.B., Defreitas, J.M., Stout, J.R. & Cramer, J.T. (2008). The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *Journal of Orthopedic and sports Physical Therapy*, 38(10), 632-639.
- Ryan, E.D., Herda, T.J., Costa, P.B., Defreitas, J.M., Beck, T.W., Stout, J.R. & Cramer, J.T. (2009). Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. *Journal of Sports Sciences*, 27(9), 957-961.
- Freitas, S., Vaz, J., Bruno, P., Valamatos, M.J. & Mil-Homens, P. (2012). Comparison of different knee extension passive torque-angle assessments. Artigo não publicado. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.
- Sands, W. A. & McNeal, J. R. (2000). Enhancing flexibility in gymnastics. *Technique*, 20, 6-9.
- Walter, J., Figoni, S.F., Andres, F.F. & Brown, E. (1996). Training intensity and duration in flexibility. *Clinical Kinesiology*, 50(2), 40 – 45.

ANEXOS

APÊNDICE 1 – Consentimento Informado



“Influência da intensidade e volume do alongamento nos efeitos agudos do perfil qualitativo de extensão passiva da perna”

CONSENTIMENTO INFORMADO

1. No âmbito do estudo de investigação supracitado, foi solicitada a minha participação como voluntário;
2. Fui informado de que o estudo visa verificar a influência da intensidade e volume do alongamento nos efeitos agudos do perfil qualitativo de extensão passiva da perna;
3. A minha participação corresponderá á avaliação da tensão passiva dos músculos flexores da perna, ao longo da amplitude de movimento de extensão da perna, no dinamómetro Biodex e medição de variáveis antropométricas como peso, altura e comprimentos dos membros inferiores. Os exames serão realizados no laboratório de fisiologia da Faculdade de Motricidade Humana;
4. Fui informado que os momentos de avaliação serão realizados em quatro ocasiões distintas. Num primeiro momento, será realizada uma sessão de familiarização. Em sessões posteriores, serão aplicados três protocolos experimentais, com três regimes de intensidade distintos onde serão medidos os valores da relação torque-ângulo dos músculos flexores da perna, com recurso ao dinamómetro Biodex. De forma a controlar a actividade eléctrica dos músculos em teste, utilizar-se-á a electromiografia de superfície. Para tal, será necessário a limpeza da pele e remoção dos pêlos na zona de aplicação dos eléctrodos.

5. Fui informado sobre as condições de participação no estudo e sobre algumas orientações a cumprir durante a aplicação dos questionários e avaliações;
6. Estou consciente de que em nenhum momento serei exposto a riscos em virtude da minha participação no estudo e que poderei, em qualquer momento, recusar continuar ou ser informado acerca da mesma, sem nenhum prejuízo para a minha pessoa;
7. Compreendo que os resultados deste estudo poderão vir a ser publicados, sendo que a minha identidade não será revelada. No sentido de manter a confidencialidade dos meus registros, o investigador irá utilizar códigos, que serão protegidos pelo acesso individualizado à base de dados resultante;
8. Fui informado que não serei compensado monetariamente pela participação neste estudo;
9. Eventuais questões que se me coloquem, no diz respeito ao estudo ou à minha participação no mesmo, serão respondidas pelo investigador, antes ou depois deste meu consentimento, ou através do telefone 918298599.
10. Declaro que li a informação referida nos pontos anteriores. A natureza e a exigência do programa foram-me explicadas.
11. Ao assinar este formulário de consentimento, eu não estou a renunciar a quaisquer direitos legais, hipóteses de reclamação ou possibilidade de desistência. Uma cópia deste formulário ser-me-á fornecida.

Assinatura: _____ Data: _____

12. Eu certifico que expliquei ao participante supracitado a natureza e o objectivo associados à participação no estudo, tendo respondido a todas as questões que me foram colocadas e testemunhado a assinatura.

13. Eu providenciei uma cópia deste formulário para o participante neste estudo.

Assinatura: _____

_____ Data: _____

(Mestrando Daniel Barbosa)

Orientador: Professor Doutor Pedro Mil-Homens