

RAFAEL RABELLO RAMOS

ADAPTAÇÕES MÚSCULO-ESQUELÉTICAS AO TREINAMENTO RESISTIDO



Monografia apresentada como requisito parcial para a conclusão do Curso Bacharel em Educação Física, Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas, Universidade Federal do Paraná.

CURITIBA

2009

RAFAEL RABELLO RAMOS

ADAPTAÇÕES MUSCULO-ESQUELÉTICAS AO TREINAMENTO RESISTIDO

Monografia apresentada como requisito parcial para a conclusão do Curso de Bacharel em *Educação Física*, do Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas, Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. André Félix Rodacki.
Co-orientador: Prof. Me. Ricardo Martins.

CURITIBA

2009

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente aos meus pais, Jefferson e Neyde, que sempre acreditaram em mim e não mediram esforços para que tivesse uma boa educação. Também agradeço por eles serem os grandes exemplos de dedicação, força de vontade e garra da minha vida. Vocês me dão forças para seguir sempre em frente.

Agradeço a amiga, Hellem Cristine de Souza, por ser a “melhor amiga” durante estes quatro anos de graduação. Era ela que me incentivava quando eu estava prestes a desistir, por isso jamais esquecerei toda a sua dedicação e todas as lições que aprendi com o brilhantismo da sua pessoa.

Agradeço aos meus tios, Madison e Beatriz, por todos os conselhos, pela influência positiva e pelos ensinamentos que estão me proporcionando um futuro pessoal e profissional brilhante.

Agradeço a todos os professores que contribuíram para minha formação, em especial aos meus professores: orientador André Félix Rodacki e coorientador Ricardo Martins, que realmente estavam dispostos a me ensinar e ajudar.

Agradeço a todos os amigos que, direta ou indiretamente, contribuíam para que eu concluísse o Curso de Bacharelado em Educação Física, principalmente as amigas Cintia Warth e Eliza Donha e o amigo Vinicius Zen. Este amigo é um grande exemplo de profissional e pessoa, que admiro e respeito muito.

E agradeço a minha querida namorada, Alessandra, pela compreensão, o apoio e o incentivo para a conclusão de mais uma etapa da minha vida pessoal e profissional. Tenho certeza de que os momentos ausentes foram empregados em um objetivo que me trará um retorno no futuro e você se mostrou a melhor parceira.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi determinar se existem diferenças significativas na arquitetura muscular do músculo vasto lateral e reto femoral de indivíduos que executam técnicas distintas do exercício de agachamento com barra livre. As variáveis foram quantificadas por meio do ultra-som. A amostra foi composta por 10 indivíduos divididos em dois grupos: 5 indivíduos que utilizam o agachamento livre com flexão final do joelho menor que 90° (G90-) e 5 indivíduos que executam este exercício com flexão final do joelho superior a 90° (G90+), com experiência de $12,8 \pm 5,16$ anos de treinamento (mínimo de três sessões semanais). Os resultados revelaram que existe diferença significativa ($p \leq 0,05$) apenas entre o ângulo de penetração das fibras dos dois grupos, sendo que o grupo G90+ possui o ângulo de penetração maior. Acredita-se que essa diferença tenha ocorrido devido à maior amplitude adotada pelos sujeitos do grupo G90+, sugere-se que diferentes amplitudes adotadas durante o treinamento resistido podem gerar alterações na arquitetura muscular que influenciam na produção da força.

Palavras chave: arquitetura muscular, força, ultra-som.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Relação do ângulo articular com o momento em que a máxima força é gerada, antes e depois do treinamento de força. – Pag. 21.

Figura 2 – Posicionamento do sujeito avaliado, demarcação com a fita anecóica e coleta das imagens do vasto lateral relaxado (VLR) e contraído (VLC); e reto femoral contraído (RTC). – Pag. 28.

Figura 3 – Imagens individuais do vasto lateral coletadas pelo aparelho de US (coleta 1, coleta 2, coleta 3 e coleta 4) – Pag. 29.

Figura 4 – Reconstrução total da imagem de vasto lateral, utilizando a marca causada pela fita anecóica como referência. – Pag. 30.

Figura 5 – Quantificação do comprimento dos fascículos e ângulo de penação das fibras do vasto lateral. – Pag. 30.

Figura 6 – Avaliação da área de secção transversa do reto femoral. - Pag. 31.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores (médios e desvio padrão) da estatura, tamanho da coxa e diâmetro do terço distal da coxa. – Pag. 33.

Tabela 2 – Variáveis morfológicas da arquitetura muscular (Comprimento dos fascículos, Ângulo de penação das fibras e Área de secção transversa). – Pag. 34.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	8
2. OBJETIVOS	10
2.1 OBJETIVO GERAL	10
2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	10
3. REVISÃO DE LITERATURA	11
3.1 ARQUITETURA MUSCULAR	11
3.2 TREINAMENTO DE FORÇA	15
3.3 AÇÕES MUSCULARES.....	16
3.4 FATORES QUE INFLUEM NA FORÇA MUSCULAR	19
3.5 AGACHAMENTO LIVRE.....	23
3.6 ULTRA- SOM (US).....	26
4. METODOLOGIA.....	29
4.1 DELINIAMENTO DA PESQUISA.....	29
4.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	29
4.3 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS	29
4.4 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	33
5. RESULTADOS	34
5.1 Variáveis antropométricas.....	34
5.2 Variáveis da arquitetura muscular.....	34
6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	36
7. CONCLUSÃO.....	42
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	44

1. INTRODUÇÃO

A habilidade de gerar força é necessária em todos os tipos de movimento e está positivamente correlacionada à área de seção transversa. O arranjo, o ângulo de penação, o comprimento das fibras musculares além do ângulo articular e a velocidade de contração notadamente influenciam a expressão da força. A força muscular é um dos requisitos básicos para a produção de elevados níveis de potência, os quais são requeridos em atividades da vida diária e em inúmeras ações esportivas (GARRETT, KINDERDALL, 2000).

Em geral, exercícios que incluem contrações excêntricas têm demonstrado melhores resultados sobre a expressão da força quando comparados a exercícios concêntricos ou isométricos. Provavelmente, a maior força produzida por unidade de tamanho, a menor ativação por unidade de carga (NICHOLAS et al., 2009 apud KOMI et al.; KOMI et al. 1987) e a menor demanda metabólica (NICHOLAS et al., 2009 apud BONDE-PETERSON et al.; BONDE-PETERSON et al., 1972) causam as maiores adaptações hipertróficas (NICHOLAS et al., 2009 apud HATHER et al.; HATHER et al., 1991) que conduzem a maiores aumentos de desempenho. Além disso, a maior resposta inflamatória em decorrência dos elevados níveis de lesão que ocorre em função do trabalho excêntrico estimula o sistema imune e favorece as adaptações teciduais.

O estímulo mecânico imposto pelas diferentes ações musculares (isométrica, concêntrica e excêntrica) que ocorrem com o aumento da sobrecarga, provoca adaptações que resultam em aumento da área de secção transversa (hipertrofia) e alterações nas características contráteis das fibras musculares. Herzog et al. (1991) descobriram que as propriedades força-comprimento do músculo reto femoral de corredores e ciclistas possuem características diferentes. Em corredores, a relação força-comprimento apresenta inclinação positiva (“braço” ascendente da relação força-comprimento), enquanto em ciclistas a inclinação é negativa (“braço” descendente). Tais adaptações foram associadas às diferenças funcionais

específicas, devido ao fato dos corredores empregarem uma posição mais alongada durante os treinos e corridas quando comparados aos ciclistas que sustentam uma posição mais flexionada em razão da flexão do tronco que reduz o ângulo do quadril e o comprimento muscular do reto femoral. Assim, as alterações no desempenho podem também serem explicadas por relações básicas de estrutura-função das fibras musculares (ex: ângulo de penação).

Segundo Komi (2006), o principal avanço nesta área foi a determinação dessas inter-relações em humanos, particularmente em relação ao desempenho esportivo. Esses avanços tem sido possíveis graças ao desenvolvimento de técnicas de imagem não-invasivas, tais como o ultra-som (US) e a imagem por ressonância magnética (RM).

Dessa forma, atletas que empregam diferentes amplitudes de movimento podem apresentar modificações distintas em sua arquitetura muscular. Em geral, praticantes de musculação efetuam exercícios de agachamento com flexão final do joelho de até 90º, até mesmo alguns atletas de alto nível do *Fisiculturismo*¹ adotam este limite, enquanto atletas de *Powerlifting*² ultrapassam essa angulação devido às exigências técnicas do levantamento. Logo, espera-se que praticantes de musculação que empregam diferentes ângulos finais de flexão dos joelhos (durante o agachamento livre) apresentem arquiteturas musculares distintas.

O presente estudo objetiva determinar se diferentes tipos de execução do exercício de agachamento com barra livre (flexão final do joelho maior ou menor que 90º) causam alterações sobre parâmetros da arquitetura muscular (ângulo de penação e comprimento fascicular) do músculo vasto lateral e área de secção transversa do músculo reto femoral, utilizando a ultra-sonografia.

*Fisiculturismo*¹ - esporte cujo objetivo é buscar, por meio da musculação, a melhor formação muscular. Os requisitos avaliados são: volume, simetria, proporção e definição muscular.

*Powerlifting*² - é um esporte de força consistente em três modalidades: o agachamento, o supino e o levantamento terra.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Determinar se existem diferenças significativas na arquitetura muscular do músculo vasto lateral e reto femoral de indivíduos que executam técnicas distintas do exercício de agachamento com barra livre.

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Mensurar e comparar o comprimento dos fascículos do músculo vasto lateral entre indivíduos que executam técnicas distintas do exercício de agachamento com barra livre.

Determinar e comparar o ângulo de penação das fibras do músculo vasto lateral entre indivíduos que executam técnicas distintas do exercício de agachamento com barra livre.

Quantificar e comparar a área de secção transversa do músculo reto femoral entre indivíduos que executam técnicas distintas do exercício de agachamento com barra livre.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1 ARQUITETURA MUSCULAR

Segundo Hamill e Knutzen (1999), os músculos e grupos musculares são arranjados de modo que possam contribuir individualmente ou coletivamente para produzir um movimento muito pequeno ou um muito amplo e potente. Os músculos raramente agem individualmente; geralmente agem com outros músculos em uma variedade de papéis possíveis.

Para compreender a função muscular, é preciso primeiro examinar a organização estrutural do músculo a partir da anatomia macroscópica externa, seguindo até o nível microscópico da ação muscular.

3.1.1 Grupos de músculos

Segundo os mesmos autores, os grupos de musculares ficam contidos em compartimentos definidos pela fáscia, uma bainha de tecido fibroso. Os compartimentos servem para manter os músculos organizados e contidos em uma região, mas há vezes em que o compartimento não é grande o suficiente para acomodar o músculo ou grupos musculares. Quando o desenvolvimento do músculo excede a capacidade de espaço definida pelo compartimento, esse fato recebe o nome de síndrome do compartimento e precisa atenção se o compartimento apertado comprimir nervos ou suprimento sanguíneo.

3.1.2 Organização muscular individual

Revestindo a parte externa do músculo existe outro tecido fibroso, o epimísio, que tem um papel vital na transferência de tensão muscular para o osso. As tensões no músculo são geradas em vários locais e o epimísio transfere as diferentes tensões para o tendão, provendo uma aplicação suave da força muscular no osso (HAMILL, KNUTZEN, 1999).

As fibras musculares são reunidas em grupos de cem ou mais para formar o fascículo (ou feixe de fibras). Cada fascículo é revestido por uma camada de tecido conjuntivo chamada de perimísio (MCGINNIS, 2002). O perimísio protege as fibras musculares e cria caminhos para os nervos e vasos sanguíneos. O tecido conectivo no perimísio e epimísio dão ao músculo muito de sua capacidade de alongamento e retorno ao comprimento no repouso normal. O perimísio é também alvo de treino de flexibilidade porque o tecido conectivo no músculo pode ser alongado, permitindo que o músculo se alongue (HAMILL, KNUTZEN, 1999).

De acordo com Hamill e Knutzen, os fascículos correm paralelamente uns com os outros no músculo. Cada fascículo contém fibras musculares cilíndricas longas, as células dos músculos esqueléticos, nas quais a força é gerada. As fibras musculares também correm paralelamente e são cobertas com uma membrana, o endomísio. O endomísio é uma bainha muito fina que leva os capilares e nervos que nutrem e inervam cada fibra muscular. E diretamente sob o endomísio encontra-se o sarcolema, uma fina superfície na membrana do plasma que se ramifica dentro do músculo.

No nível microscópico, identificamos cada célula muscular simples como uma fibra muscular. Uma fibra muscular é uma estrutura longa, filiforme, de 10 a 100 milionésimos de metro de diâmetro e até 30 cm de comprimento. Dentro de cada fibra muscular existem centenas de estruturas filiformes menores dispostas em paralelo uma com a outra e cobrindo toda a extensão da fibra. Estas são miofibrilas, cujo número pode variar de menos de cem a mais de mil, dependendo do tamanho da fibra muscular (MCGINNIS, 2002).

As miofibrilas apresentam estrias transversas devido aos filamentos claros e escuros colocados em uma ordem que forma padrões repetidos de bandas. A banda preta é a proteína espessa, a miosina, e a clara é o polípeptídeo fino, a actina. Uma unidade dessas bandas é chamada de sarcômero, a unidade contrátil muscular propriamente dita que desenvolve tensão na medida em que os filamentos de actina deslizam em direção ao meio dos filamentos de miosina (HAMILL, KNUTZEN, 1999).

3.1.3 Teoria do Deslizamento dos Filamentos

De acordo com Hamill e Knutzen (apud HUXLEY; HUXLEY, 1957), tem sido apresentada uma explicação sobre o encurtamento do sarcômero pela teoria do deslizamento dos filamentos. Quando o cálcio é liberado no músculo pela estimulação neuroquímica, inicia-se o processo de encurtamento. O sarcômero encurta-se na medida em que o filamento de miosina “caminha” pela actina, formando pontes transversas entre a cabeça da miosina e um local próprio no filamento de actina. No estado contraído, os filamentos de actina e miosina se sobrepõem ao longo da maior parte da sua extensão.

Segundo os mesmos autores (apud BILLETER, HOPPELER; BILLETER, HOPPELER 1992), o deslizamento simultâneo de muitos milhares de sarcômeros em séries cria uma alteração no tamanho e força do músculo. A quantidade de força que pode ser gerada no músculo é proporcional ao número de pontes transversas formadas. Pelo encurtamento de muitos sarcômeros, miofibrilas e fibras, é criado um movimento real pelo desenvolvimento de tensão que percorre o músculo e é aplicado nas suas duas extremidades até o osso.

3.1.4 Organização das fibras

O formato e o arranjo das fibras do músculo determinam se o músculo será capaz de gerar grandes quantidades de força ou se tem boa capacidade de encurtamento. A capacidade de encurtamento de um músculo reflete-se tanto na mudança de comprimento quanto na velocidade, dependendo da situação do movimento. Existem dois tipos básicos de arranjos de fibras encontrados no músculo: fusiformes e peniformes (HAMILL, KNUTZEN, 1999).

O arranjo das fibras fusiformes é paralelo às fibras musculares, e os fascículos percorrem o comprimento do músculo. As fibras em um músculo fusiforme correm paralelamente à linha de tração do músculo, de modo que a força da fibra é na mesma direção da musculatura (HAMILL, KNUTZEN, 1999,

apud HUIJING; HUIJING, 1992). O arranjo das fibras em forma de fuso, conforme se sabe, oferece o potencial para grandes quantidades de encurtamento e movimentos de alta velocidade no corpo (HAMILL, KNUTZEN, 1999, apud SODERBERG; SODERBERG, 1986). Isso porque os músculos fusiformes são tipicamente mais compridos que os outros tipos de músculos e o comprimento da fibra muscular é maior que o comprimento do tendão.

Quando o arranjo das fibras é peniforme, as fibras correm diagonalmente em relação a um tendão que atravessa o músculo. A forma geral do músculo peniforme é de pena, já que os fascículos são curtos e correm em ângulo. As fibras do músculo peniforme correm em um ângulo relativo com a linha de tração do músculo, de modo que a força da fibra é em uma direção diferente da força muscular (HAMILL, KNUTZEN, 1999, apud HUIJING; HUIJING, 1992). Nesse caso as fibras musculares são mais curtas que o músculo, e a alteração no comprimento da fibra individual não é igual à alteração no comprimento muscular (HUIJING, 1992). As fibras podem correr diagonalmente saindo de um lado do tendão, chamando-se unipenadas, dos dois lados do tendão, chamando-se bipenadas, ou uma combinação dos dois, chamando-se multipenadas.

Como as fibras musculares são mais curtas e correm diagonalmente para dentro do tendão, as fibras peniformes criam movimentos mais lentos e não são capazes de produzir movimentos de grande amplitude. A vantagem é uma secção transversa fisiológica muito maior no músculo que pode geralmente produzir mais força (HAMILL, KNUTZEN, 1999).

A secção transversa fisiológica é a soma total de todas as secções transversas de fibras no músculo, medindo a área perpendicular na direção das fibras. A secção transversa anatômica, por outro lado, é a secção transversa em ângulo reto com o eixo longitudinal do músculo. De acordo com Hamill e Knutzen (1999), as secções transversas anatômicas dos arranjos de fibras fusiformes e peniformes podem ser ou não similares, mas a secção transversa fisiológica do arranjo de fibras fusiformes é geralmente menor. Sendo assim, os

músculos fusiformes são tipicamente mais fracos, mas podem se mover por maiores distâncias que os músculos peniformes.

3.2 TREINAMENTO DE FORÇA

3.2.1 Conceitos de Força Muscular

O elemento responsável pela geração de força é o músculo. A força muscular é uma das capacidades físicas do ser humano que pode ser testada, avaliada e também otimizada (BARBANTI, 2002). De acordo com Platonov (2004), o conceito de força do ser humano pode ser entendido como a capacidade de superar ou de se opor a uma resistência por meio da atividade muscular.

A força muscular é definida como a quantidade que um músculo, ou grupo muscular, consegue gerar de força máxima em um padrão específico de movimento em uma determinada velocidade (FLECK; KRAEMER, 1999). Segundo Barbanti (1979), força muscular é a capacidade de um indivíduo exercer tensão muscular contra determinada resistência, além de envolver fatores mecânicos e fisiológicos na determinação da mesma.

Os fatores mecânicos do tipo de contração muscular, do comprimento muscular e da velocidade de contração afetam a habilidade do músculo para gerar força. Pois a força criada pelas fibras musculares durante a ação muscular depende da quantidade de pontes cruzadas que se encontram em contato com os filamentos de actina num determinado momento. Quanto mais pontes cruzadas estiverem em contato com os sítios ativos de actina, mais potente será a ação muscular, produzindo mais força (WILMORE; COSTLL, 2001).

Segundo Weineck (2000), a formulação de uma definição precisa de “força”, que abranja tanto seus aspectos físicos quanto também os psicológicos, ao contrário da definição física é muito difícil, uma vez que as

formas de força e do trabalho muscular são excepcionalmente variadas e influenciadas por um grande número de fatores. Assim, uma definição do conceito de “força” só é possível quando relacionada à sua forma de manifestação.

3.3 AÇÕES MUSCULARES

A característica distinta do músculo é sua capacidade de contrair-se. O desenvolvimento de tensão dentro de um músculo faz com que ele tracione suas inserções. Essa ação de um músculo é geralmente referida como uma contração muscular; contudo, o uso da palavra contração é confuso, porque sugere que o músculo encurta em comprimento durante essa atividade. Mas um músculo pode estar contraído e não mudar a extensão, ou pode estar estendendo. Uma expressão mais acurada para descrever contração muscular é a ação muscular. Um músculo ativo desenvolve tensão e traciona as inserções, podendo encurtar-se, ficar do mesmo tamanho ou estender-se (MCGINNIS, 2002).

As ações musculares voluntárias são divididas em ações dinâmicas ou isotônicas, e ações estáticas ou isométricas. Na primeira, há movimentos articuladores durante a contração e, na segunda, não há produção de movimentos. Existem quatro tipos básicos de ações musculares: concêntrica, excêntrica, isométrica e isocinética (FLECK; KRAEMER, 2002).

3.3.1 Ação Muscular Concêntrica

Se um músculo gera tensão ativamente com um encurtamento visível na extensão do músculo, a ação muscular é denominada concêntrica (HAMILL, KNUTZEN, 1999, apud KOMI; KOMI, 1984). Na ação articular controlada concentricamente, as forças musculares somadas que produzem a rotação se acham na mesma direção que a mudança no ângulo articular, significando que

os agonistas são os músculos controladores em uma ação muscular concêntrica. A maioria dos movimentos articulares para cima são criados por uma ação muscular concêntrica. Por exemplo, a flexão do braço ou antebraço quando se está em pé será produzida pela ação muscular concêntrica dos agonistas respectivos ou músculos flexores. As ações musculares concêntricas são usadas para gerar forças contra resistências externas como levantar um peso, levantar-se do solo ou lançar um disco.

3.3.2 Ação muscular Excêntrica

Quando um músculo é sujeito a um torque externo maior que o interno dentro do músculo, ocorre alongamento do músculo, e a ação é chamada de excêntrica (HAMILL, KNUTZEN, 1999, apud KOMI; KOMI, 1984). A fonte de força externa desenvolvendo o torque externo que produz uma ação muscular excêntrica é geralmente a gravidade ou ação muscular de um grupo muscular antagonista (HAMILL, KNUTEN, 1999, apud BILLETER, HOPPELER; BILLETER, HOPPELER 1992).

A maioria dos movimentos para baixo, a menos que sejam muito rápidos, são controlados por uma ação excêntrica dos grupos musculares antagonistas. Sendo assim, o abaixamento em uma posição de agachamento em que há flexão de quadril e de joelho requer um movimento excêntrico controlado pelos extensores de quadril e joelho. No entanto, os movimentos reversos de extensão de coxa e perna contra gravidade devem ser produzidos concentricamente pelos extensores.

3.3.3 Ação Muscular Isométrica

A tensão muscular é gerada contra uma resistência para manter a posição, levantar ou abaixar um segmento ou até mesmo, para controlar um objeto. Se o músculo está ativo e desenvolve tensão, porém sem mudança

visível ou externa na posição articular, a ação muscular é denominada isométrica (HAMILL, KNUTZEN, 1999, apud KOMI; KOMI, 1984).

3.3.4 Comparação entre Isométrico, Concêntrico e Excêntrico

De acordo com Hamill e Kanutzen (1999), as ações musculares isométrica, concêntrica e excêntrica não são usadas isoladamente, mas combinadas. Tipicamente, as ações isométricas são usadas para estabilizar uma parte do corpo, e as ações musculares excêntricas e concêntricas são usadas seqüencialmente para maximizar a armazenagem de energia e o desempenho muscular. Essa seqüência natural de função muscular durante a qual uma ação excêntrica precede uma ação concêntrica é conhecida com ciclo alongamento-encurtamento.

Segundo os mesmo autores (1999 apud ASMUSSEN; ASMUSSEN, 1952), essas três ações musculares são muito distintas em termos de gasto energético e produção de força. A ação muscular excêntrica pode desenvolver o mesmo resultado de força que os outros dois tipos de ações musculares, com menos fibras musculares ativadas. Conseqüentemente, essa ação muscular é mais efetiva e pode produzir o mesmo resultado de força com menor consumo de oxigênio.

Além disso, estes autores afirmam que a ação muscular excêntrica é capaz de gerar mais força que as ações musculares isométricas ou concêntricas. Isso ocorre no nível do sarcômero, no qual a força aumenta além da força isométrica máxima se as miofibrilas forem alongadas e estimuladas (1999 apud EDMAN; EDMAN, 1992).

As ações musculares concêntricas geram o menor resultado de força dos três tipos de ações musculares. A força relaciona-se com o número de pontes transversas formadas na miofibrila. Na ação muscular isométrica, o número de pontes ligadas permanece constante. À medida que o músculo encurta-se, o número de pontes ligadas é reduzido com o aumento de velocidade. Isso reduz

o nível de força produzida pela tensão nas fibras musculares (HAMILL, KANUTZEN, 1999).

3.3.5 Contração Isocinética.

Por fim, na contração isocinética, a velocidade do músculo, ao encurtar-se permanece constante em todos os ângulos articulares durante toda a amplitude de movimento (FOSS, 2000). Segundo Fleck e Kraemer (2002), este tipo de ação muscular é realizado em uma constante velocidade angular do membro, onde a resistência oferecida pelo equipamento não pode ser acelerada, não havendo, portanto, uma carga específica. Qualquer força aplicada contra um aparelho isocinético resulta em uma força de reação igual.

A ação muscular isocinética também é dividida em duas fases (concêntrica e excêntrica), e além dos aparelhos específicos para este tipo de ação muscular, esta também pode ser desenvolvida em esportes como o remo e atividades dentro d' água.

3.4 FATORES QUE INFLUEM NA FORÇA MUSCULAR

As propriedades contráteis do músculo esquelético dependem do tamanho, das propriedades fisiológicas, e do arranjo e número de sarcômero e fibras dentro do músculo, podendo refletir como uma limitação funcional ou vantagem mecânica para o músculo (MORAES, 1997).

Segundo Moraes (1997), os parâmetros estruturais mais significativos são as propriedades arquitetônicas do comprimento da fibra e do músculo, e o seu ângulo de inclinação, enquanto que o comprimento da fibra e do músculo, bem como a sua distribuição, parecem ser os elementos mais importantes quanto à funcionalidade.

Existem dois tipos básicos de arranjo das fibras no músculo esquelético, as fusiformes, em que as fibras estão dispostas em paralelo ao longo do eixo longitudinal, as penadas onde as fibras estão dispostas obliquamente em relação a este eixo. Mecanicamente, nos músculos com estrutura longitudinal, as fibras são longas, podendo encurtar-se a uma grande distância e permitindo maior amplitude de movimento, porém sua capacidade de força é reduzida devido à pequena quantidade de fibras por área de secção transversa. Em contra partida, os músculos penados, apesar de produzirem menor amplitude articular de movimento, apresentam maior quantidade de fibras por área de seccional transversa e desenvolvem mais força (MORAES, 1997, apud KREIGHBAUM, BARTHEL; KREIGHBAUM, BARTHEL, 1985).

Segundo Komi (2006 apud ABE et al.; ABE et al., 2000) um estudo registrou que velocistas de elite do sexo masculino possuem maior comprimento fascicular (vastos lateral e medial e gastrocnêmio lateral) e menor ângulo de penação (vasto lateral e gastrocnêmio medial) em músculos selecionados da perna que corredores de longa distância. Essas diferenças provavelmente se devem se devem à “maior” velocidade de contração dos velocistas em relação aos corredores de longa distância.

Consoante Hamill e Knutzen (1999 apud EDMAN; EDMAN, 1992), as fibras musculares encurtam-se em uma velocidade ou rapidez específica, ao mesmo tempo, desenvolvem a força usada para mover um segmento ou carga externa. Os músculos criam uma força ativa que se iguala com a carga no encurtamento, e a força ativa ajusta-se continuamente com a velocidade com que o sistema contrátil se move. Sob baixas condições de carga, a força ativa é ajustada aumentando a velocidade de contração. Com cargas altas, o músculo ajusta a força ativa reduzindo a velocidade de encurtamento.

No entanto estes autores mostraram relações de força-velocidade para cada momento das ações musculares, como exemplo: em ações musculares concêntricas e ações musculares excêntricas. No primeiro exemplo dado, a velocidade é aumentada à custa de uma diminuição na força e vice-versa. A força máxima pode ser gerada na velocidade zero e a máxima velocidade pode

ser atingida com a menor carga. Durante as ações excêntricas esta relação é oposta ao que se vê no encurtamento do músculo, ou ação muscular concêntrica. Pois uma ação excêntrica é criada por uma força externa gerada pelos músculos antagonistas, gravidade, ou alguma outra força externa. Quando uma carga maior que o valor da força isométrica máxima é aplicado em uma fibra muscular, a fibra alonga-se excêntricamente, portanto, a velocidade de alongamento e as mudanças de comprimento no sarcômero serão pequenas.

Além da relação força-velocidade a relação comprimento-tensão também influencia a arquitetura muscular, pois acredita-se que a quantidade de força produzida por um músculo está relacionada com o comprimento do em que o músculo é mantido (HAMILL, KNUTZEN, 1999 apud EDMAN; EDMAN, 1992). A tensão máxima que pode ser gerada no músculo ocorrerá quando o mesmo estiver em seu comprimento ótimo para gerar força (comprimento levemente maior que o comprimento de repouso). Porque os componentes contráteis estão produzindo tensão de maneira ideal, e os componentes passivos estão armazenando energia elástica, somando-a a tensão total da unidade (HAMILL, KNUTZEN, 1999 apud GOWITZKE; GOWITZKE 1984).

No estudo conduzido por Burkholder et al. (1994), os autores utilizaram um modelo matemático para determinar a correlação das propriedades arquitetônicas e tipo de fibra muscular com as propriedades contráteis do músculo, observaram um predomínio do arranjo em relação ao tipo de fibra como determinante da função muscular. Funcionalmente, os autores evidenciaram que o comprimento aumentado da fibra resultou em aumento da velocidade do músculo e que a sua redução está correlacionada com aumento da força. Estes resultados indicam que a regulação do número de sarcômeros durante a evolução e o desenvolvimento, representa um fator determinando da função muscular.

Sendo assim, a significância funcional da adição de sarcômeros é aparente, visto que a velocidade de contração e a força desenvolvida por determinado músculo dependem do número de pontes cruzadas que podem se

engajar entre os filamentos de actina e miosina. A única maneira inicial de o sarcômero ser ajustado é alterar o número de sarcômeros em série. Porém o número de sarcômeros em série é importante para determinar não somente a distância através da qual o músculo pode se encurtar, mas também o comprimento do sarcômero para a produção máxima de potência (KOMI, 2006 apud WILLIAMS, GOLDSPINK; WILLIAMS, GOLDSPINK, 1971). Herzog et al. (1991) conduziu um estudo que é exemplo deste ajuste do comprimento do sarcômero para a produção de potência. Estes descobriram que as propriedades força-comprimento do músculo reto femoral de corredores e ciclistas possuem características diferentes. Em corredores, a relação força-comprimento apresenta inclinação positiva (“braço” ascendente da relação força-comprimento), enquanto em ciclistas a inclinação é negativa (“braço” descendente). Tais adaptações ocorreram devido diferenças funcionais específicas. Os corredores empregavam uma posição mais alongada durante os treinos e corridas quando comparados aos ciclistas que sustentavam uma posição mais flexionada, em razão da flexão do tronco que reduz o ângulo do quadril e o comprimento muscular do reto femoral. Assim, as alterações no desempenho podem também serem explicadas por relações básicas de estrutura-função das fibras musculares (ex: ângulo de penação).

De acordo com Koh (1995, apud HERING et al.; HERING et al., 1984), para um determinado músculo, o número de sarcômeros em série é regulado para atingir o comprimento muscular ideal, onde o músculo pode produzir a força máxima. Se esta hipótese estiver correta, espera-se que o treinamento de força possa produzir uma adaptação no número de sarcômeros em série, que permita a produção da força máxima durante o treino, em um ângulo articular diferente daquele, onde a força máxima é gerada durante as atividades diárias. Deste modo, acredita-se que se um indivíduo for submetido a um treinamento onde a força máxima é produzida em um ângulo articular que mantém o comprimento do sarcômero, superior ao comprimento ótimo, este treinamento provocará o aumento apropriado do número de sarcômeros em série. Logo, o comprimento do sarcômero será favorável no ângulo da articulação em que a

força máxima está sendo solicitada, conseqüentemente a força desenvolvida aumentará neste ângulo da articulação (Figura 1).

T.J. Koh / Human Movement Science 14 (1995) 61-77

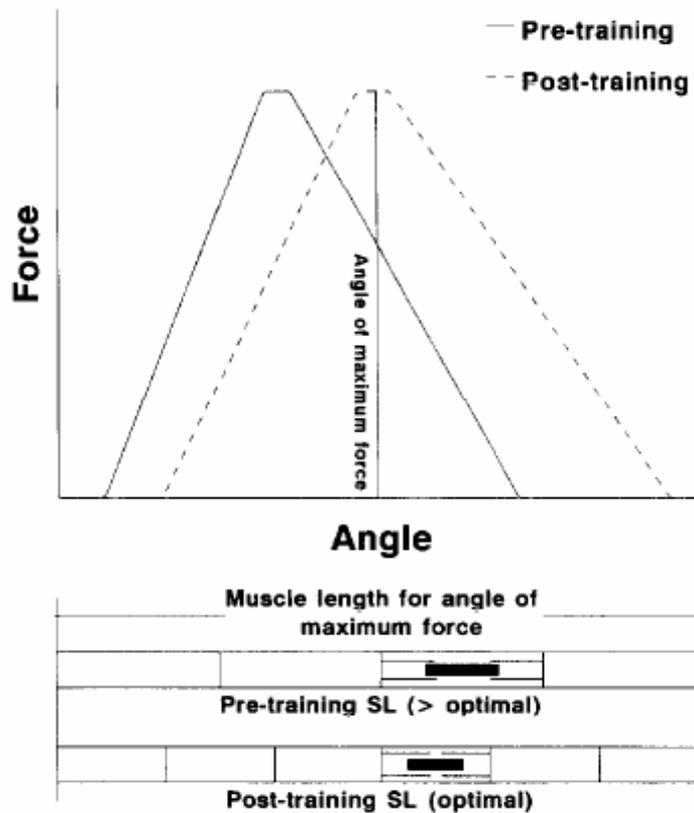


Figura 1 – Relação do ângulo articular com o momento em que a máxima força é gerada, antes e depois do treinamento de força.

3.5 AGACHAMENTO LIVRE

Agachamentos, executados de diversas maneiras, são exercícios fundamentais e muito utilizados em treinamentos e reabilitação e têm sido alvo de diversos estudos (ESCAMILLA, 2001; FRY, SMITH, SCHILLING, 2003; ESCAMILLA, FLESIG, ZHENG, BARRENTINE, ANDREWS, BERGEMAN, NOORMAN, 2001; HIRATA, DUARTE, 2007).

O interesse de compreender melhor o funcionamento biomecânico do agachamento livre se deve ao fato de, o agachamento ser um dos exercícios mais completos da musculação. Pois envolve varias articulações e músculos dos membros inferiores, sendo capaz de fortalecer a musculatura de coxa, quadril e diversas outras articulações, que atuam na execução desse movimento. Além disso, sua execução é muito funcional e similar a diversos movimentos que realizamos ao longo de nossa vida, como por exemplo: sentar e levantar de uma cadeira ou em movimentos esportivos (exemplo o salto vertical). Entretanto, a execução desse exercício envolvendo uma flexão de joelho com mais de 90º tem sido motivo de preocupação para alguns pesquisadores. (ESCAMILLA, 1998; EARL 2001). Uma das explicações para essa preocupação é que flexões com o ângulo maior de 90º pode aumentar a tensão na patela. A tensão na patela será esclarecida segundo Garrett e Kirkendall (2003, p. 628),

Três tipos de forças agem sobre a patela durante o agachamento: (a) força do tendão do quadríceps; (b) força do tendão patelar; (c) força de compressão patelofemoral. Durante o agachamento (squat), todas essas forças são afetadas pelo ângulo de flexão dos joelhos. Matematicamente, a força de compressão é mais alta quanto maior for o ângulo de flexão, já que existem maiores componentes de força a partir do tendão do quadríceps e do tendão patelar na direção da compressão. Todavia estes se esquecem que na fase profunda do agachamento os músculos posteriores da coxa são fortemente ativados ajudando a neutralizar a temida tensão exercida na patela (ESCAMILLA, 1998).

ZHENG, 1998 verificou um pico de força compressiva patelofemoral no agachamento de cerca 3134 N, no leg press, 3155 N e na extensão 3285 N, não havendo diferença estatística entre os exercícios. Os autores alertaram que estudos anteriores superestimaram as forças compressivas patelofemorais por não levar em conta a co-ativação dos antagonistas e a curva de comprimento-tensão.

Contudo existem na literatura alguns estudos que investigaram especificamente a questão do pico de torque no joelho. Em um deles (Fry, Smith, Schiling, 2003) realizaram um estudo em que os sujeitos executavam o agachamento livre com a carga de um peso corporal. Essa análise foi bidimensional e estática. Eles encontraram que o pico de torque no joelho foi cerca de 30% maior quando o joelho passava da ponta do pé.

Levantadores de peso, tanto olímpicos quanto basistas (atletas de powerlifting), realizam agachamentos com amplitude completa e sobrecargas elevadíssimas e possuem os joelhos estáveis quando comparados com a grande maioria dos indivíduos (CHANDLER, 1989).

Ao analisar as variáveis biomecânicas durante o agachamento dinâmico Garrett e Kinkendall (2003, p. 635), constataram que as forças de cisalhamento posteriores são consideradas baixas a moderadas, impedidas primariamente pelo ligamento cruzado posterior. Além disso, uma baixa força de cisalhamento anterior pode ocorrer entre 0º e 60º de flexão dos joelhos, que é reprimida primariamente pelo ligamento cruzado anterior. Sendo assim, o agachamento é um exercício efetivo após alguma lesão ou reconstrução do ligamento cruzado anterior, além de também auxiliar no tratamento de uma lesão ou reconstrução do ligamento cruzado posterior, mas nesse caso, utilizando baixas cargas.

Quanto à ativação muscular durante o agachamento livre, Garrett e Kinderdall (2003), descrevem a influência do exercício sob alguns músculos, como exemplo os músculos primários dos joelhos: quadríceps, o jarrete e o gastrocnêmio. A atividade do quadríceps aumentou com a flexão dos joelhos, com o máximo de atividade a ~ 80 a 90º de flexão (GARRETT, KINDERDAL, 2003; apud ESCAMILLA; ESCAMILLA et al. 1998). A atividade do quadríceps permaneceu constante além dos 80 a 90º de flexão, o que também foi observado em outros estudos (GARRETT, KINDERDAL, 2003; apud STUART et al., WRETENBERG et al.; STUART et al., 1996, WRETENBERG et al., 1993). Dessa forma, a execução do agachamento com flexões dos joelhos menores que 90º, podem não favorecer o desenvolvimento do quadríceps.

Portanto, estes autores vêem o agachamento livre como um exercício efetivo no desenvolvimento das musculaturas que envolvem os quadris, os joelhos e os calcanhares, já que produz atividade moderada a alta do quadríceps, da parte posterior da coxa e do gastrocnêmio. No entanto, os mesmos alertam que as amplitudes distintas empregadas durante a execução desse exercício devem ser bem planejadas e periodizadas para cada indivíduo que pratique musculação, respeitando os seus objetivos. Pois a execução incorreta ou uso de uma sobrecarga excessiva pode gerar diversos problemas ósteo-musculares para os músculos e articulações envolvidas.

3.6 ULTRA- SOM (US)

Ultra-som é definido como qualquer onda sonora com frequência maior que 20 kHz, este é o limite audível pelo ouvido humano. Suas aplicações técnicas remontam ao desenvolvimento tecnológico do período entre guerras e, ao desenvolvimento dos sonares utilizados na detecção de submarinos e de cardumes de peixes na pesca industrial. Nessa época, surgiram os trabalhos pioneiros da utilização do ultra-som no diagnóstico médico, a partir do trabalho dos irmãos Dussik, na Áustria, durante a década de 30. Aplicado ao diagnóstico médico: mostra os tecidos, vasos sanguíneos, órgãos internos e seus movimentos, por meio da ultra-sonografia. Torna audível o movimento do sangue por meio do efeito Doppler. O ultra-som consiste em vibrações mecânicas de comportamento periódico, ou seja, uma onda que se propaga longitudinalmente através de um meio material. Consiste fundamentalmente em transmissão de energia cinética, sem transmissão de matéria associada. É gerada pela aplicação de um sinal elétrico a um dispositivo transdutor com características piezoelétricas. O sinal elétrico é um pulso de curta duração, uma salva de senóides ou ondas retangulares (KALACHE, 2007 apud SERNIK; SERNIK, 1999).

Diferenças de pressão periódicas em determinado meio propagam-se ao longo desse, constituindo as ondas sonoras, sem que as partículas desse meio sejam deslocadas durante o processo.

Podemos representar graficamente este fenômeno como uma senóide em que picos e vales correspondem às situações de compressão e rarefação do meio submetido à onda acústica. Variáveis acústicas que determinam o comportamento de propagação de uma onda sonora são: pressão no meio de propagação e pressão desenvolvida pela própria onda sonora, densidade do meio de propagação, temperatura do meio de propagação e movimentação de partículas.

Abaixo, apresenta-se em uma relação de parâmetros de caracterização do ultra-som:

Período (T) – é o tempo necessário para que o sinal do ultra-som volte a se repetir.

Frequência (f) – número de períodos por segundo, medido em Hertz (Hz).

Intensidade – é a potencia de uma onda sonora em dada área de propagação.

Amplitude (a) - é uma medida escalar não negativa da magnitude de oscilação de uma onda.

Atualmente, com a aplicação das técnicas de imagem como a MRI (Magnetic Resonance Image), o Raio-X, a Tomografia computadorizada e o Ultra-som por imagem (US), tem sido possível medir os parâmetros musculares *in vivo*, proporcionando maior acurácia nos resultados da modelagem. Dentre tais técnicas, a ultra-sonografia tem adquirido importância, pois apresenta baixo custo relativo, boa reprodutibilidade e é de fácil manuseio (GRIFFO, 2007 apud MIYATANI et al.; MIYATANI et al., 2004).

De acordo com Reeves et al. (2003) o método da ultrassonografia é válido e pode ser considerada uma alternativa mais viável para mensurações de elementos arquitetônicos do músculo-esquelético, quando comparado com a ressonância magnética.

Dentre os parâmetros da arquitetura musculares mais estudados, está o ângulo de penação, definido como o ângulo formado entre o fascículo e a aponeurose interna do músculo e o comprimento do fascículo, como sendo a distância do ponto da junção deste fascículo com a aponeurose interna, até a aponeurose externa (epimísio). Estes parâmetros têm sido descritos na literatura, derivados de imagens por US para extensores do joelho (GRIFFO, 2007 apud CHLEBOUN et al., FUKUNAGA et al.; CHELEBOUN et al., 2001, FUKUNAGA et al., 1997).

4. METODOLOGIA

4.1 DELINIAMENTO DA PESQUISA

Esta pesquisa é de caráter *EX POST FACTO*, estudo comparativo no qual o avaliador não possui controle de tratamento. Segundo Marconi e Lakatos (2007), a principal vantagem desse processo é que os indivíduos pesquisados não podem ser influenciados, pró ou contra, no que diz respeito ao objeto da investigação; primeiro, porque não sabem que estão sendo testados, segundo, sua exposição à variável experimental ocorreu antes de serem selecionados para a amostra (grupos).

4.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA

A amostra foi composta por 10 indivíduos divididos em dois grupos: 5 indivíduos que utilizam o agachamento livre com flexão final do joelho menor que 90° (G90-; $33,8 \pm 4,64$ anos; $91,8 \pm 9,36$ kg; $1,76 \pm 0,04$ m) e 5 indivíduos que utilizam o agachamento livre com flexão final do joelho maior que 90° (G90+; $30,2 \pm 7,04$ anos; $81 \pm 8,8$ kg; $1,68 \pm 0,05$ m), com experiência de $12,8 \pm 5,16$ anos de treinamento (mínimo de três sessões semanais). Todos os participantes declararam realizar exercícios de agachamento em suas rotinas.

4.3 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS

Inicialmente, os sujeitos foram entrevistados no laboratório, após atenderem a um convite pessoal para participar do experimento. Após receberem informações sobre os procedimentos a serem desenvolvidos no estudo, os participantes tiveram algumas características antropométricas mensuradas: peso, altura, tamanho do segmento da coxa (distância entre o trocânter maior do fêmur e o centro da articulação do joelho) e diâmetro do terço distal da coxa. As medidas foram tomadas com o auxílio de uma balança antropométrica (JB BALANÇAS) e uma fita métrica (FISIOMED BRASIL).

Os sujeitos foram posicionados sobre uma maca portátil, com a articulação do quadril flexionada a aproximadamente 90° e os joelhos estendidos (Figura 2). As demarcações foram padronizadas e efetuadas na coxa direita, para todos os sujeitos. O ponto em que as medidas de diâmetro foram realizadas (terço distal) foi demarcado com uma caneta dermatografica. A análise de ultra-sonografia (US) foi realizada ao longo de 10 cm, centralizada a partir do ponto demarcado. A linha média desses pontos foi demarcada a cada 2,5 cm com uma fita adesiva anecóica (SPIRATEX) que serviu como referência para a coleta das imagens ultrassonográficas. As imagens foram obtidas com um aparelho portátil de US (GE, LOGIQ BOOK XP), com frequência de 8 MHz e profundidade de 4 cm. As imagens foram coletadas e armazenadas para posterior quantificação. A pressão do transdutor aplicada sobre a pele foi controlada de forma subjetiva, avaliando-se a deformação causada sobre a imagem visualizada, sendo todo procedimento conduzido por um único experimentador. Assume-se que tal fator não tenha influenciado as medidas. Duas condições experimentais foram avaliadas: com a musculatura relaxada e em contração máxima isométrica. O comprimento dos fascículos e o ângulo de penação das fibras foram mensurados na musculatura do vasto lateral e área de secção transversa foi determinada no reto femoral. A área de secção transversa foi determinada no músculo reto femoral, pois o transdutor do aparelho de US era muito pequeno para efetuar o procedimento na musculatura do vasto lateral.



Coleta VLR



Coleta VLC



Coleta RTC

Figura 2 – Posicionamento do sujeito avaliado, demarcação com a fita anecórica e coleta das imagens do vasto lateral relaxado (VLR) e contraído (VLC); e reto femoral contraído (RTC).

Após coletadas, as imagens do vasto lateral foram sobrepostas utilizando a marca causada pela fita anecórica para a reconstrução total da figura e as variáveis selecionadas para determinar a arquitetura muscular, quantificadas através do Software Corel Draw, versão 13 (Figura 3 e 4).

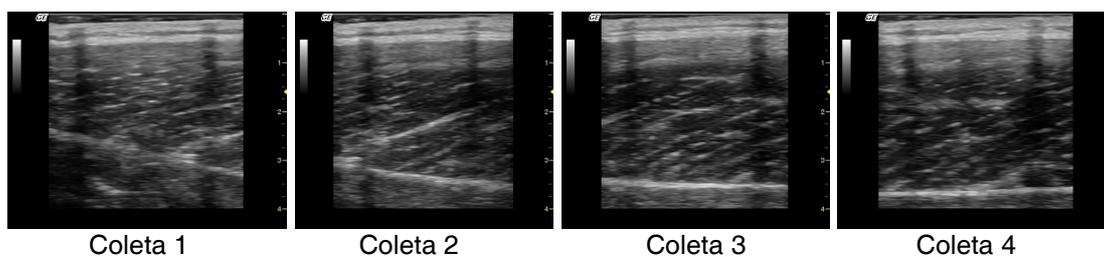


Figura 3 – Imagens individuais do vasto lateral coletadas pelo aparelho de US (coleta 1, coleta 2, coleta 3 e coleta 4).

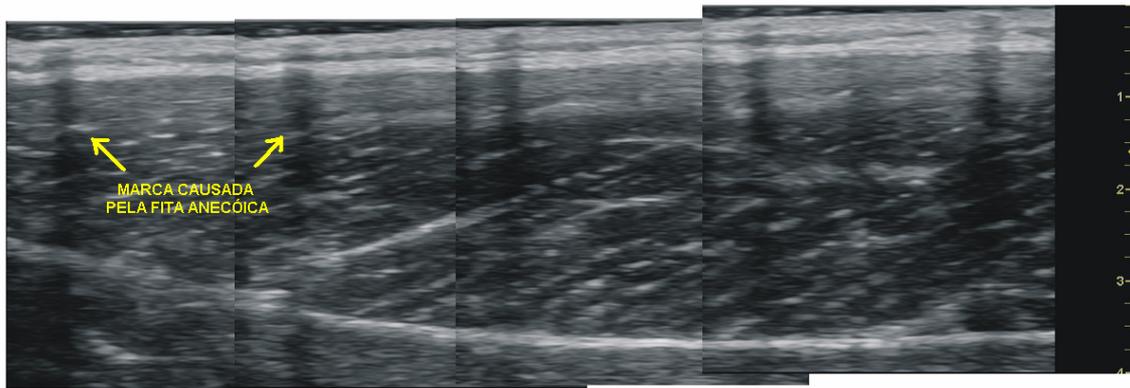


Figura 4 – Reconstrução total da imagem de vasto lateral, utilizando a marca causada pela fita anecóica como referência.

O comprimento dos fascículos foi definido como sendo à distância do ponto da junção de um fascículo com a aponeurose interna, até a junção com a aponeurose externa (epimísio). O ângulo de penação foi definido como o ângulo formado entre o fascículo e a aponeurose interna do músculo (Figura 5). A área de seção transversa foi delimitada pela área do músculo reto femoral na imagem do corte transversal do terço distal da coxa (Figura 6).

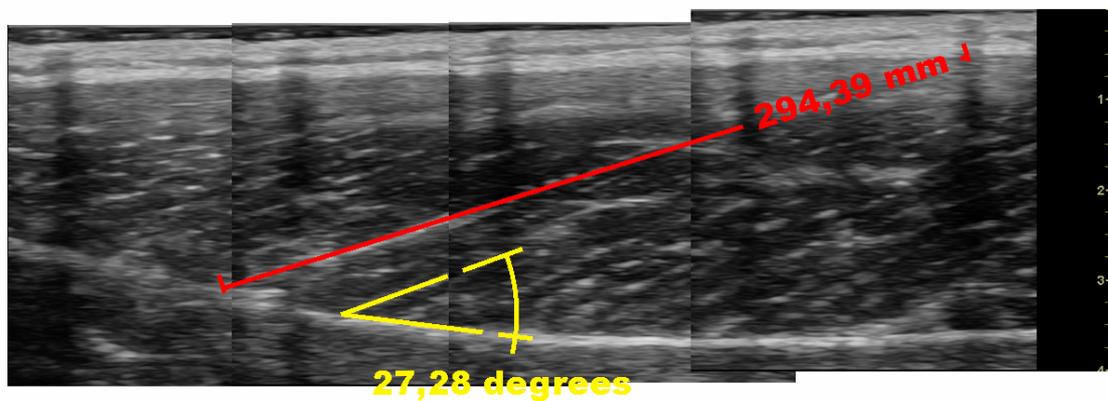


Figura 5 – Quantificação do comprimento dos fascículos e ângulo de penação das fibras do vasto lateral.

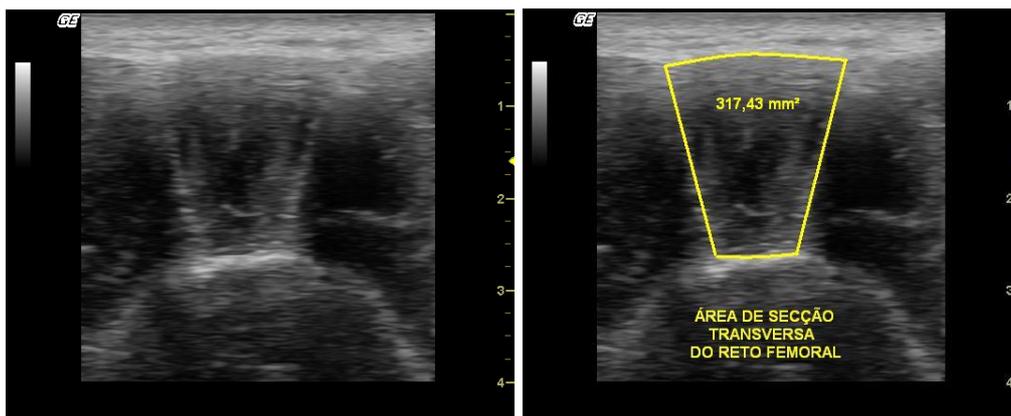


Figura 6 – Avaliação da área de secção transversa do reto femoral.

Procedimentos similares estão descritos na literatura, para avaliação de imagens por US, para grupos musculares como os extensores do joelho, em estudos similares (GRIFFO et al, 2007; CHELEBOUN et al, 2001; FUKUNAGA et al, 1997).

4.4 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

As variáveis foram submetidas a procedimentos descritivos padrão. Os grupos foram comparados por meio de análise não paramétrica pelo teste ANOVA Kruskal-Wallis para grupos independentes. O nível de significância foi fixado em $p < 0.05$ e as análises realizadas no software Statistica (Statistica®, versão 7.0).

5. RESULTADOS

O objetivo deste estudo foi o de mensurar as variáveis morfológicas da arquitetura muscular (comprimento dos fascículos, ângulo de penação das fibras e área de secção transversa) entre indivíduos que executam o agachamento livre com flexão final dos joelhos inferior a 90° (G90-) e com flexão final dos joelhos maior que 90° (G90+).

5.1 Variáveis antropométricas

Visando uma melhor caracterização da amostra, a Tabela 1 contém os valores (médios e desvio-padrão) para peso, estatura, tamanho do segmento da coxa e diâmetro do terço distal da coxa de cada grupo.

VARIÁVEIS	G90-	G90+
Peso (kg)	83,72 ± 1,65	76,7 ± 0,83
Estatura (cm)	1,76 ± 0,04	1,68 ± 0,05
Tamanho da coxa (cm)	39,8 ± 1,84	37,7 ± 1,44
Diâmetro da coxa (cm)	54,8 ± 2,16	52,84 ± 3,07

Tabela 1 – Valores (médios e desvio padrão) da estatura, tamanho da coxa e diâmetro do terço distal da coxa.

5.2 Variáveis da arquitetura muscular

A Tabela 2 apresenta a quantificação das variáveis da arquitetura muscular (comprimento dos fascículos, ângulo de penação das fibras e área de secção transversa) e a comparação entre os grupos estudados.

Observou-se diferença estatística significativa ($p \leq 0,05$) apenas entre o ângulo de penação das fibras do vasto lateral (com a musculatura relaxada) dos grupos.

VARIÁVEIS	G90-	G90+	Comparação teste ANOVA ($p \leq 0,05$)
Comprimento R (mm)	85,35 ± 7,36	84,12 ± 1,81	
Comprimento C (mm)	60,35 ± 11,4	58,57 ± 1,99	
Ângulo R (°)	22,82 ± 2,73	26,31 ± 1,19	*
Ângulo C (°)	28,89 ± 5,32	35,69 ± 5,58	
Área R (mm ²)	693,29 ± 218,41	696,25 ± 122,44	
Área C (mm ²)	696,22 ± 234,88	652,84 ± 186,31	

* Diferença estatística significativa ($p \leq 0,05$)

Tabela 2 – Variáveis morfológicas da arquitetura muscular (Comprimento dos fascículos, Ângulo de penação das fibras e Área de secção transversa).

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Segundo Komi, as características arquiteturais do músculo têm um importante papel na determinação das propriedades funcionais dos músculos individuais. Sendo tema de várias revisões que foram publicadas na década passada (2006, apud FUKUNAGA et al.; apud LIEBER, FRIDEN; FUKUNAGA, 1997; LIEBER, FRIDEN, 2000).

Amparada nessa premissa, a análise dos dados revelou que os indivíduos do grupo G90+, que é composto por praticantes do agachamento livre com o ângulo final de flexão dos joelhos superior a 90°, possuem o ângulo de penação maior que os indivíduos do grupo G90-, cujos indivíduos agacham com o ângulo final de flexão dos joelhos inferior a 90°. Contudo, essa diferença foi encontrada apenas com a musculatura relaxada. Acredita-se que essa diferença tenha ocorrido em decorrência da maior amplitude adotada pelos sujeitos do grupo G90+ durante a execução do agachamento livre em seu regime de treinamento.

Hamill e Kanutzen (1999, apud HUIJING; HUIJING, 1992), afirmam que quando o músculo possui o arranjo das fibras peniformes, as fibras correm diagonalmente em relação a um tendão que atravessa o músculo. A forma geral do músculo peniforme é em formato de pena, pois os fascículos são curtos e correm em ângulo. Estas fibras correm em um ângulo relativo com a linha de tração do músculo, de modo que a força da fibra é em uma direção diferente da força muscular. As fibras são mais curtas do que o músculo, e a alteração no comprimento da fibra individual não é igual à alteração no comprimento muscular. Neste caso, a vantagem é uma secção transversa fisiológica muito maior no músculo, o que pode eventualmente produzir mais força.

Os autores complementam que a secção transversa fisiológica é a soma total de todas as secções transversas de fibras no músculo, obtida através da mensuração da área perpendicular na direção das fibras. Ao contrário da secção transversa anatômica, que é a secção transversa em ângulo reto com o eixo longitudinal do músculo. Num músculo peniforme a secção transversa

fisiológica é maior que a secção transversa anatômica, por que existe um número maior de fibras.

O estudo revelou que não houve diferença significativa quanto ao volume muscular dos indivíduos entre os grupos analisados. Em contrapartida, constatou-se que o ângulo de penação obteve resultados distintos para cada grupo, o que sugere a busca de teorias para explicar tal disparidade.

Segundo a literatura, o sarcômero é constantemente submetido a alterações do seu comprimento, encurtando ou alongando, o que provoca variações na sobreposição dos miofilamentos e no número de pontes cruzadas ativas em paralelo (BARROSO et al., 2005). Existe um comprimento do sarcômero ótimo para a produção de força. Esse comprimento é próximo ao comprimento de repouso, ao redor de 2 μ m. Acima ou abaixo desse comprimento, a força ativa gerada pelo sarcômero diminui (BARROSO et al., 2005, KAWAKAMI; KAWAKAMI, 2001). De acordo com Hamill e Kanutzen (1999), a tensão máxima que pode ser gerada na fibra muscular ocorrerá quando um músculo for ativado em um comprimento levemente maior que o comprimento de repouso, algo entre 80 e 120% deste comprimento.

Os valores encontrados para o comprimento dos fascículos não apresentaram diferença estatística significativa quando comparados entre os grupos e com as variáveis antropométricas (altura e tamanho do segmento da coxa).

Acredita-se que isto ocorreu porque os valores foram determinados em um ângulo articular em que o músculo estava totalmente encurtado. Uma vez que a coxa permaneceu estendida durante os dois momentos da coleta (relaxada e em contração isométrica máxima).

De acordo com Koh (1995, apud HERING et al.; HERING et al., 1984), para um determinado músculo, o número de sarcômeros em série é regulado para atingir o comprimento muscular ideal, onde o músculo pode produzir a força máxima.

Se esta hipótese estiver correta, espera-se que o treinamento de força possa produzir uma adaptação no número de sarcômeros em série, que permita a produção da força máxima durante o treino em um ângulo articular diferente daquele em que a força máxima é gerada durante as atividades diárias. Deste modo, defende-se a hipótese de que o indivíduo quando submetido a um treinamento em que a força máxima é produzida em um ângulo articular que mantém o comprimento do sarcômero superior ao comprimento ótimo, o seu treinamento deverá provocar o aumento apropriado do número de sarcômeros em série. Logo, o comprimento do sarcômero será favorável no ângulo da articulação em que a força máxima está sendo solicitada, e, conseqüentemente, a força desenvolvida aumentará neste ângulo da articulação. Esse aumento na produção de força pode ocorrer sem um aumento na área de secção transversa do músculo. Assim parece razoável sugerir que o número de sarcômeros em série pode ser influenciado pelo treinamento de força em amplitudes distintas.

O estudo conduzido por Kawakami (1993), que determinou a espessura do tríceps braquial e o ângulo de penação das fibras, apresentou diferenças significativas entre indivíduos normais e fisiculturistas em ambas as variáveis, sendo encontrada correlação significativa entre a espessura do músculo e ângulos penação das porções do tríceps. Os resultados obtidos sugerem, portanto, que a hipertrofia muscular acarreta em um aumento no ângulo de penação da fibra. Ou seja, quanto maior o volume muscular, maior será o ângulo de penação.

No entanto, o presente estudo não apresentou correlação entre a área de secção transversa e o ângulo de penação. Isso pode ter ocorrido pois, devido às dificuldades na análise na área do vasto proveniente do tamanho do transdutor, para a quantificação da área utilizou-se o músculo reto femoral e para as outras variáveis avaliou-se no vasto lateral.

Sabe-se que o estímulo mecânico imposto pelas diferentes ações musculares (isométrica, concêntrica e excêntrica) que ocorrem com o aumento da sobrecarga provoca adaptações que resultam em aumento da área de

secção transversa (hipertrofia) e alterações nas características contráteis das fibras musculares. As propriedades da relação força-comprimento do músculo reto femoral diferem entre ciclistas e corredores de alta performance. De acordo com Herzog et al. (1991), tais diferenças existem porque os corredores empregam uma posição mais alongada durante os treinos e provas, quando comparados aos ciclistas que sustentam uma posição mais flexionada em função da flexão do tronco, o que reduz o ângulo do quadril e o comprimento muscular do reto femoral. Assim, as alterações no desempenho podem também ser explicadas por modificações estruturais que ocorrem nas fibras musculares (ex: ângulo de penação).

Essa teoria poderia justificar o maior ângulo de penação das fibras do grupo G90+, já que esses sujeitos agacham com ângulo final de flexão dos joelhos superior a 90°. Quanto maior o ângulo de penação na posição relaxada, maior é a capacidade de alongamento da musculatura. Logo, acredita-se que o comprimento ótimo para produção de força dos sujeitos do G90+ tenha sido modificado devido à execução do agachamento livre com maior flexão dos joelhos adotada durante o treinamento.

Segundo Garrett e Kinderdall (2003), o agachamento livre recruta diversos músculos durante a sua execução, como, por exemplo, os músculos primários dos joelhos: quadríceps, o jarrete e o gastrocnêmio. A atividade do quadríceps aumentou com a flexão dos joelhos, com o máximo de atividade a ~ 80 a 90° de flexão (GARRETT, KINDERDAL, 2003; apud ESCAMILLA; ESCAMILLA et al.,1998). A atividade do quadríceps permaneceu constante além dos 80 a 90° de flexão, o que também foi observado em outros estudos (GARRETT, KINDERDAL, 2003; apud STUART et al., WRETENBERG et al.; STUART et al., 1996, WRETENBERG et al., 1993). Dessa forma, a execução do agachamento com flexões dos joelhos menores que 90° podem não favorecer o desenvolvimento do quadríceps. No entanto, ambos os grupos avaliados (G90+ e G90-) apresentaram um volume muscular relativamente grande e sem diferença significativa entre os mesmos. Possivelmente, a teoria citada anteriormente, que correlaciona à amplitude de flexão dos joelhos e a

ativação muscular máxima (entre 80 a 90°), explicita sobre um dos fatores responsáveis pela similaridade de volume muscular entre os grupos muscular.

De acordo com esses autores (ESCAMLLA, 1998) os dois músculos vastos produzem 50% a mais de força do que o reto femoral, estando em acordo com os dados de Wretenberg et al. (1993). Esta menor atividade observada no reto femoral, comparada com a atividade dos músculos vastos, pode existir por causa da função biarticular, como nos extensores do joelho e nos flexores do quadril. O reto femoral provavelmente é o mais efetivo extensor dos joelhos durante o agachamento, no momento em que o tronco está mais ereto, se comparado com o caso de estar ligeiramente inclinado durante a flexão dos quadris.

Consoante Alter (1996), afirma que durante o trabalho negativo, o número de fibras musculares contraídas diminui. Já que a carga de trabalho é dividida por um número menor de componentes contráteis do músculo, a tensão em cada um aumenta. Conseqüentemente, o estresse e tensão excessivos produzem um maior alongamento nas fibras envolvidas, resultando em flexibilidade aumentada.

Existem muitas concepções errôneas e estereótipos quanto à relação entre treinamento de força e a flexibilidade. Muitos treinadores e atletas acreditam que os ganhos de força podem limitar a flexibilidade ou impedir a elasticidade, ou de maneira contrária, que os ganhos substanciais na flexibilidade podem ter um efeito nocivo sobre a força (ALTER, 1996, apud HEBBELINCK; HEBBELINCK, 1988). Há dois princípios-chave no desenvolvimento de flexibilidade com técnicas e resistência. Primeiro, o músculo inteiro ou o grupo muscular deve ser trabalhado através da sua total amplitude de movimento. Segundo, deve haver uma ênfase gradual na fase negativa de trabalho. Trabalho negativo ou contração excêntrica ocorre quando um músculo é estirado (ex: alongamento) enquanto ele está se contraindo.

Considerando a teoria citada anteriormente, o agachamento livre realizado pelo grupo G90+ permite que os indivíduos realizem um trabalho de força (musculação) sem promover a diminuição da flexibilidade, pelo contrário,

podendo até aumentá-la. Os resultados do presente estudo reforçam esta hipótese, pois foram encontrados maiores ângulos de penação nos indivíduos (G90+) que provavelmente promovem a maior capacidade de alongamento do músculo.

O resultado deste estudo viabilizou novas propostas e questionamentos na tentativa de esclarecer a relação entre exercícios resistidos com diferentes amplitudes e as conseqüências impostas ao músculo-esquelético. Por exemplo, a avaliação do comprimento dos fascículos em outros ângulos articulares de flexão dos joelhos (45°, 90° e 135°) poderia evidenciar diferenças significativas entre os dois grupos (G90+ e G90-).

Observa-se, também, que a falta de controle do treinamento dos indivíduos avaliados, objetivando o monitoramento de execução de outros exercícios que ativam a musculatura de quadríceps (ex: extensor, leg press, avanço, entre outros), aparentemente não influenciou o resultado do presente estudo, já que este apresentou diferença significativa para o ângulo de penação das fibras. No entanto, acredita-se na possibilidade de uma nova pesquisa mais completa para melhor determinar a relação entre área de secção transversa e ângulo de penação ou comprimento dos fascículos, caso fosse feito um maior controle das variáveis.

7. CONCLUSÃO

Este estudo constatou que existe diferença estatística significativa apenas entre o ângulo de penetração das fibras nos grupos que executam o agachamento livre com técnicas distintas. Este resultado foi obtido com a musculatura relaxa, e o grupo G90+, praticante da técnica com maior flexão dos joelhos, apresentou o maior ângulo de penetração das fibras quando comparados ao grupo que agacha até 90º de flexão. Provavelmente, a maior fase excêntrica empregada por estes sujeitos foi determinante neste resultado, por que quanto maior o ângulo de penetração na posição relaxada, maior é a capacidade de alongamento da musculatura. Portanto, acredita-se que o comprimento ótimo para produção de força dos sujeitos do G90+ tenha sido modificado através da adaptação do número de sarcômeros em série.

Os resultados obtidos reforçam a hipótese de que exercícios resistidos com diferentes amplitudes de movimento provocam alterações na arquitetura muscular. Essa constatação traz evidências que podem beneficiar muitos treinadores e atletas na elaboração de treinamentos mais específicos e aplicados às suas necessidades. Por exemplo, um velocista que utiliza a musculação como elemento fundamental da sua preparação física, pode não precisar executar exercícios resistidos para os membros inferiores com amplitude maior que 90º, já que durante a prova ele não solicitará uma produção de força em ângulo articular maior. Em contrapartida, é possível que um jogador de futebol tenha bons resultados quanto à potência e força muscular de membros inferiores se trabalhar força em um ângulo articular superior a 90º. Conclui-se, portanto, que a especificidade de cada esporte exige uma demanda de força em amplitudes articulares particulares.

A partir dos resultados obtidos no presente estudo, sugere-se o desenvolvimento de pesquisas posteriores focadas nas diferentes execuções do agachamento livre. Estas mais aprofundadas e com maior controle das variáveis antropométricas, arquiteturas e do treinamento, com o intuito de identificar qual técnica de execução do agachamento é mais efetiva para a

produção de força, ativação muscular e desenvolvimento do músculo-esquelético.

Justifica-se a escolha pelo agachamento livre, pois é um dos exercícios mais completos da musculação, que envolve várias articulações e músculos dos membros inferiores, sendo capaz de fortalecer a musculatura de coxa, quadril e diversas outras articulações, que atuam na execução desse movimento. Além disso, sua execução é muito funcional e similar a diversos movimentos que realizamos ao longo de nossa vida, como por exemplo: sentar e levantar de uma cadeira ou em movimentos esportivos (ex: salto vertical).

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALTER, Michael J. **Ciência da flexibilidade**. 1999 – 2. Ed. – Porto Alegre: Arned.

BARBANTI, V. J. **Teoria e prática do treinamento esportivo**. 2^o ed. São Paulo. Edgard Blücher, p. 49-130, 1997.

BARROSO, Renato.; TRICOLI, Valmor.; UGRINOWITSCH, Carlos.

Adaptações neurais e morfológicas ao treinamento de força com ações excêntricas. R. bras. Ci e Mov. 2005; 13(2): 111-122.

GARRETT JR, William E.; KINKERDALL, Donald T. **A ciência do exercício e dos esportes**. Trad. Cláudia Ridel Juzwiak... (et al.) – Porto Alegre: Arned, 2003.

HAMILL, Joseph, KNUTZEN, Kathleen. **Bases biomecânicas do movimento humano**. 1999 - Ed. Manole LTDA – São Paulo.

HERZOG, W., GUIMARAES, A.C., ANTON, M.G., CARTER-ERDMAN, K.A. **Moment-length Relations of Rectus Femoris Muscles of Speed Skaters, Cyclists, and Runners**. Med. Sci. Sports Exerc. 23 (11), pp. 1289-1296.

KALACHE, Lucas. **Sistema de medição da espessura da camada muscular e adiposa via ultra-som**. 2007. 75f. Monografia (Engenharia da Computação) – UNICENP; Curitiba.

KOMI, P.V. **Força e potência no esporte**. Trad. Vagner Raso, Ronei Silveira Pinto. - 2^aed. – Porto Alegre:Artmed, 2006.

KOH, Timothy, J. **Do adaptations in serial sarcomere number occur with strength training?** Human Movement Science 14 (1995) 61-77.

LAKATOS, Eva Maria, MARCONI, Marina de Andrade. **Metodologia científica**. 2007 - 5. Ed. – São Paulo: Atlas.

MCGINNIS, Peter M. **Biomecânica do esporte e exercício.** 2002 – Porto Alegre: Arned.

NICHOLAS, A. Ratamess; ALVAR, Brent A.; Evetoch Tammy K, HOUSH, Terry J.; KIBLER, W. Ben; KRAEMER, William J. **Progression Models in Resistance Training for Healthy Adults.** MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE, Copyright 2009 by the American College of Sports Medicine.

NIGG, Benno Maurus; HERZOG, Walter. **Biomechanics of the musculo-skeletal system.** Copyright 1994 by John Wiley & Sons Ltd, Baffins Lane, Chichester, West Sussex PO19 1UD, England.

PLATONOV, V. N. **Teoria geral do treinamento desportivo olímpico.** Porto Alegre: Artmed, 2004.

WILMORE, J. H.; COSTILL, D. L. **Fisiologia do esporte e do exercício.** 2nd ed. São Paulo: Manole, 2001.