

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

RAFAEL REIMANN BAPTISTA

**Adaptações neuromecânicas ao treinamento de força utilizando ações
excêntricas e concêntricas em idosos saudáveis do sexo masculino**

PORTO ALEGRE

2011

RAFAEL REIMANN BAPTISTA

**Adaptações neuromecânicas ao treinamento de força utilizando ações
excêntricas e concêntricas em idosos saudáveis do sexo masculino**

Tese apresentada como requisito para
obtenção do grau de Doutor no Programa
de Pós-Graduação em Ciências do
Movimento Humano da Universidade
Federal do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz

PORTO ALEGRE

2011

CIP - Catalogação na Publicação

Baptista, Rafael

Adaptações neuromecânicas ao treinamento de força utilizando ações excêntricas e concêntricas em idosos saudáveis do sexo masculino / Rafael Baptista. -- 2011.

93 f.

Orientador: Marco Vaz.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2011.

1. Arquitetura muscular. 2. Propriedades mecânicas musculares. 3. Contração excêntrica. 4. Treinamento de força. 5. Envelhecimento. I. Vaz, Marco, orient. II. Título.

RAFAEL REIMANN BAPTISTA

**Adaptações neuromecânicas ao treinamento de força utilizando ações
excêntricas e concêntricas em idosos saudáveis do sexo masculino**

Tese apresentada como requisito para
obtenção do grau de Doutor no Programa
de Pós-Graduação em Ciências do
Movimento Humano da Universidade
Federal do Rio Grande do Sul.

Aprovada em: ____ de _____ de ____.

BANCA EXAMINADORA:

Profa. Dra. Liliam Fernandes de Oliveira (UFRJ)

Profa. Dra. Carla Helena Augustin Schwanke (PUCRS)

Prof. Dr. Ronei Silveira Pinto (UFRGS)

PORTO ALEGRE

2011

Dedico esta Tese a minha mãe (*in memoriam*) que sempre almejou ter um filho Doutor.

O RELATO DE UMA TRAJETÓRIA E AGRADECIMENTOS

E eis que se encerra uma longa jornada. Esta jornada começou em 2005, quando eu terminava o meu mestrado na área de fisiologia do exercício e começava a flertar com a biomecânica. Tendo em vista que esta é uma seção livre, antes de realizar os agradecimentos propriamente ditos, permitam-me descrever um pouco desta caminhada.

Neste ano o meu orientador de mestrado me incentivava a realizar um doutorado pleno no exterior e me indicou o Prof. Marco Vaz, com quem eu já havia tido aula na especialização e mestrado, e que possui diversos contatos no exterior, para que eu tentasse articular esta empreitada.

Neste mesmo ano a minha esposa estava prestando provas para residência em anesthesiologia, e combinamos que, dada a importância de tal seleção, se ela fosse selecionada eu não daria prosseguimento aos planos de fazer um doutorado no exterior, pois ficar 4 anos afastados não estava nos nossos planos. E foi o que acabou acontecendo, ela foi selecionada na residência médica e ficamos.

Decidi então me candidatar a vaga de doutorado com o Prof. Marco cuja seleção ocorreria no segundo semestre de 2005. Não fui selecionado nesta primeira tentativa, e combinei com o Prof. Marco que trabalharia voluntariamente no seu grupo durante o ano de 2006 e tentaria novamente na próxima seleção.

Ao longo de 2006 houve uma mudança no regimento do Programa de Pós-Graduação, e a próxima seleção foi transferida para o meio do ano de 2007, de modo que este período de voluntariado se estendeu por mais 6 meses, me permitindo ganhar mais experiência e familiaridade com o grupo.

Em 2007/2 ingressei no doutorado oficialmente e combinei com o Prof. Marco que iria realizar uma etapa sanduíche do doutorado no exterior, pois na época embora já atuasse no ensino superior, as perspectivas profissionais não eram tão boas que justificassem não aproveitar uma oportunidade como esta.

Porém, em 2008 fui contratado como professor na PUCRS, onde leciono atualmente, e decidi me dedicar a esta oportunidade ao invés de investir em um estágio no exterior.

Justifiquei ao Prof. Marco os meus motivos, que compreendeu, e passei a trabalhar então na direção da realização da minha tese de doutorado no Brasil.

Creio que tal escolha em prol da minha carreira docente foi positiva, pois no dia em que escrevo estas linhas, recebo a oficialização de minha promoção para Regime de Tempo Integral na PUCRS.

Certa vez alguém me disse que finalizar um doutorado é um feito notável. Realizar um doutorado trabalhando em média 30 horas semanais em sala de aula como professor no ensino superior é uma tarefa ainda mais árdua, e eu não teria conseguido finalizá-la sem a ajuda de muitas pessoas.

Desta forma, gostaria de agradecer inicialmente a minha esposa Laura. Paixão da minha vida há 8 anos, companheira, confidente e amiga de todas as horas. Sem o seu apoio e compreensão esta jornada teria sido inviável. "Nós casamos para sermos testemunhas da vida de alguém".

Ao meu orientador Prof. Marco Aurélio Vaz. Cientista brilhante, professor fantástico, tentou me orientar no sentido de me tornar um 'expert' em arquitetura muscular. Por minha culpa não obtive sucesso. Se um doutorado é um "casamento com o orientador", o nosso teve todos os capítulos de uma "novela das 8". Entre "tapas e beijos" hoje percebo que o Prof. Marco sempre tentou me conduzir pelos melhores caminhos da vida acadêmica, ainda que muitos deles parecessem ser os mais difíceis em um primeiro momento, seus motivos agora estão mais claros do que nunca para mim. Muito obrigado por tudo professor.

Aos membros da banca, Dra. Liliam de Oliveira, Dra. Carla Schwanke e Dr. Ronei Pinto, por suas críticas construtivas e comentários extramamente pertinentes que sem dúvida qualificaram este trabalho. Agradeço ainda ao Dr. Ronei pelo empréstimo do equipamento de musculação sem o qual a realização deste trabalho não teria sido possível.

Aos meus bolsistas e alunos, sem a sua ajuda esta tese não seria possível. Agradeço do fundo do meu coração aos bolsistas Eduardo Onzi, Gabriel Makarewicz, Nathália Goulart e Gustavo Heidner, e aos alunos Luis Eduardo dos Santos, Cibelle Gerardi e todos que contribuíram direta ou indiretamente para este trabalho, como o fisioterapeuta Daniel Tocchetto, entre tantos outros.

Aos meus grandes amigos da sala 212 e do GEFEX, Fernando Diefenthaler (a quem agradeço também pela autorização de uso da rotina de MATLAB para análise de eletromiografia), Felipe Carpes, Rodrigo Bini, Jean Geremia, Felipe Moré, Fernando Aguiar, Fábio Lanferdini, Matheus Wiest, Júlio César da Silva, Mathias Frölich, Giovani Cunha entre tantos outros que tornaram esta caminhada ainda mais

prazerosa e alegre, reforçando que a amizade é uma das coisas mais importantes da vida.

A Nutricionista Georgia Becker pela consultoria nutricional relacionada a este trabalho. Ao Prof. Adamantios Arampatzis pelas sugestões de tema para pesquisa e pela autorização de uso de sua rotina de MATLAB para análise de arquitetura muscular.

Aos meus colegas de trabalho, pelo apoio e motivação para a conclusão desta pós-graduação, iniciando pela minha ex-professora, ex-diretora e atualmente colega, sua ligação telefônica em fevereiro de 2008 para um entrevista de emprego na PUCRS ficará para sempre na minha memória, Profa. Sônia Gomes.

Ao meu ex-professor, diretor e colega Prof. Luciano Castro. Sua confiança em mim depositada e oportunidades oferecidas trazem um sentimento de eterna gratidão e total devoção.

Ao meu ex-colega de mestrado e atualmente colega de trabalho Prof. André Estrela, conversamos muito sobre muitas coisas durante este período e sempre estive disposto a ouvir as minhas lamúrias e lamentações.

Ao Prof. Nelson Todt, parceiro na pesquisa científica na PUCRS, foi uma das primeiras pessoas a me acolher na Faculdade de Educação Física em 2008, me dando total apoio e me deixando a vontade para achar o meu espaço. Agradeço por todas as suas orientações.

A Profa. Fernanda Marquesan, colega de trabalho e de Reflexões na PUCRS, pelas conversas e dicas, muito importantes para o meu crescimento.

Aos meus colegas de promoção ao regime de tempo integral, Profa. Vera Brauner e Prof. Fábio Suñé, tenho a honra de compartilhar este momento inesquecível em nossas vidas profissionais.

Gostaria também de agradecer alguns professores que não fizeram parte diretamente desta trajetória, mas sem a sua contribuição em algum momento da minha vida, ela não teria ocorrido. Inicialmente ao Prof. Arthur Sacramento. Se não fosse por ele eu não estaria aqui hoje. Foi a graças a ter sido seu aluno em meados de 1997 que eu encontrei o meu caminho. Muito obrigado Arthur, sua amizade para sempre ficará guardada na minha memória.

Também devo os meus mais sinceros agradecimentos ao Prof. Alvaro Reischak de Oliveira. Com ele dei seguimento ao meu desenvolvimento como

professor e pesquisador. Sua orientação durante o mestrado me proporcionou atingir um nível de conhecimento que eu nunca havia imaginado antes.

Agradeço ainda aos meus amigos. Nomear a todos seria uma tarefa impossível. Parceiros nos bons e maus momentos.

Finalmente, agradeço a minha família. Em especial agradeço aos meus pais. No meio de tantas adversidades, conseguiram me proporcionar bons estudos. Aos meus irmãos Cristofer e Henrique, os quais tem sido responsáveis por uma reunião familiar emocionante justamente neste momento final da jornada.

"Embora ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo, qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim."
Chico Xavier.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar o efeito de um programa de treinamento excêntrico versus concêntrico nas propriedades morfológicas, mecânicas e mioelétricas da unidade músculo-tendão do quadríceps de idosos. Vinte e três sujeitos do sexo masculino ($62,74 \pm 2,20$ anos de idade, $80,21 \pm 14,82$ kg de massa corporal e $172,02 \pm 6,11$ cm de estatura) participaram de um programa de treinamento de força durante 12 semanas, duas vezes por semana, realizando extensão unilateral concêntrica em uma articulação do joelho e flexão unilateral excêntrica na articulação do joelho contralateral, a 80% de 5 Repetições Máximas (5 RM). O tratamento estatístico foi composto por teste t de Student nas comparações das diferenças obtidas entre o período pré versus pós treinamento e por ANOVA de dois fatores para comparar as diferenças entre os treinamentos concêntrico versus excêntrico nos dois períodos (pré-treinamento versus pós-treinamento), utilizando o programa de estatística GraphPad InStat versão 3.06, adotando-se um nível de significância de 5%. Nas articulações treinadas excêntrica a força medida pelo teste de 5 RM aumentou de forma significativa ($p < 0,05$) ao longo do programa de treinamento de força, enquanto que com o treinamento concêntrico houve um aumento da força nas primeiras 6 semanas ($p < 0,05$) que não se repetiu nas últimas 6 semanas de treinamento. Avaliando a arquitetura do músculo vasto lateral por meio da ultrassonografia (ALOKA SSD 4000), verificamos que ambos os tipos de treinamento causaram uma redução no comprimento dos fascículos e um aumento no ângulo de penação ($p < 0,05$) sem diferença entre os tipos de treinamento e sem alterar significativamente a espessura muscular ($p > 0,05$). Ao utilizar a ultrassonografia para avaliar a arquitetura do tendão patelar, verificamos um aumento no comprimento do tendão com os dois tipos de treinamento e um aumento na área de seção transversa do tendão apenas da articulação treinada excêntrica ($p < 0,05$). Utilizando um dinamômetro isocinético (*Biodex System 3 PRO*) verificamos que tanto o treinamento concêntrico quanto o treinamento excêntrico causaram um aumento significativo do torque articular nos ângulos de 50, 60, 70 e 90° ($p < 0,05$), mas não no ângulo de 30° ($p > 0,05$). Adicionalmente, verificamos que o treinamento concêntrico causou um aumento significativo nas velocidades articulares de -240, -180, -120 e -60°/seg e nas velocidades de 180 e 240°/seg ($p < 0,05$). Já o treinamento excêntrico causou um aumento significativo apenas nas velocidades de 60, 120 e 180°/seg, tanto positivas quanto negativas ($p < 0,05$). Utilizando a eletromiografia (*Bortec Medical Systems*) para comparação da ativação muscular não encontramos diferença significativa em nenhuma das análises. Nossos resultados nos permitem concluir que no que tange a arquitetura muscular o treinamento concêntrico e excêntrico proporcionam adaptações muito semelhantes, enquanto que na arquitetura tendinosa isso é válido para o comprimento muscular, mas não para a área de seção transversa. Todavia o treinamento excêntrico parece trazer um aumento de força mais consistente ao longo do treinamento, ainda que nas propriedades mecânicas não tenha sido constatadas diferenças significativas entre os tipos de treinamento. No que diz respeito as propriedades mioelétricas não encontramos diferenças significativas nas adaptações tanto ao treinamento concêntrico quanto excêntrico.

Palavras-chave: Treinamento de força; Envelhecimento; Sarcopenia; Arquitetura muscular; Mecânica muscular; Eletromiografia.

ABSTRACT

The purpose of this study was to compare the effects of an eccentric training versus a concentric training concerning the morphological, mechanical and mioelectric properties of the muscle-tendon unit of the quadriceps muscle in older men. Twenty three male subjects (62.74 ± 2.20 years old, 80.21 ± 14.82 kg of body mass and 172.02 ± 6.11 cm height) have participated of a strength training program for 12 weeks, two times a week, performing unilateral concentric extension of one knee joint and unilateral eccentric flexion of the other knee joint, at 80% of 5RM. The statistical analyses was performed by Student t test to compare the differences obtained between the pre-training versus post-training period and by two-way ANOVA to compare the differences obtained between the concentric versus eccentric training in both periods (pre-training versus post-training) using the statistical software GraphPad InStat version 3.06 assuming a 5% level of significance. On the eccentrically trained joints the strength measured by the 5RM tests increased significantly ($p < 0.05$) during the strength training program, while with the concentric training there was an increase in strength on the first 6 weeks ($p < 0.05$) that didn't repeat on the last 6 weeks of training. Through the evaluation of the muscle architecture of the vast lateral muscle (ALOKA SSD 4000), we verified that both types of training have caused a shortening of the fascicle length and an increase of the pennation angle ($p < 0.05$) without differences between the types of training and without altering significantly the muscle width ($p > 0.05$). When we used the ultrasonography to evaluate the architecture of the patellar tendon, we have verified an increase on the tendon length with both types of training and an increase of the cross-sectional area of the tendon only on the joint trained eccentrically ($p < 0.05$). Using an isokinetic dynamometer (Biodex System 3 PRO) we verified that both the concentric and the eccentric training have caused a significant increase of the joint torque in the angles of 50° , 60° , 70° and 90° ($p < 0.05$), but not in the angle of 30° ($p > 0.05$). Additionally, we verified that the concentric training did cause a significant joint speed increase of -240° , -180° , -120° and $-60^\circ/\text{sec}$ and on the speeds of 180° and $240^\circ/\text{sec}$ ($p < 0.05$). In the case of the eccentric training, it caused a significant increase only on the speeds of 60° , 120° and $180^\circ/\text{sec}$, both positive and negative ($p < 0.05$). Using the electromyography (Bortec Medical Systems) to compare the muscle activation of the vast lateral in different joint angles in the pre and post concentric training periods, we have not verified significant difference in any of the analysis. Our results allow us to conclude that concerning the muscle architecture, concentric and eccentric training produce very similar adaptations, whereas in the tendon architecture this is valid for the muscle length, but not for the cross-sectional area. However, the eccentric training seems to bring a more consistent gain in strength during the training, despite that on the mechanical properties there were no significant differences stated between the types of training. Concerning to the myoelectrical properties we were not able to find any significant adaptation either in concentric or eccentric training.

Key-words: Strength training; Aging; Muscle architecture; Muscle mechanics; Electromyography.

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO	15
CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO GERAL	16
1.1 Definindo “idoso”	16
1.2 Envelhecimento no Brasil e no Mundo	16
1.3 Biologia do envelhecimento, longevidade e restrição calórica.....	21
1.4 Atividade Física em idosos	24
1.5 Benefícios da atividade física para idosos.....	25
CAPÍTULO II - ARQUITETURA MUSCULAR E ENVELHECIMENTO: ADAPTAÇÃO FUNCIONAL E EFEITOS DO TREINAMENTO DE FORÇA NA ARQUITETURA MUSCULAR DE IDOSOS	26
2.1 Introdução.....	26
2.2 Metodologia	28
2.3 Resultados e Discussão: Sarcopenia	28
2.4 Resultados e Discussão: Envelhecimento e Arquitetura Muscular.....	29
2.5 Resultados e Discussão: Aspectos Clínicos e Efeitos do Treinamento de Força em Idosos.....	33
2.6 Conclusão.....	37
CAPÍTULO III - EFEITOS DO TREINAMENTO DE FORÇA CONCÊNTRICO E EXCÊNTRICO NA ESTRUTURA E FUNÇÃO DO MÚSCULO ESQUELÉTICO DE IDOSOS	39
3.1 Introdução.....	39
3.2 Objetivos e hipóteses	42
3.2.1 Objetivos.....	42
3.2.2 Hipóteses.....	43
3.3 Métodos e Materiais	44
3.3.1 Aspectos éticos	44
3.3.2 Amostra	44
3.3.3 Critérios de inclusão	45
3.3.4 Critérios de exclusão	45
3.3.5 Estratégia de busca e triagem dos sujeitos da amostra.....	47
3.3.6 Treinamento de força	47

3.3.8 Medição da arquitetura muscular do vasto lateral.....	48
3.3.9 Medição das propriedades morfológicas do tendão patelar.....	49
3.3.10 Medição das propriedades mecânicas do quadríceps	50
3.3.11 Medição das propriedades mioelétricas	51
3.3.12 Avaliação da arquitetura muscular do vasto lateral.....	53
3.3.13 Avaliação das propriedades morfológicas do tendão patelar.....	55
3.3.14 Avaliação das propriedades mecânicas do quadríceps	56
3.3.15 Avaliação das propriedades mioelétricas musculares.....	57
3.3.16 Tratamento estatístico	57
3.4 Resultados.....	58
3.5 Discussão	64
3.6 Conclusão.....	69
CAPÍTULO IV – CONSIDERAÇÕES FINAIS	71
4.1 O Estudo e suas Limitações	71
4.2 Treinamento de Força.....	74
4.3 Conclusão.....	79
Referências	80

APRESENTAÇÃO

Esta Tese de doutorado está dividida em quatro capítulos:

- Capítulo I – Introdução geral sobre o envelhecimento;
- Capítulo II – Revisão bibliográfica sobre o tema específico da tese, escrita a partir de um artigo de revisão publicado pelos autores;
- Capítulo III – Artigo original escrito a partir dos resultados da tese;
- Capítulo IV – Considerações finais.

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO GERAL

1.1 Definindo “idoso”

O processo de envelhecimento é naturalmente uma realidade biológica que possui a sua própria dinâmica, em grande parte alheia ao controle humano. Todavia, é também um constructo no qual cada sociedade possui uma definição de envelhecimento. Nos países desenvolvidos, a idade cronológica exerce um papel principal. A idade de 60 ou 65 anos, amplamente equivalente a idade de aposentadoria em muitos países desenvolvidos, é associada ao início da terceira idade (1). Em muitos países em desenvolvimento, entretanto, a idade cronológica tem pouco ou nenhum impacto no significado de velhice. Outros significados socialmente construídos são mais significantes como, por exemplo, o papel dos idosos nestas sociedades, de modo que em muitos casos é a perda ou redução desta participação social, acompanhada pelo declínio físico, o que define significativamente o envelhecimento nestas sociedades. Assim, em contraste com os aspectos cronológicos que marcam os estágios de vida nos países desenvolvidos, o envelhecimento em muitos países em desenvolvimento começa quando esta contribuição parece não ser mais possível (2).

A classificação etária varia entre os países e ao longo do tempo, refletindo de certa forma as diferenças sociais, políticas e econômicas. Em função destas diferenças o Estatuto do Idoso (3) define como idosos no Brasil os indivíduos com 60 anos ou mais, enquanto que em países desenvolvidos esta classificação inicia a partir dos 65 anos de idade.

1.2 Envelhecimento no Brasil e no Mundo

Estamos vivendo um momento de envelhecimento mundial onde o Brasil acompanha a tendência internacional. Em 2050, com uma população estimada em 215,2 milhões de habitantes, o Brasil será um país de idosos, com baixas taxas de mortalidade infantil e de fecundidade, mas uma maior expectativa de vida (1). A taxa de fecundidade (número de filhos por mulher), que em 2008 era de 1,8, em 2050

será de 1,5, e a taxa de mortalidade (por mil nascidos vivos), que em 2008 era de 23,4, será de 6,4 (1).

Porto Alegre, por exemplo, que possui uma das menores taxas de mortalidade infantil e ocupa o terceiro lugar no ranking de expectativa de vida (75,3 anos), perdendo apenas para o Distrito Federal (75,6 anos) e para Santa Catarina (75,5 anos), poderá ter em 2050 uma expectativa de vida de mais de 80 anos, pois hoje a expectativa de vida nacional, que é de aproximadamente 73,4 anos, em 2050 será de 81,3 anos (1).

Em 2008 a participação dos jovens de 15 a 24 anos de idade na população em geral era de 17,7%, enquanto que em 2050 sofrerá uma redução para 10,4%. Por outro lado, a participação dos idosos na população em geral, que em 2008 era de 9,7%, em 2050 sofrerá um aumento para 29,7% (1).

Parece haver também uma diferença na expectativa de vida entre homens e mulheres. De uma maneira geral, as mulheres vivem mais do que os homens. Em 2008 a expectativa de vida das mulheres brasileiras era de 76,7 anos contra os 69,1 anos dos homens, ou seja, uma diferença de 7,6 anos. No Rio Grande do Sul esta diferença é um pouco maior, pois a expectativa de vida das mulheres é de 79,4 anos e dos homens é 71,6 anos, gerando uma diferença de 7,8 anos entre a expectativa de vida de homens e mulheres (1).

Em 2050 a expectativa de vida das mulheres será de 84,5 anos, ou seja, um crescimento de 7,8 anos, enquanto a expectativa de vida dos homens em 2050 será de 78,2 anos, ou seja, um crescimento de 9,1 anos. Além disso, haverá uma diminuição da diferença na expectativa de vida entre homens e mulheres de 7,6 para 6,3 anos (1).

O mundo está envelhecendo rapidamente, adicionalmente 70% de todos os idosos vivem hoje em dia em países subdesenvolvidos ou em desenvolvimento onde o envelhecimento está ocorrendo ainda mais rapidamente, e em 2050 este número subirá para 80% (4).

Este rápido envelhecimento populacional traz desafios tanto para os países desenvolvidos quanto para os países em desenvolvimento como (4), por exemplo:

- Sobrecarga no sistema previdenciário;
- Aumento na demanda para cuidados de saúde;

- Necessidade aumentada de profissionais da saúde treinados em gerontologia;
- Aumento na demanda de cuidados de longo prazo, especialmente relacionados com as doenças psiquiátricas;
- Aumento do preconceito em relação aos idosos, comprometendo os seus direitos e oportunidades.

Segundo Stein *et al.* (5), estes desafios podem ser combatidos com a implementação das seguintes medidas:

- Garantindo que a população idosa tenha um nível adequado de previdência social;
- Desenvolvendo ambientes com facilidade de acesso aos idosos;
- Aumentando a disponibilidade de serviços de saúde efetivos para esta população;
- Mantendo padrões sociais que influenciem o bem estar dos idosos.

Neste sentido, Lutz *et al.* (6), destacam alguns aspectos relacionados com o envelhecimento. O envelhecimento populacional está ocorrendo paralelamente a uma rápida urbanização: em 2007 mais da metade da população mundial vivia em cidades. Em 2030 a expectativa é que mais de 60% das pessoas viva nas cidades.

O envelhecimento populacional é um triunfo da sociedade moderna. Ele reflete a melhora da saúde global, mas também traz desafios importantes para o século 21 tanto em países desenvolvidos quanto em desenvolvimento. Em 2005 a expectativa de vida em países como o Japão e França já era de mais de 80 anos. Mas a expectativa de vida também está aumentando em países em desenvolvimento: uma criança que nasça hoje no Chile, Costa Rica, Jamaica, Líbano, Sri Lanka ou Tailândia, tem uma expectativa de vida de mais de 70 anos (6).

Mas uma grande desigualdade relacionada às questões de saúde ainda persiste, o que fica claro pelas diferenças na expectativa de vida ao nascer. Por exemplo, enquanto o Japão tem a maior expectativa de vida do mundo (82,2 anos), em muitos países do Continente Africano a expectativa é de 40 anos ou menos (7).

Dentro dos países, as desigualdades relacionadas à saúde também são significantes. Por exemplo, nos Estados Unidos, os grupos de maior nível socioeconômico têm uma expectativa de vida 20 anos maior do que a de grupos de menor nível socioeconômico (7).

Em 2050, aproximadamente 80% de todas as mortes deverão ocorrer em pessoas com mais de 60 anos. Os gastos com saúde aumentam com a idade e estão concentrados nos últimos anos de vida, porém, quanto mais velha uma pessoa falece, menos os custos ficam concentrados neste período. Postergar a idade de falecimento por meio de um envelhecimento saudável somado a políticas apropriadas para os últimos anos de vida pode reduzir os custos com saúde (6).

Idosos mais saudáveis também representam um recurso para as suas famílias, comunidade e para a economia, pois muitos destes indivíduos são responsáveis pelo seu domicílio. Investir em saúde ao longo da vida produz dividendos para todas as sociedades. Raramente é tarde demais para mudar comportamentos de risco relacionados à saúde: por exemplo, o risco de morte prematura diminui em 50% se uma pessoa abandona o tabagismo entre os 60 e 75 anos de idade (8). Esta é uma informação importante para o indivíduo enquanto ser humano, pois não se trata apenas de números e estatísticas, mas do fato de que sempre há tempo de modificar o estilo de vida em direção à promoção da saúde.

A atenção primária a saúde em nível comunitário e efetivamente voltada aos idosos, é crucial para promover a saúde, prevenir doenças e manejar as doenças crônicas em pacientes idosos frágeis. Em geral, o treinamento para profissionais da saúde inclui poucas instruções sobre os cuidados com os idosos. Todavia, estes profissionais irão progressivamente ter que se dedicar mais a esta camada da população (8).

Um dos aspectos que deve ser levado em conta pelos profissionais de saúde e, portanto, fazer parte da sua formação no que tange aos cuidados com os idosos, é a questão das quedas aumentadas em indivíduos na terceira idade. Na velhice, o risco de quedas aumenta e as consequências das lesões ocorridas são mais sérias. Isso leva a custos econômicos elevados, causando um impacto importante na saúde destes indivíduos, aumentando as taxas de morbi-mortalidade e aumentando os níveis de institucionalização, além de causar um forte efeito negativo na economia. Na Austrália, o custo médio no sistema de saúde relacionado com quedas em idosos foi de US\$ 3.611,00 por queda entre 2001 a 2002 (9).

As quedas são a segunda maior causa de mortes acidentais em nível mundial, perdendo apenas para os acidentes automotivos. Todos os anos se estima que 424.000 indivíduos morrem devido a quedas em todo o mundo, dos quais 80% são

em países subdesenvolvidos ou em desenvolvimento. Além disso, os idosos que sofrem quedas e são acometidos por incapacidades tem um maior risco de hospitalização e necessidade de tratamento por mais tempo (9).

Desta forma o envelhecimento oferece um fator de risco importante para o acontecimento de quedas e a probabilidade do acometimento por incapacidades aumenta com a idade. Este risco aumentado se deve em parte as mudanças físicas, sensórias e cognitivas associadas com o envelhecimento, somadas a ambientes não adaptados para a população de idosos, ou seja, ambientes sem um planejamento de acessibilidade para estes indivíduos (9).

Além disso, as quedas são um problema de saúde pública em todo o mundo. Aproximadamente 424.000 quedas fatais ocorrem todo o ano. No Brasil, cerca de 30% dos idosos sofrem quedas ao menos uma vez ao ano (10). Mais de 80% das mortes relacionadas com quedas ocorrem em países subdesenvolvidos ou em desenvolvimento, com as regiões do Pacífico Ocidental e do Sudeste Asiático sendo responsáveis por mais de dois terços destas mortes. Em todas as regiões do mundo, as taxas de mortalidade são mais altas em adultos com mais de 60 anos (9).

Os custos das consequências das quedas com idosos são substanciais. Na Finlândia e na Austrália o custo médio por queda ao sistema de saúde é de US\$ 3.611,00 e US\$ 1.049,00 (9). No Brasil os custos para o sistema de saúde também são altos. A cada ano, o Sistema Único de Saúde (SUS) tem gastos cada vez maiores com o tratamento de fraturas em idosos em função das quedas. Em 2006 foram R\$ 49 milhões e em 2009 foram R\$ 57,61 milhões gastos com internações associadas a quedas e fraturas em idosos (3).

Na Austrália os custos estimados das quedas no sistema de saúde são de 86,4 milhões de dólares Australianos, com mais da metade deste custo sendo atribuído ao tratamento de pacientes internados. Assumindo que a taxa de quedas se mantenha constante neste país, os custos para o sistema de saúde em função das quedas em idosos vão aumentar para 181 milhões de dólares Australianos em 2021 (11).

No Reino Unido o custo devido a quedas por cada 10.000 habitantes é de 300.000 de Libras em indivíduos com 60 a 64 anos de idade, aumentando para 1.500.000 de Libras em indivíduos com mais de 75 anos. Estas quedas custam ao

governo britânico 981 milhões de Libras. A maioria destes custos, aproximadamente 66%, é atribuída a quedas em indivíduos com 75 anos ou mais (12).

Sendo assim, uma abordagem preventiva, como a oferecida pelos exercícios físicos, é bem vinda no que tange a este panorama, onde as estratégias de prevenção devem enfatizar a educação, treinamento, ambientes acessíveis, fomento a pesquisas relacionadas com quedas e o estabelecimento de políticas efetivas para a redução no risco de quedas.

1.3 Biologia do envelhecimento, longevidade e restrição calórica

O que é o envelhecimento e como este processo pode ser entendido? O envelhecimento possui uma clara hereditariedade, a qual muito provavelmente é dependente de múltiplos genes. Existem vários argumentos evolucionários fortes que referem que o envelhecimento não é programado ou desenvolvido, mas sim causado por um declínio inevitável na síntese celular e na manutenção das funções acompanhados de um acúmulo de lesões celulares aleatórias e do declínio funcional (13).

A teoria do soma descartável, como é chamada, sugere em essência que o nosso corpo é apenas um veículo para a transmissão de material genético para as próximas gerações. Os genes parecem ser imortais e são protegidos por elevados níveis de funções de manutenção e reparação. Por outro lado, o corpo é menos protegido, uma vez que sua função é de importância transitória garantindo a propagação dos nossos genes. De acordo com esta teoria, o envelhecimento é causado pelo acúmulo de lesões aleatórias devido às limitações dos sistemas somáticos de defesa e reparo (13).

A evolução projetou estes sistemas para funcionarem eficientemente em uma baixa expectativa de vida dos humanos na natureza. A grande expectativa de vida dos humanos em ambientes protegidos pela civilização moderna é um fenômeno novo, e parece não haver uma tradição evolucionária no sentido de manter a eficiência dos sistemas de reparo em idades avançadas, porque as idades avançadas raramente são atingidas na natureza (13).

Além disso, diversas evidências parecem relacionar o processo de envelhecimento com a disfunção mitocondrial tanto em homens quanto em animais

(14). O envelhecimento humano parece estar associado com um aumento na mutagênese do DNA mitocondrial e em um declínio na função da cadeia respiratória mitocondrial. Experimentos em ratos transgênicos têm demonstrado claramente que a disfunção mitocondrial pode induzir a uma série de fenótipos relacionados com o envelhecimento (14).

Mutações somáticas no DNA mitocondrial de humanos em envelhecimento causam disfunção na cadeia respiratória de diversas células em vários tecidos como o coração, músculo esquelético, músculo liso e no cérebro. Células com uma cadeia respiratória deficiente são predispostas a apoptose e a morte celular passa a ser, portanto, um aspecto importante relacionado com a disfunção mitocondrial relacionada com o envelhecimento. Consequentemente existe uma tendência de automaticamente ligar a disfunção respiratória a produção aumentada de espécies reativas de oxigênio. Todavia, um estudo em modelo animal sugere que a disfunção mitocondrial não causa aumentos nos níveis de estresse oxidativo (15).

Parece haver também uma relação entre a disfunção mitocondrial, o envelhecimento e a restrição calórica, porém esta relação ainda não está bem esclarecida, cenário este que está ganhando uma grande atenção por parte da comunidade científica (16).

A restrição calórica é a única forma de manipulação não gênica conhecida capaz de prolongar a expectativa de vida em uma variedade de experimentos em modelo animal, como por exemplo, em vermes, moscas e roedores (17). Atualmente não está claro se a restrição calórica aumenta a expectativa de vida em primatas e humanos. Todavia, tem sido demonstrado que a restrição calórica reduz a incidência de doenças associadas à idade como câncer, doenças cardiovasculares e diabetes em mamíferos (17). As respostas a restrição calórica parecem ser conservadas durante a evolução do animal de modo que existe um grande foco de investigação neste momento no sentido de tentar entender os mecanismos moleculares envolvidos neste fenômeno (18).

Existem evidências que sugerem que a restrição calórica aumenta a longevidade pelo aumento da taxa respiratória (19). Outras evidências apontam para o fato de que a restrição calórica causa uma redução na temperatura corporal, a qual estaria relacionada com o aumento no tempo de vida (20).

Segundo esta teoria, mamíferos vivendo em restrição calórica permanecem em um balanço calórico negativo, o qual resulta em uma redução significativa do tecido adiposo (21), levando a mudanças nos níveis sanguíneos de adiponectinas¹ e leptina² (22), bem como alterando a secreção de grelina³ (23). As alterações no tecido adiposo e as mudanças nos níveis destas substâncias causadas pela restrição calórica são em parte apontadas como responsáveis pela redução nos níveis plasmáticos de citocinas pró-inflamatórias (22).

Porém, não existem evidências que suportem que a restrição calórica reduza significativamente o processo de envelhecimento em humanos. De fato, tem sido sugerido que este tipo de efeito nunca será alcançado, pois o envelhecimento seria causado pelo acúmulo aleatório de lesões celulares, muitas das quais inevitáveis e irreversíveis (24). Ou seja, apesar do grande número de pesquisas nas últimas décadas sobre a restrição calórica, atualmente não existem evidências conclusivas quanto aos seus benefícios para a expectativa de vida em humanos (25).

Apesar do interesse dos pesquisadores pela restrição calórica tanto em animais quanto em humanos, é preciso salientar que existem diversas evidências em idosos que mostram que a perda de peso e, conseqüentemente a restrição calórica, é associada com uma mortalidade aumentada (26-30). A perda de peso é associada, sobretudo com a sarcopenia, fraturas e hospitalização. Em pacientes diabéticos idosos a perda de peso é associada com altas taxas de mortalidade e, em idosos hospitalizados, um baixo índice de massa corporal parece apresentar a mesma relação (31).

Uma vez que não existem dados disponíveis a partir de estudos longitudinais de longo prazo sobre a restrição calórica em idosos, e a maioria dos estudos em humanos é contraditória, parece ser prudente não recomendar a restrição calórica para pacientes com mais de 60 anos de idade. Para aqueles pacientes que persistem em programas de restrição alimentar mesmo em idade avançada, deve ser indicada a realização de treinamento de força e a ingestão de pelo menos 1,2 a 1,5 g de proteína por quilo de peso corporal por dia (29). Além disso, nestes casos

¹ Hormônio que modula vários processos metabólicos, incluindo a regulação da glicemia e o catabolismo de ácidos graxos.

² Hormônio que exerce efeito sobre o controle do apetite e da massa corporal entre outros fatores.

³ Hormônio que atua no cérebro dando a sensação de apetite. Quando fazemos uma ingesta alimentar a secreção da grelina diminui e a temos a sensação de saciedade.

as fontes de proteína deveriam incluir os aminoácidos essenciais, e ricas em leucina e creatina (32).

1.4 Atividade Física em idosos

Desta forma, especialmente em indivíduos com 60 anos ou mais, as atividades físicas, incluindo as realizadas nas atividades de vida diária, deveriam ser estimuladas, no sentido de melhorar a aptidão cardiorrespiratória, neuromuscular, óssea e funcional, reduzindo o risco de doenças crônico-degenerativas, depressão e declínio cognitivo (33). Neste sentido, as seguintes recomendações podem ser feitas:

- Os idosos deveriam realizar pelo menos 150 minutos de atividades aeróbicas moderadas por semana ou pelo menos 75 minutos de atividades intensas ao longo da semana ou uma combinação equivalente de atividades de moderada e alta intensidade.
- As atividades aeróbicas deveriam ser feitas em sessões de pelo menos 10 minutos de duração cada.
- Para obter benefícios adicionais a saúde, os idosos deveriam aumentar suas atividades aeróbicas de moderada intensidade para 300 minutos por semana, ou realizarem 150 minutos de atividade aeróbica intensa por semana, ou uma combinação equivalente de atividades de alta e baixa intensidade.
- Idosos com baixa mobilidade deveriam realizar atividades físicas para aumentar o equilíbrio e prevenir quedas pelo menos 3 vezes por semana.
- O treinamento de força, envolvendo os principais grupos musculares, deveria ser feito pelo menos uma vez por semana.
- Quando os idosos não conseguem realizar as quantidades sugeridas de atividade física devido a questões de saúde, eles deveriam tentar ser o mais ativos fisicamente possível respeitando as suas limitações.

1.5 Benefícios da atividade física para idosos

De uma forma geral, existem evidências (34) demonstrando que, comparando indivíduos sedentários com fisicamente ativos, idosos que se exercitam apresentam:

- Menores taxas de mortalidade, menor risco coronariano, níveis pressóricos mais baixos, menores risco para o acometimento por infartos, diabetes e câncer, bem como níveis mais elevados de aptidão cardiorrespiratória e muscular, além de uma melhor composição corporal;
- Biomarcadores favoráveis a prevenção de doenças cardiovasculares, diabetes tipo 2 e melhor saúde óssea;
- Maiores níveis de saúde funcional, baixos riscos de quedas e uma melhor função cognitiva, com risco reduzido para limitações funcionais e sociais.

Nesta introdução geral procuramos trazer alguns aspectos epidemiológicos e sociais relacionados ao envelhecimento. Para informações mais específicas sobre plasticidade neuromuscular e envelhecimento sugerimos a leitura do Capítulo II de revisão bibliográfica.

CAPÍTULO II - ARQUITETURA MUSCULAR E ENVELHECIMENTO: ADAPTAÇÃO FUNCIONAL E EFEITOS DO TREINAMENTO DE FORÇA NA ARQUITETURA MUSCULAR DE IDOSOS

2.1 Introdução

Os avanços da medicina e os relativamente recentes incentivos à prevenção de doenças na população têm gerado um aumento na longevidade e expectativa de vida dos indivíduos. Por outro lado, os avanços tecnológicos facilitaram a adoção de um estilo de vida sedentário, o que faz com que nem sempre estes indivíduos alcancem a terceira idade com a saúde e qualidade de vida esperada.

A Organização Mundial da Saúde - OMS - define a população idosa como aquela a partir dos 60 anos de idade, mas faz uma distinção quanto ao país de origem dos idosos. Este limite é válido para os países em desenvolvimento, como é o caso do Brasil, mas sobe para 65 anos de idade quando se trata de países desenvolvidos (1). O envelhecimento da população brasileira acompanha uma tendência internacional impulsionada pela queda da taxa de natalidade e pelos avanços da biotecnologia (1).

De modo geral, vem se observando um crescimento da população de idosos de forma mais acentuada nos países em desenvolvimento, embora este contingente ainda seja proporcionalmente bem inferior ao encontrado nos países desenvolvidos. A Alemanha, por exemplo, apresentava em 1999 21,8% de pessoas com 60 anos ou mais de idade, enquanto que o Brasil no mesmo período apresentava 8,6% (1).

Nesse sentido, faz-se necessário estudar o idoso brasileiro, que em 2000 já configurava um contingente de quase 15 milhões de pessoas (1).

Diversas evidências têm apontado para o fato de que o envelhecimento está associado a um progressivo declínio na massa muscular, fenômeno este conhecido como sarcopenia (35). A sarcopenia afeta diretamente a arquitetura muscular, reduzindo a área de seção transversa anatômica (CSA), comprimento das fibras musculares, volume e ângulo de penação dos músculos, além de reduzir a capacidade de produção de força específica, ou seja, a força produzida por unidade de massa muscular (36).

Com os avanços tecnológicos a área da biomecânica iniciou nas duas últimas décadas o estudo da estrutura muscular esquelética *in vivo* por meio da ultrassonografia. Em função da possibilidade de se estudar a plasticidade muscular, a comunidade científica passou a dar atenção para o que se convencionou chamar de arquitetura muscular. O estudo por ultrassonografia da musculatura e medição *in vivo* da arquitetura muscular foi validado por medições anatômicas diretas em cadáveres humanos (37), e tem permitido avaliar a plasticidade muscular tanto pela adaptação funcional ao aumento do uso (treinamento físico) como a redução do uso (imobilização, envelhecimento e microgravidade) (38-40) da musculatura esquelética.

Além disso, a arquitetura muscular tem sido estudada juntamente com o tendão, como “unidade músculo-tendão”. De fato, estas duas estruturas formam uma unidade indivisível que requer dos pesquisadores o seu estudo conjunto para um correto entendimento dos fenômenos do movimento humano. Estudos recentes têm demonstrado que o envelhecimento está associado a uma redução na rigidez dos tendões aumentando desta forma a sua complacência e diminuindo a sua capacidade de transmissão de força aos ossos (41).

Modificações morfológicas na unidade músculo-tendão como a sarcopenia ou a diminuição da rigidez tendínea reconhecidamente causam alterações das suas propriedades mecânicas (42). As propriedades mecânicas dos músculos determinam a capacidade de produção de força dos mesmos em diferentes comprimentos e velocidades, podendo desta forma influenciar de maneira significativa as atividades de vida diária dos seres humanos independente da faixa etária.

Segundo alguns autores, o processo de sarcopenia começa aproximadamente a partir dos 50 anos de idade (43). Quando indivíduos idosos são submetidos a um programa de treinamento de força, os efeitos deletérios do envelhecimento são contrabalançados, sugerindo que grande parte dos mecanismos relacionados à sarcopenia é decorrente do sedentarismo (44-47).

O objetivo deste artigo foi revisar a literatura corrente sobre os aspectos relacionados à arquitetura muscular e o envelhecimento, bem como apresentar os resultados de programas de treinamento de força nas propriedades morfológicas da musculatura esquelética indicando algumas perspectivas clínicas na adaptação funcional desta população.

2.2 Metodologia

Esta foi uma revisão bibliográfica de artigos publicados em periódicos Qualis A1, com exceção de duas referências: as referências da Organização Mundial de Saúde e do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística tiveram o objetivo de definir o termo idoso e apresentar alguns dados estatísticos sobre o envelhecimento. Dentre todos os artigos publicados entre 1993 e 2008 foram selecionados 41 disponíveis nas bases de dados *Pubmed*, *Science Direct* e *Scopus*. Os artigos foram obtidos por meio dos descritores *aging*, *older adults*, *elderly*, *muscle architecture*, *strength training* e *resistance training*. Optou-se por manter artigos da década de 90, devido aos estudos clássicos que foram publicados neste período sobre arquitetura muscular e treinamento de força. Os artigos foram analisados criticamente quanto aos aspectos de modificações morfológicas e funcionais devido ao envelhecimento, bem como quanto aos aspectos clínicos dos efeitos do treinamento de força na adaptação funcional do músculo esquelético.

2.3 Resultados e Discussão: Sarcopenia

O termo sarcopenia foi inicialmente introduzido na literatura por Rosenberg em 1989, embora este fenômeno já tivesse sido constatado na década de 70. Sarcopenia provém das palavras gregas *sarx* que significa carne e *penia* que significa perda (48, 49).

A prevalência da sarcopenia é de aproximadamente 25% em indivíduos com 65 anos ou mais, e aumenta para em torno de 30 a 50% naqueles com 80 anos ou mais. O gênero parece afetar de forma importante a sarcopenia, onde os homens parecem experimentar o dobro de perda de massa muscular quando comparados às mulheres (49).

O processo de sarcopenia pode afetar a célula muscular em si, independente das questões neuropáticas, o que pode ser verificado por meio de evidências da contribuição da apoptose de miócitos na sarcopenia. A apoptose das células musculares parece ser causada por ativação de mensageiros celulares específicos, iniciadas pela ligação do TNF- α a receptores de membrana, envolvendo uma série de reações enzimáticas mediadas por endoproteases, as quais levam a ativação de

uma caspase efetora responsável pela proteólise resultando no catabolismo da célula e morte. Adicionalmente, as próprias mitocôndrias da fibra muscular podem provocar a apoptose tanto por meio da liberação de citocromo “c” no sarcoplasma (que leva a ativação das caspases efetoras), quanto pela liberação de proteínas pró-apoptóticas (as quais geram fragmentação do DNA). O estresse do retículo sarcoplasmático também pode levar a apoptose, pela liberação de cálcio no sarcoplasma que eventualmente ativa as caspases efetoras (50).

O resultado destes eventos celulares é uma redução no número (hipoplasia) e no tamanho das fibras musculares (hipotrofia). Este último provavelmente em resposta também a uma redução na proliferação de células satélites em função da queda de fatores de crescimento como os IGFs (*Insulin like Growth Factors*) (51). Apesar de a sarcopenia ser alvo de estudos há várias décadas, ainda existem controvérsias a respeito dos mecanismos celulares da sarcopenia, tais como se a hipotrofia preferencial das fibras musculares rápidas verificadas em ratos idosos também ocorre em humanos. Resultados em modelo animal sugerem que a sarcopenia parece estar relacionada tanto com a hipoplasia quanto com a hipotrofia das fibras musculares. O envelhecimento parece ainda aumentar a heterogeneidade da CSA das fibras musculares, principalmente em músculos altamente solicitados como o sóleo, produzindo uma hipotrofia seletiva de algumas fibras dentro de um músculo que apresenta um grande número de fibras aparentemente normais (43). A literatura parece, portanto, indicar a existência de uma relação direta entre o envelhecimento e a arquitetura muscular.

2.4 Resultados e Discussão: Envelhecimento e Arquitetura Muscular

Diversos estudos têm demonstrado diferenças na arquitetura do músculo esquelético de idosos acometidos por sarcopenia quando comparado com adultos jovens saudáveis. Estas evidências parecem ser unânimes quanto à redução no volume, Área de Seção Transversa Fisiológica (PCSA) e ângulo de penação do músculo esquelético de idosos (52-55).

A redução na PCSA do músculo de idosos parece estar associada a diminuição na capacidade de produção de força verificada nestes indivíduos (54). De fato, a PCSA apresenta correlação com a capacidade de produção de força

muscular, variando grandemente entre os músculos do corpo humano com diferentes características arquitetônicas (42).

Uma das características da arquitetura muscular que influenciam a PCSA é o ângulo de penação, ou seja, o ângulo entre a direção das fibras musculares e a linha de ação de força de um músculo (42). Evidências mostram que em músculos hipertrofiados o ângulo de penação encontra-se significativamente aumentado (37). Da mesma forma, os homens apresentam maiores ângulos de penação quando comparados às mulheres (56), e a redução no ângulo de penação decorrente do envelhecimento parece estar associada à diminuição da PCSA (26, 52, 55, 56).

Se por um lado músculos com uma maior PCSA possuem uma maior capacidade de produção de força, músculos com um maior comprimento de fibra têm sido associados com uma maior velocidade de contração. Esta afirmativa é particularmente verdadeira para músculos com uma arquitetura longitudinal, como o bíceps braquial (42).

Todavia, as informações disponíveis relacionadas com as adaptações do comprimento das fibras musculares ao envelhecimento são conflitantes. Narici *et al.* (52) constataram que o comprimento das fibras do músculo gastrocnêmio medial de idosos era significativamente menor que a de adultos jovens. Ao avaliar este mesmo parâmetro, Morse *et al.* (55), encontraram uma redução significativa no comprimento de fibras neste mesmo músculo em idosos, mas não foram capazes de verificar os mesmos achados nos músculos sóleo e gastrocnêmio lateral.

A tabela abaixo traz dados comparativos da arquitetura muscular de indivíduos jovens e indivíduos idosos.

Tabela 1 - Dados da arquitetura muscular do gastrocnêmio medial de indivíduos jovens (idade 27–42 anos, n=14) e indivíduos idosos (idade 70–81 anos, n=16) – dados adaptados de Narici *et al.* (52).

	Vol (cm ³)	CF (cm)	AP (graus)	ASTF (Vol/CF) (cm ²)
Idosos (n=16)	208,7±48,5	4,29±0,67	23,6±3,0	50,1±12,6
Jovens (n=14)	279,3±59,3	4,78±0,55	27,2±4,3	59,1±14,4
Diferença (%)	25,3***	10,2**	13,2**	15,2*

Os dados são apresentados como média±DP. * P<0.05; ** P<0.01; ***P<0.001. Vol, volume muscular; CF, Comprimento dos Fascículos; AP, Ângulo de Penação; ASTF, Área de Seção Transversa Fisiológica.

Estas diferenças estruturais causam alterações funcionais como, por exemplo, na velocidade de encurtamento muscular, conforme apresentado na tabela a seguir.

Tabela 2 - Velocidade máxima de encurtamento absoluta e relativa estimada a partir da Equação de Hill por meio dos dados de torque-velocidade isocinéticos de jovens e idosos – adaptado de Narici e Maganaris (51).

	V _{máx} absoluta (rad/seg)	V _{máx} normalizada (mm/seg)
Jovem	5,73	1,98
Idoso	4,83	1,80
% diferença	16	9,1

V_{máx} = Velocidade máxima de encurtamento; Os dados normalizados de V_{máx} foram obtidos pela divisão dos valores de velocidade de encurtamento pelos comprimentos fasciculares medido por ultra-som.

É sabido que a velocidade de encurtamento muscular está associada ao comprimento dos fascículos (42). Esta relação está relacionada com a capacidade de excursão do músculo, ou seja, a capacidade de encurtar as suas fibras, o que por sua vez possui uma estreita relação com o número de sarcômeros em série, visto

que um músculo com maior número de sarcômeros em série consegue deslocar uma maior distância, contraindo-se com maior velocidade.

Curiosamente, Kubo *et al.* (53), não verificaram nenhuma redução significativa no comprimento das fibras musculares dos músculos tríceps braquial e gastrocnêmio medial em homens e mulheres idosas. Por outro lado, os autores constataram que as fibras musculares do músculo vasto lateral de mulheres idosas eram menores do que em mulheres jovens. Os autores salientam ainda que as mulheres apresentam maiores comprimentos de fibras musculares do que os homens, em ambas as faixas etárias (53).

Parece haver também uma diferença nas adaptações musculares ao envelhecimento entre os membros superiores e inferiores. Kubo *et al.* (56), verificaram que o ângulo de penação e o volume muscular do tríceps braquial de idosos não estavam significativamente reduzidos quando comparados aos de jovens.

É possível também que o maior envolvimento dos músculos dos membros inferiores nas atividades de vida diária faça com que os mesmos sejam mais afetados pelo processo de envelhecimento da mesma forma que outros processos de desuso como imobilização e microgravidade também afetam mais os músculos com predomínio de fibras de contração lenta como o sóleo, considerados anti-gravitacionais ou responsáveis pela manutenção da postura, do que músculos com predomínio de fibras de contração rápida, como o gastrocnêmio (57).

Estes indícios reforçam que a estimulação do músculo esquelético durante o envelhecimento representa uma importante abordagem não-farmacológica no manejo de idosos acometidos por sarcopenia. Neste sentido, diversas evidências têm demonstrado a efetividade do treinamento de força na melhora de parâmetros estruturais e funcionais do músculo esquelético de idosos (58-60). Todavia não se pode precisar se as alterações na arquitetura muscular ocorrem devido ao envelhecimento ou em função da redução dos níveis de atividade física apresentada pelos idosos.

Morse *et al.* (61), demonstraram que septuagenários são pelo menos 20% mais sedentários e apresentam um menor volume e torque muscular nos flexores plantares que sujeitos entre 20 a 29 anos de idade. Preocupados em isolar esta variável, Narici *et al.* (52), compararam jovens e idosos pareados pelo nível de

atividade física e verificaram que os idosos apresentavam um volume muscular e PCSA 25,4% e 15,2% menores no gastrocnêmio, respectivamente. Estes autores verificaram ainda que o comprimento fascicular e o ângulo de penação do gastrocnêmio destes idosos eram 10,2% e 13,2% menores do que em indivíduos jovens, sugerindo que as diferenças na arquitetura muscular são devidas ao envelhecimento *per se*.

Adicionalmente, a perda de força muscular ultrapassa a perda de massa muscular, e, como consequência, o idoso experimenta um declínio na força por unidade de área de seção transversa. Estas evidências sugerem que outros fatores como alterações neurais contribuem para a perda de força durante o envelhecimento. Estas alterações poderiam ser resumidas a um aumento na co-ativação dos músculos antagonistas e uma redução no recrutamento e no sincronismo de ativação das unidades motoras (51). É importante também ressaltar que fatores intrínsecos da fibra muscular podem alterar a contratilidade, tais como sensibilidade sarcomérica ao íon cálcio e diminuição da densidade miofibrilar (62).

Independente dos fatores relacionados à fraqueza muscular durante o processo de envelhecimento, conforme mencionado anteriormente, a estimulação do sistema muscular parece reverter os efeitos deletérios do envelhecimento, e pode contribuir para a melhora da qualidade de vida dos idosos.

2.5 Resultados e Discussão: Aspectos Clínicos e Efeitos do Treinamento de Força em Idosos

As características arquitetônicas do músculo esquelético possuem uma alta influência nos aspectos funcionais do movimento humano (42, 63). Conseqüentemente, as alterações estruturais relacionadas com o envelhecimento e os efeitos do treinamento de força na estrutura muscular acabam por também influenciar a capacidade de movimento de idosos.

Um dos efeitos do envelhecimento é a diminuição da espessura muscular (53), um parâmetro que pode ser avaliado por ultrassonografia por meio da determinação da distância entre a aponeurose superficial e profunda de um músculo. A espessura muscular é um dos parâmetros associados ao número de sarcômeros em paralelo, o que significa dizer que uma menor espessura muscular

representa uma menor capacidade de produção de força, trazendo um impacto negativo na qualidade de vida de idosos. Felizmente o treinamento de força parece aumentar o ângulo de penetração e o comprimento dos fascículos musculares, aumentando assim também a espessura muscular (31).

Quando avaliada pela CSA, evidências mostram que o aumento na massa muscular decorrente de aproximadamente 3 meses de treinamento de força em idosos gira em torno de 5 a 17%, o que é comparável com os achados em jovens adultos submetidos a períodos similares de treinamento (60).

Da mesma forma, programas de exercícios de 14 semanas contra-resistência em idosos têm se mostrado efetivos no aumento da força específica, ou seja, a força relativa à PCSA (60). A força específica é considerada um indicador de qualidade muscular, ou seja, a força por unidade de massa muscular. Existem evidências de que, para a maioria dos músculos com predomínio de fibras de contração rápida, a força específica seja em torno de 22,5 N/cm² (42), embora possam ser encontrados na literatura relatos de índices de força específica um pouco menores, na ordem de 13,1 N/cm² para o músculo gastrocnêmio lateral e na ordem de 15 N/cm² para o músculo tibial anterior (55).

Existem evidências de que a força específica seja significativamente menor em idosos, mesmo quando o aumento da co-ativação dos músculos antagonistas não está presente. Os autores acreditam que a redução na força específica está relacionada com a diminuição da força das fibras musculares individuais, devido, em especial, a uma hipotrofia seletiva das fibras de contração rápida (55).

Outro aspecto recentemente verificado são as modificações nas propriedades mecânicas do músculo esquelético com o envelhecimento bem como a influência do treinamento de força nas mesmas (55, 58, 59). Evidências recentes sugerem uma reduzida relação torque-velocidade-potência em idosos quando comparados a adultos jovens (60).

Alguns estudos sugerem que o treinamento de força é capaz de aumentar o comprimento e o ângulo de penetração das fibras musculares em idosos, indicando que os efeitos deste tipo de atividade nesta população podem ser verificados tanto no aumento do número de sarcômeros em série quanto em paralelo (58, 59). Este aumento do chamado efeito em série do músculo influencia fortemente a sua relação

torque-ângulo, podendo ser capaz de aumentar a amplitude de movimento e velocidade de contração dos idosos (58).

A tabela a seguir reúne as adaptações encontradas na arquitetura muscular com o treinamento de força em diversos estudos.

Tabela 3 - Mudanças na arquitetura muscular com o treinamento de força em humanos

Estudo	Metodologia	Músculos estudados	Resultados
Rutherford e Jones (1992)	3 meses treinamento com pesos (previamente destreinados)	Vasto lateral e vasto intermédio	Sem mudanças no ângulo de penação ou comprimento dos fascículos
Kawakami <i>et al.</i> (1993)	16 semanas de treinamentos dos extensores do cotovelo (previamente destreinados)	Tríceps braquial (cabeça lateral)	Aumento de 29,1% no ângulo de penação mas sem mudanças no comprimento dos fascículos (0,9%)
Aagaard <i>et al.</i> (2001)	14 semanas de treinamento dos extensores do joelho (previamente destreinados)	Vasto lateral	Aumento de 33,8% no ângulo de penação
Blazevich e Giorgi (2001)	12 semanas de treinamento com supino e extensão de cotovelos (bem treinados) 12 semanas de treinamento com supino e extensão de cotovelos + injeções de testosterona (bem treinados)	Tríceps braquial (cabeça lateral)	Sem mudanças no ângulo de penação
Blazevich <i>et al.</i> (2003)	5 semanas de treinamento isocinético dos extensores do joelho (previamente destreinados)	Vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio	Sem mudanças no ângulo de penação ou comprimento dos fascículos

Adaptado de Blazevich (64)

A adaptação dos tendões com o treinamento de força também é outro fator que parece influenciar as propriedades mecânicas do músculo esquelético em idosos. Evidências têm demonstrado que o treinamento de força aumenta a rigidez do tendão devido a adaptações nas propriedades materiais como as estruturas fibrosas e a matriz extracelular tendínea. Estas adaptações aumentam significativamente a transmissão de força muscular aos ossos pelos tendões, aumentando a velocidade de desenvolvimento de torque no músculo (36).

Outro aspecto importante diz respeito ao volume de treinamento, diversos estudos demonstram que em idosos, as diferenças entre uma, duas ou três sessões por semana nos ganhos de força, hipertrofia e variáveis funcionais são semelhantes (65-67). Além disso, o número de séries parece ser outra variável importante. Ao realizar uma revisão na literatura sobre os estudos com série simples e séries múltiplas no treinamento de força, encontramos 20 artigos abordando este tema, dos quais quatro foram conduzidos com sujeitos idosos, dois mostrando que séries múltiplas são mais efetivas para ganhos de força e massa muscular nesta população (68), um estudo mostrando que séries simples são suficientes para manter a massa muscular e a força em idosos (69) e um estudo sugerindo que o treinamento de força com séries simples pode levar a ganhos de força e resistência aeróbica (70).

Analisando-se os vinte estudos conjuntamente, pode-se observar que metade destas pesquisas sugere que não há diferença entre desenvolver um programa de treinamento de força voltado a ganhos de força e massa muscular com séries simples ou múltiplas (69-74), enquanto que a outra metade destes estudos indica que, embora em curto prazo as séries simples possam ser efetivas, séries múltiplas são mais eficientes em trazer ganhos musculares principalmente com sujeitos saudáveis e em treinamentos de longo prazo (44, 75, 76).

Todavia, a maioria dos estudos concorda que mais pesquisas precisam ser feitas para se avaliar o volume ideal de treinamento em idosos.

2.6 Conclusão

O processo de envelhecimento leva a modificações na arquitetura muscular como redução do ângulo de penação, comprimento fascicular, espessura muscular

e, conseqüentemente, da área de seção transversa anatômica e fisiológica. Muitas destas modificações podem, em parte, ser revertidas com o treinamento resistido.

CAPÍTULO III - EFEITOS DO TREINAMENTO DE FORÇA CONCÊNTRICO E EXCÊNTRICO NA ESTRUTURA E FUNÇÃO DO MÚSCULO ESQUELÉTICO DE IDOSOS

3.1 Introdução

O treinamento de força é comumente prescrito como uma forma efetiva de se reverter a perda de massa muscular e força relacionada ao envelhecimento e no sentido de gerar adaptações morfológicas e funcionais positivas no músculo esquelético (77).

A partir de uma perspectiva mecânica, os músculos são capazes de produzir maiores valores de força absoluta quando contraídos excêntricamente do que concentricamente (78-80). Uma vez que se acredita que o aumento na força muscular é proporcional a magnitude da força produzida (81), tem sido sugerido que o treinamento de força incluindo contrações excêntricas poderia gerar maiores adaptações do que o treinamento com contrações concêntricas (82).

Muitos dos estudos que encontraram ganhos na força excêntrica tanto em jovens (83-85) quanto em idosos (86) utilizaram nos treinamentos um equipamento de dinamometria isocinética. Ao contrário do treinamento de força convencional, o uso de um dinamômetro isocinético teoricamente permite que tanto as contrações concêntricas quanto as excêntricas sejam realizadas em níveis de esforço semelhantes, uma vez que o indivíduo é encorajado a produzir força máxima nos dois tipos de contração. Todavia, se por um lado o dinamômetro isocinético proporciona um potente estímulo para o treinamento, ele não é viável para o treinamento, devido a sua disponibilidade e custo elevado.

Adicionalmente, a capacidade dos músculos de gerar força é fortemente influenciada pelo arranjo geométrico de suas fibras musculares, ou seja, pela sua arquitetura muscular. Músculos com maior volume e área de seção transversa fisiológica produzem maior força, devido ao aumento no conteúdo de filamentos contráteis em suas miofibrilas. Desta forma, partindo da premissa de que a arquitetura muscular é altamente plástica, entender como os estímulos mecânicos influenciam as adaptações morfológicas musculares é de fundamental importância

para profissionais da saúde e pesquisadores interessados em otimizar a função muscular e o desempenho (87).

As pesquisas têm sugerido aumento no comprimento das fibras musculares em músculos submetidos cronicamente ao trabalho excêntrico (88-90), enquanto redução (88) ou manutenção (90) do comprimento dos fascículos tem sido observadas em músculos trabalhados concentricamente. Além disso, um deslocamento em direção a maiores comprimentos musculares na relação força-comprimento tem sido reportados após um período de treinamento excêntrico (90), o que tem sido atribuído a um aumento no número de sarcômeros em série. Estes resultados são extremamente indicativos do tipo de contração como sendo o estímulo principal para as mudanças no comprimento das fibras e fascículos musculares, e parece existir certo consenso de que o treinamento excêntrico aumenta o comprimento das fibras musculares.

De acordo com teoria das pontes cruzadas (91), a força produzida por um músculo é gerada pela interação entre a actina e a miosina, resultando no deslizamento dos filamentos contráteis uns sobre os outros. Todavia, quando as fibras musculares são alongadas em uma contração excêntrica, as ligações actomiosínicas são desconectadas mecanicamente, ao invés de ocorrer um desligamento bioquímico mediado pelo ATP (92).

Este tipo de sobrecarga indiscutivelmente gera um grande estresse nas estruturas envolvidas e pode contribuir para as lesões teciduais que ocorrem durante as contrações excêntricas. Diversas alterações estruturais no músculo podem ser verificadas após o exercício, especialmente aqueles envolvendo contrações excêntricas. Estas alterações incluem a ruptura do sarcolema, dilatação dos túbulos transversos, distorção dos componentes miofibrilares, fragmentação do retículo sarcoplasmático, danos no citoesqueleto, alterações na matriz extracelular e inchaço mitocondrial (93).

Em contraste as várias décadas de pesquisa sobre as contrações excêntricas e a sua relação com o desempenho, foi apenas na última década que uma maior atenção por parte dos pesquisadores foi focada no controle neural das contrações excêntricas. O aspecto fundamental relacionado a este fenômeno pode ser resumido com a seguinte questão: O sistema nervoso possui um tipo de comando específico para as contrações excêntricas?

A resposta mais conservadora seria a de que o sistema nervoso simplesmente modula a ativação muscular, conseqüentemente modulando o torque muscular, de forma que quando o torque muscular é menor do que o torque externo, o resultado é uma contração excêntrica.

Neste cenário, a ativação dos motoneurônios que inervam o músculo é independente do tipo de contração (concêntrica, excêntrica ou isométrica) e apenas a intensidade de ativação é modulada de acordo com o torque muscular desejado.

Este fenômeno poderia permitir que o sistema nervoso aplicasse uma estratégia simples de controle, como o princípio do tamanho, ativando os motoneurônios envolvidos em diferentes tipos de contração muscular. Por outro lado, se a sequência de ativação dos motoneurônios é diferente nas contrações excêntricas como sugerido por Nardone *et al.* (94), então a resposta para esta questão deve ser outra, a de que o sistema nervoso controla as contrações excêntricas de uma forma diferenciada das contrações concêntricas e isométricas.

Os aumentos na força muscular após o treinamento de força normalmente são atribuídos a adaptações neurais e musculares (95). As adaptações musculares são diretamente observáveis a partir dos aumentos na área de seção transversa muscular. Por outro lado, a maioria das evidências das adaptações neurais é indireta, como por exemplo, a ausência de hipertrofia nos estágios iniciais de um programa de treinamento de força a despeito dos aumentos na força (100).

As adaptações neurais ao treinamento de força tem se manifestado como um aumento da ativação dos músculos agonistas e uma diminuição da co-ativação dos músculos antagonistas. Ambas as adaptações podem levar a um aumento da produção de torque articular. Mais comumente a análise da atividade eletromiográfica (por meio dos valores *root mean square* - RMS) tem sido usada como um indicador destas adaptações neurais.

3.2 Objetivos e hipóteses

3.2.1 Objetivos

O objetivo deste estudo foi comparar o efeito de um programa de treinamento excêntrico versus concêntrico nas propriedades morfológicas, mecânicas e mioelétricas da unidade músculo-tendão do quadríceps de idosos.

3.2.1.1 Objetivos Específicos

1. Comparar o efeito de um programa de treinamento excêntrico vs concêntrico na arquitetura muscular do vasto lateral (ângulo de penação, comprimento fascicular e espessura muscular) de idosos.
2. Comparar o efeito de um programa de treinamento excêntrico vs concêntrico nas propriedades mecânicas do quadríceps (relação torque-ângulo-velocidade) de idosos.
3. Comparar o efeito de um programa de treinamento excêntrico vs concêntrico nas propriedades morfológicas do tendão patelar (comprimento e área de seção transversa do tendão) de idosos.
4. Comparar o efeito de um programa de treinamento excêntrico vs concêntrico nas propriedades mioelétricas do vasto lateral, vasto medial, reto femoral e bíceps femoral de idosos.

3.2.2 Hipóteses

1. Nossa primeira hipótese é que o vasto lateral treinado excêntrica apresentará um maior aumento no ângulo de penação, comprimento fascicular e espessura muscular quando comparado ao vasto lateral treinado concentricamente.
2. Nossa segunda hipótese é que o quadríceps treinado excêntrica apresentará um deslocamento da relação torque-ângulo para maiores comprimentos e a relação torque-velocidade para maiores velocidades, enquanto que no quadríceps treinado concentricamente nossa hipótese é que ocorra um deslocamento da relação torque-ângulo para menores comprimentos e a relação torque-velocidade para menores velocidades.
3. Nossa terceira hipótese é de que o quadríceps treinado excêntrica tenha um aumento do comprimento do seu tendão patelar e um maior aumento da área de seção transversa do tendão quando comparado ao quadríceps treinado concentricamente. No quadríceps treinado concentricamente esperamos ainda que ocorra uma redução do comprimento do tendão patelar.
4. Nossa quarta hipótese é que o segmento treinado concentricamente tenha um maior aumento na atividade mioelétrica (avaliada pela relação RMS x ângulo e relação RMS x velocidade) do vasto lateral, vasto medial e reto femoral e uma maior redução na co-ativação do bíceps femoral (avaliada pela relação RMS x ângulo e relação RMS x velocidade) quando comparado ao segmento treinado excêntrica.

3.3 Métodos e Materiais

3.3.1 Aspectos éticos

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (Parecer no. 2008064) e pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS (Parecer no. 09/04857) estando adequado à resolução n. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde sobre pesquisa envolvendo seres humanos. Os indivíduos participantes receberam um termo de consentimento informado explicando sobre os riscos e benefícios da participação no estudo, bem como os protocolos aos quais seriam submetidos.

3.3.2 Amostra

A amostra foi voluntária, composta por 23 sujeitos do sexo masculino (62,74±2,20 anos de idade, 80,21±14,82 kg de massa corporal e 172,02±6,11 cm de estatura), tendo sido calculada a partir da equação proposta por Eng (96), que indica o tamanho amostral de acordo com o nível de significância, poder estatístico, diferença esperada entre os grupos e desvio padrão de estudos anteriores com similar método.

Equação para cálculo do tamanho amostral:

$$N = \frac{4\sigma^2(Z_{crit} + Z_{pwr})^2}{D^2}$$

Onde:

N = Amostra;

σ = Desvio-padrão da variável obtida de um estudo com similar método;

Z_{crit} = Nível de significância: 1,96 para um nível de significância de 5%;

Z_{pwr} = Poder estatístico: 0,842 para um poder de 80%;

D = Diferença mínima esperada entre os grupos.

Para o cálculo amostral utilizou-se os dados de espessura muscular e ângulo de penação do estudo de Suetta *et al.* (97). Estas variáveis foram escolhidas pela

influência que exercem na produção de força e conseqüentemente na funcionalidade dos idosos. Utilizando-se o desvio padrão encontrado para a espessura muscular (1,3 mm) e o ângulo de penetração ($0,5^\circ$), bem como o aumento dos mesmos após um programa de treinamento de força (2,2 mm e $1,4^\circ$), a amostra foi calculada em 11 e 4 sujeitos, respectivamente. Utilizou-se ainda os resultados obtidos por Suetta *et al.* (82), no teste de máxima potência da posição sentada para a posição em pé, por ser uma variável funcional de extrema importância em idosos. Inserindo-se os dados de desvio padrão desta variável (0,4 W/kg) e de diferença entre o pré e pós-treinamento (0,9 W/kg), a amostra foi calculada em 6 sujeitos.

Assim, somou-se a amostra indicada nos três cálculos, chegando a uma amostra de 21 indivíduos. Tendo em vista uma possibilidade de perda amostral na ordem de 20% aumentou-se a amostra para 25 sujeitos. Ao longo do estudo dois sujeitos desistiram do programa de treinamento de força por razões pessoais, sendo que então 23 sujeitos finalizaram o estudo.

3.3.3 Critérios de inclusão

Para serem incluídos neste estudo, os sujeitos deveriam possuir idade superior a 60 anos, serem do sexo masculino e apresentarem um Índice de Massa Corporal (IMC) menor do que 25 kg/m^2 .

A limitação etária está relacionada com a classificação de indivíduo idoso conforme a Organização Mundial da Saúde. O objetivo da inclusão por IMC se deve ao fato de que o tecido adiposo afeta a qualidade das imagens de ecografia e o sinal eletromiográfico, podendo comprometer os resultados do estudo.

3.3.4 Critérios de exclusão

Foram excluídos deste estudo sujeitos que apresentavam alguma doença cardiorrespiratória, neuromuscular ou metabólica que impedisse a participação na pesquisa, bem como sujeitos que praticassem treinamento de força. Sujeitos obesos e que não se encontravam na classificação etária de indivíduos idosos também não participaram do estudo. Foram observadas ainda as contraindicações absolutas e relativas à realização de exames de dinamometria isocinética apresentadas a seguir.

- Tecidos moles em cicatrização;
- Dor severa;
- Amplitude de movimento extremamente limitada;
- Efusão articular severa;
- Instabilidade articular;
- Entorse agudo.
- Dor;
- Amplitude de movimento limitada;
- Efusão ou sinovite;
- Entorse de terceiro grau;
- Entorse subagudo.

Outras considerações musculoesqueléticas:

- Síndrome patelo-femoral – contra-indicação relativa devido a posição inicial no equipamento que mantém o joelho semi-flexionado o que pode agravar esta condição.
- Problemas cervicais e torácicos superiores - contra-indicação relativa devido a sobrecarga que pode ocorrer nestas áreas durante esforços máximos.

Respostas cardíacas, respiratórias e vasculares também foram levadas em conta devido à intensidade da atividade aeróbica gerada em esforços máximos nestes sistemas. Todos os indivíduos realizaram um teste de esforço antes da participação no estudo ou apresentaram um teste de esforço realizado nos últimos 6 meses. A partir destes dados, foram considerados como critérios de exclusão:

- Pressão arterial de repouso maior do que 160/100 mm/Hg.
- Frequência cardíaca de repouso maior do que 100 bpm.
- Infarto agudo de miocárdio recente.
- Angina pectoris.
- Histórico de hipertensão arterial.
- Histórico de acidentes cardiovasculares.

- Histórico de convulsões.

3.3.5 Estratégia de busca e triagem dos sujeitos da amostra

Os sujeitos foram recrutados através de meios de comunicação como o Caderno Vida do Jornal Zero Hora, Telejornal do SBT e Jornal do Almoço da RBS TV.

3.3.6 Treinamento de força

Os treinamentos ocorreram duas vezes por semana, no Laboratório de Avaliação e Pesquisa em Atividade Física (LAPAFI) da PUCRS, onde os sujeitos realizaram um treinamento com contrações excêntricas para o grupo muscular quadríceps de um dos lados do corpo e um treinamento com contrações concêntricas para o quadríceps contralateral. A distribuição dos treinamentos entre os lados foi randomizada. Todos os sujeitos treinaram no mesmo horário do dia e sob a supervisão de dois pesquisadores, que controlavam a execução dos exercícios, duração de cada repetição e intervalo entre as séries (um minuto).

Para a apresentação dos resultados, a partir de agora chamaremos de Grupo Concêntrico os dados referentes aos valores médios obtidos nas avaliações do quadríceps que foi treinado concentricamente e Grupo Excêntrico os dados referentes aos valores médios obtidos nas avaliações do quadríceps que foi treinado excêntricamente.

O treinamento foi realizado em um equipamento de musculação convencional do tipo cadeira extensora *Taurus*®. Este equipamento se utiliza de roldanas simétricas e conseqüentemente é um equipamento de carga invariável. Além disso, é um equipamento onde o torque de resistência é maior quando o joelho está estendido e diminui na medida em que o joelho é flexionado.

A escolha pela metodologia de treinamento se deu em função do estudo publicado por Reeves *et al.* (98) que compararam as adaptações morfológicas e mecânicas do quadríceps entre o treinamento excêntrico e o treinamento de força convencional em idosos por meio dos exercícios de extensão de joelhos e pressão

de pernas. Em função disso, adotamos o mesmo padrão de treinamento para que pudéssemos comparar os nossos resultados com os dos autores citados.

O treinamento excêntrico utilizado por estes pesquisadores e adotado em nosso estudo preconiza que os sujeitos façam a extensão de joelho sem sobrecarga enquanto o pesquisador levanta a carga manualmente. A seguir, os sujeitos realizaram uma pausa de 0,5 segundo para que o pesquisador pudesse transferir a carga para os sujeitos os quais então realizaram a flexão excêntrica do joelho até 90° (joelho estendido = 0°) durante 3 segundos. As 5 RMs excêntricas foram definidas como sendo a maior carga que pudesse ser suportada com controle, durante 3 segundos de flexão de joelho excêntrica, por apenas 5 vezes (98).

Já o treinamento concêntrico consistiu em o sujeito realizar a extensão do joelho concentricamente com sobrecarga durante 3 segundos, e então realizar uma pausa de 0,5 segundo para que o pesquisador recebesse a carga, após o que os sujeitos realizavam uma a flexão do joelho sem sobrecarga até 90°. As 5 RMs concêntricas foram definidas como sendo a maior carga que pode ser levantada com controle, durante 3 segundos de extensão de joelho concêntrica, por apenas 5 vezes. A carga de 5 RMs foi avaliada no início do programa de treinamento, após 6 semanas e ao final das 12 semanas, e a carga de treinamento foi ajustada ao longo do programa, sempre que os sujeitos conseguissem realizar mais do que 10 RM.

Adicionalmente durante as avaliações de torque, eletromiografia e arquitetura muscular, os avaliadores não sabiam qual perna havia sido treinada concentricamente ou excentricamente.

3.3.8 Medição da arquitetura muscular do vasto lateral

Os sujeitos foram avaliados sentados, com o quadril flexionado a 90° e o joelho quase totalmente estendido a 10° de forma que um sistema de ecografia *B-mode* (SSD 4000, 51 Hz, ALOKA Inc., Tokyo, Japan) por meio de uma sonda de arranjo linear (*Ultrasound probe 60 mm linear array 7,5 MHz - ALOKA Inc., Tokyo, Japan*), fosse utilizado para a avaliação dos diversos aspectos relacionados à arquitetura muscular em repouso, tais como comprimento dos fascículos, ângulo de penação e espessura muscular. A escolha de o ângulo articular em 10° se deu em função de ser a posição normalmente utilizada para avaliação da arquitetura

muscular (58, 59) sem submeter o indivíduo a um estiramento excessivo dos isquiotibiais na posição sentada. Além disso, nesta angulação os fascículos de fibras encontram-se em uma configuração que pode ser na maioria das vezes totalmente visível na janela de escaneamento. O procedimento de ecografia foi feito através da captura de imagens no plano sagital mediano, ao nível de 50% do ventre muscular do vasto lateral (53).

A sonda foi embebida em um gel de transmissão solúvel em água promovendo contato acústico sem deprimir a superfície da pele. A sonda foi posicionada paralelamente à direção das fibras musculares. Foram feitas medidas antropométricas a partir de pontos anatômicos para determinar o local onde a sonda foi posicionada, os quais foram utilizados para garantir o mesmo posicionamento da sonda nas avaliações pós-treinamento. As avaliações foram realizadas 48 horas após o último treinamento evitando a influência do edema pós-treinamento nas imagens de ecografia.

As imagens de arquitetura muscular foram constantemente gravadas em DVD por meio de uma unidade de gravação de DVD externa (*R130/XAZ, Samsung Inc., Seoul, South Korea*). Um sistema de sincronismo (*HORITA Video Stop Watch VS – 50; HORITA Co., Inc., California, USA*) foi usado para identificar as imagens que deveriam ser analisadas. Este sistema se apresentava como um cronômetro no vídeo gravado em DVD e quando este cronômetro era zerado indicava as imagens a serem analisadas.

3.3.9 Medição das propriedades morfológicas do tendão patelar

Os indivíduos foram avaliados na posição sentada com joelho e quadril flexionados a 90° e foram submetidos a uma avaliação por ecografia (*SSD 4000, 51 Hz, ALOKA Inc., Tokyo, Japan*) de forma que a sonda de ultra-som (*Ultrasound probe 60 mm linear array 7,5 MHz - ALOKA Inc., Tokyo, Japan*) fosse posicionada em duas orientações distintas sobre o tendão patelar dos sujeitos: no plano sagital para avaliação do comprimento do tendão e no plano transversal para avaliação da área de seção transversa do tendão (99).

Para a medição do comprimento do tendão, a sonda de ecografia foi posicionada no plano sagital de maneira a visualizar tanto o tendão patelar, quanto a

tíbia e a patela. Para a medição da área de seção transversa do tendão a sonda foi colocada no plano transversal a aproximadamente 50% do seu comprimento (99). Foram feitas medidas antropométricas a partir de pontos anatômicos para determinar o local onde a sonda foi posicionada, os quais foram utilizados para garantir o mesmo posicionamento da sonda nas avaliações pós-treinamento.

As imagens das propriedades morfológicas do tendão patelar foram constantemente gravadas em DVD por meio de uma unidade de gravação de DVD externa (*R130/XAZ, Samsung Inc., Seoul, South Korea*) e um sistema de sincronismo (*HORITA Video Stop Watch VS – 50; HORITA Co., Inc., California, USA*) foi usado para identificar as imagens que deveriam ser analisadas conforme explicado anteriormente.

3.3.10 Medição das propriedades mecânicas do quadríceps

Os sujeitos foram posicionados sentados na cadeira de um dinamômetro isocinético (*Biodex Medical System, Shirley – NY, USA*), de forma que para a avaliação do torque do quadríceps, o quadril de ambos os segmentos foi mantido a 140° (85° na cadeira do dinamômetro) (41) com o sujeito preso ao dinamômetro por faixas de velcro cruzando na altura do peito, abdômen e coxa, com o tornozelo preso ao dinamômetro por uma faixa de velcro acolchoada 3 cm acima do maléolo medial (100). Os membros superiores foram mantidos cruzados, com o sujeito segurando nas faixas peitorais do dinamômetro e no botão de emergência, que permite interromper o teste pelo avaliado a qualquer momento em caso de desconforto. O dinamômetro foi posicionado de modo que o eixo de rotação do aparelho estivesse alinhado com o eixo de rotação da articulação do joelho.

Cada indivíduo executou uma sessão de familiarização com o dinamômetro. Durante a familiarização, os sujeitos foram treinados na execução de contrações isométricas voluntárias máximas em diferentes ângulos articulares e contrações concêntricas e excêntricas voluntárias máximas em diferentes velocidades angulares.

Após a familiarização, os sujeitos executaram uma contração isométrica voluntária máxima dos músculos extensores do joelho em quatro configurações articulares diferentes: 30°, 50°, 60° e 70° do joelho (extensão completa do joelho =

0°), nesta ordem, por um período de 5 segundos cada. Estes ângulos foram escolhidos por serem os ângulos da amplitude normalmente trabalhada nos programas de treinamento de força com idosos (101). Adicionalmente foi solicitada apenas uma contração máxima dos sujeitos, pois em nosso projeto piloto verificamos que se fossem realizadas mais contrações a avaliação ficaria muito longa o que poderia comprometer a fidedignidade dos dados pela fadiga dos avaliados.

Todos os sujeitos foram instruídos a produzir força máxima o mais rápido possível até atingir a sua capacidade máxima de gerar força, e a manter este esforço máximo durante um 1 segundo antes de relaxar, em cada ângulo avaliado. Herzog e ter Keurs (102), propõem esse procedimento com o objetivo de garantir que todas as fibras musculares permaneçam em comprimento constante durante a medida de força (ou torque) produzida pelos músculos. Entre cada contração, foi observado um intervalo de 2 minutos para minimizar os efeitos da fadiga e das propriedades temporais do músculo esquelético. O teste sempre foi repetido caso fossem verificadas as seguintes situações: (1) quando o avaliador ou o próprio sujeito percebeu que não foi obtida uma contração máxima, ou (2) quando a contração não foi sustentada por pelo menos 1 segundo (102).

Além disso, dados referentes ao torque produzido em contrações voluntárias máximas concêntricas e excêntricas dos músculos extensores e flexores do joelho foram obtidos em quatro diferentes velocidades angulares. Três contrações voluntárias máximas concêntricas e excêntricas foram executadas nas velocidades angulares de 60°/s, 120°/s, 180°/s e 240°/s (101) sendo que a contração que apresentasse a maior magnitude de torque produzido era computada. As contrações excêntricas foram consideradas negativas e serão apresentadas nos gráficos e no texto com o sinal (-). Um intervalo de 2 minutos foi observado entre cada velocidade angular para evitar possíveis efeitos da fadiga.

3.3.11 Medição das propriedades mioelétricas

Um sistema de eletromiografia (EMG) de 8 canais (*AMT-8, Bortec Biomedical Ltd., Canadá*) foi utilizado para a aquisição dos sinais EMG. Os sinais EMG dos músculos vasto lateral, vasto medial, reto femoral e bíceps femoral foram medidos

através de pares de eletrodos de superfície passivos (*Ag/AgCl, Meditrace, Kendall, Canada*) em configuração bipolar.

Um eletrodo de referência foi colocado na tíbia, de acordo com o proposto pelo *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (103). Antes da colocação dos eletrodos, a impedância elétrica da pele foi reduzida pela raspagem dos pêlos e pela limpeza da pele, com algodão embebido em álcool, a fim de remover as células mortas e a oleosidade da pele no local do posicionamento dos eletrodos (103).

A seguir, os eletrodos foram fixados na pele e uma leve pressão foi aplicada sobre eles para aumentar o contato entre o gel do eletrodo e a pele. Foram realizadas medidas antropométricas a partir de pontos anatômicos para determinar o local onde os eletrodos foram posicionados, a fim de tentar garantir a colocação dos eletrodos na avaliação pós-treinamento nos mesmos locais da avaliação pré-treinamento.

A colocação dos eletrodos respeitou as recomendações propostas pela *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (103).

O sistema EMG Windaq (*Dataq Instruments, Akron, OH, USA; 16 bits*) foi utilizado para a aquisição de dados. Os sinais EMG foram digitalizados com uma frequência de 2000 Hz por canal por meio de uma placa analógico-digital (*DI-720 16 bits, Dataq Instruments Inc. Akron, Ohio-USA*), e armazenados em um computador para posterior análise.

Os sujeitos foram posicionados sentados na cadeira de um dinamômetro isocinético (*Biodex Medical System, Shirley – NY, USA*), de forma que para a avaliação da atividade eletromiográfica do quadríceps, o quadril foi mantido a 140° (85° na cadeira do dinamômetro) (41) com o sujeito preso ao dinamômetro por faixas de velcro cruzando na altura do peito, abdômen e coxa, com o tornozelo preso ao dinamômetro por uma faixa de velcro acolchoada 3 cm do maléolo medial (100). Os membros superiores foram mantidos cruzados, com o sujeito segurando nas faixas peitorais do dinamômetro e no botão de emergência, que permite interromper o teste pelo avaliado a qualquer momento em caso de desconforto. O dinamômetro foi posicionado de modo que o eixo de rotação da articulação do joelho estivesse alinhado com o eixo de rotação do aparelho.

Cada indivíduo executou uma sessão de familiarização com o dinamômetro. Durante a familiarização, os sujeitos foram treinados na execução de contrações isométricas voluntárias máximas em diferentes ângulos articulares e contrações concêntricas voluntárias máximas em diferentes velocidades angulares.

Após a familiarização, os sujeitos executaram uma contração isométrica voluntária máxima dos músculos extensores do joelho, durante a qual a atividade eletromiográfica foi mensurada, em quatro configurações articulares diferentes: 30°, 50°, 60° e 70° do joelho (extensão completa do joelho = 0°), por um período de 5 segundos cada. Estes ângulos foram escolhidos por serem os ângulos da amplitude normalmente trabalhada nos programas de treinamento de força com idosos (101).

Todos os sujeitos foram instruídos a produzir força máxima o mais rápido possível até atingir a sua capacidade máxima de gerar força, e a manter este esforço máximo durante um 1 segundo antes de relaxar, em cada ângulo avaliado. Herzog *et al.* (102), propõem esse procedimento com o objetivo de garantir que todas as fibras musculares permaneçam em comprimento constante durante a medida de força (ou torque) produzida pelos músculos. Entre cada contração, foi observado um intervalo de 2 minutos para minimizar os efeitos da fadiga. O teste sempre foi repetido caso fossem verificadas as seguintes situações: (1) quando o avaliador ou o próprio sujeito perceberam que não foi obtida uma contração máxima, ou (2) quando a contração não foi sustentada por pelo menos 1 segundo (102).

Além disso, dados referentes à atividade eletromiográfica produzida em contrações voluntárias máximas concêntricas e excêntricas dos músculos extensores e flexores do joelho foram obtidos em quatro diferentes velocidades angulares. Três contrações voluntárias máximas concêntricas e excêntricas foram executadas nas velocidades angulares de 60°/seg, 120°/seg, 180°/seg e 240°/seg (101). Um intervalo de 2 minutos foi observado entre cada velocidade angular para evitar possíveis efeitos da fadiga.

3.3.12 Avaliação da arquitetura muscular do vasto lateral

Os dados de arquitetura muscular foram gravados em DVD por meio de uma unidade de gravação de DVD externa (*R130/XAZ, Samsung Inc., Seoul, South*

Korea) e o vídeo derivado desta gravação foi transformado em formato MPEG pelo programa BitRipper (*Binotex, USA*). Utilizando o programa Virtual Dub (*Avery Lee, USA*) o arquivo em MPEG foi rastreado quadro a quadro no sentido de selecionar as imagens desejadas, identificando-as pelo sistema de sincronismo (*HORITA Video Stop Watch VS – 50; HORITA Co., Inc., California, USA*). As imagens de arquitetura selecionadas foram analisadas por meio de uma rotina de análise de sinais, confeccionada no Programa MATLAB (*MATLAB version 7.3.0.267, MathWorks, Inc., Natick, MA*) pelo grupo do Instituto de Ortopedia e Biomecânica da Universidade de Colônia, na Alemanha.

Uma imagem de cada músculo analisado foi utilizada, porém 3 fascículos de cada imagem foram analisados quanto aos parâmetros de comprimento fascicular e ângulo de penação, adotando-se a média entre eles. Da mesma forma para medição da espessura muscular foram feitas medidas em 3 pontos do músculo: proximal, medial e distal, sendo computada a média entre eles.

A distância entre a aponeurose profunda e aponeurose superficial foi adotada como a espessura da camada muscular isolada (53). O ângulo entre a aponeurose profunda do músculo estudado e a linha de inserção dos fascículos musculares foi considerado como sendo o ângulo de penação. O comprimento das fibras musculares foi definido como o comprimento da trajetória fascicular entre a inserção do fascículo nas aponeuroses superficial e profunda dos músculos estudados.

O comprimento de coxa também foi medido, como sendo a distância entre o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur (104, 105), com o intuito de normalizar os dados de comprimento fascicular. Desta forma foi possível calcular o comprimento fascicular dividido pelo comprimento da coxa, que passaremos a chamar a partir de agora de comprimento fascicular relativo.

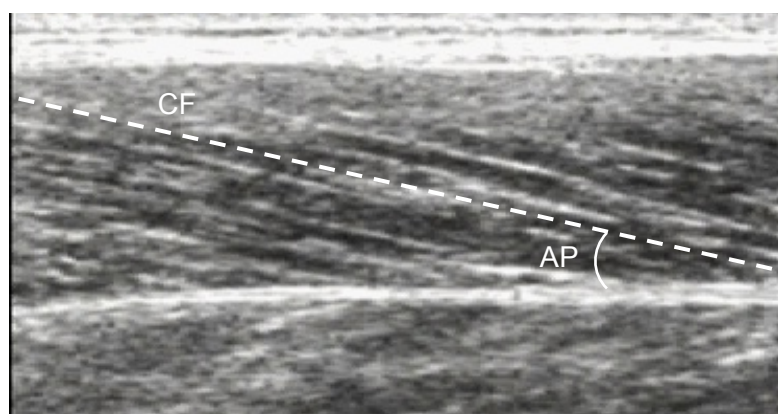


Figura 1 – Imagem de arquitetura muscular do Vasto Lateral;
Legenda: Comprimento dos fascículos (CF), Ângulo de Penação (AP), Espessura Muscular (EM).

3.3.13 Avaliação das propriedades morfológicas do tendão patelar

As imagens coletadas por ultrassonografia foram gravadas em DVD por meio de uma unidade de gravação de DVD externa (*R130/XAZ, Samsung Inc., Seoul, South Korea*) e identificadas pelo sistema de sincronismo (*HORITA Video Stop Watch VS – 50; HORITA Co., Inc., California, USA*). Para a medição do comprimento do tendão patelar a imagem coletada no plano sagital foi analisada por meio do programa *ImageJ (National Institute of Health - NIH, USA)* onde o comprimento do tendão foi medido pela distância entre a sua origem no ápice da patela e inserção na tíbia ao longo da face posterior do tendão (99).

Para a medição da área de seção transversa do tendão calcâneo a imagem obtida com a sonda de ultra-som orientada no plano transversal foi analisada pelo programa *ImageJ (National Institute of Health - NIH, USA)* (106). As imagens abaixo mostram que nem sempre as estruturas ficam claramente visíveis, o que pode ser considerado como uma limitação pela dificuldade em analisar as imagens.

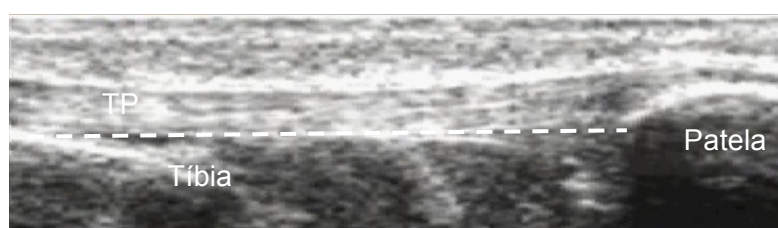


Figura 2 – Imagem de Comprimento do Tendão Patelar (TP);

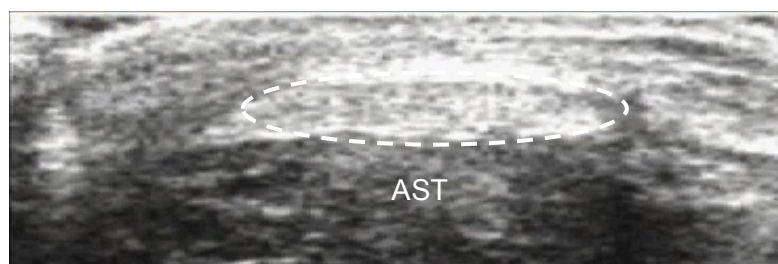


Figura 3 – Imagem de Área de Seção Transversa (AST) do Tendão Patelar

3.3.14 Avaliação das propriedades mecânicas do quadríceps

A relação torque-ângulo (T-A) foi obtida a partir do torque máximo absoluto atingido em cada um dos ângulos testados. Foram calculadas a média e o desvio padrão do torque absoluto de cada grupo durante as contrações voluntárias máximas.

Os valores absolutos de torque foram normalizados pelo valor de torque correspondente ao ângulo em que o segmento produziu maior torque. Essa normalização foi utilizada com o objetivo de analisar o comportamento da relação T-A e verificar se houve algum deslocamento da curva de torque após o treinamento em relação a maiores ou menores comprimentos musculares.

Entre as três curvas de torque-velocidade obtidas nas contrações isocinéticas concêntricas e excêntricas realizadas nas avaliações, foi selecionada para análise somente a repetição na qual o sujeito atingiu o maior pico de torque, em cada velocidade de teste. Com estas contrações dinâmicas, foram calculadas a média e o desvio padrão para os músculos em estudo. Além disso, também foram utilizados os resultados de torque obtidos na velocidade angular de $60^\circ/\text{s}$ para a normalização dos resultados de torque da relação T-V, para os músculos extensores do joelho.

Os valores absolutos de torque foram normalizados pela Contração Voluntária Máxima correspondente ao ângulo com maior valor de torque. Essa normalização foi utilizada na comparação do comportamento da relação T-V entre os períodos pré- e pós-treinamento no sentido de verificar se houve deslocamento da curva de torque com o treinamento em relação a maiores ou menores velocidades.

3.3.15 Avaliação das propriedades mioelétricas musculares

Os sinais de EMG foram filtrados utilizando um filtro digital de dupla via, sem deslocamento temporal do tipo passa-banda de quinta ordem com frequências de corte de 10 Hz e 500 Hz. Valores *root mean square* (RMS) de cada músculo foram calculados, para cada musculo em cada situacao, a partir de uma janela retangular do sinal com tamanho de 0.5 segundos anterior e posterior ao pico de torque. Os dados de eletromiografia foram analisados em rotina matemática específica desenvolvida no programa MATLAB (MATLAB version 7.3.0.267, MathWorks, Inc., Natick, MA).

A relação RMS-ângulo foi obtida a partir do valor RMS máximo absoluto atingido em cada um dos ângulos testados isometricamente de cada um dos músculos Vasto Lateral, Vasto Medial, Vasto Intermédio, Reto Femoral e Bíceps Femoral. Foram calculadas a média e o desvio padrão do RMS absoluto durante as contrações voluntárias isométricas máximas.

Os valores absolutos de RMS foram também normalizados pelo valor de RMS correspondente ao ângulo em que o segmento produzisse maior torque, permitindo a construção de uma relação RMS-ângulo normalizada. A relação RMS-velocidade foi obtida a partir da repetição na qual o sujeito atingisse o maior pico de torque, em cada velocidade de teste. Com estas contrações máximas dinâmicas, foram calculadas a média e o desvio padrão dos valores RMS para os músculos em estudo. Além disso, também foram utilizados os resultados de RMS obtidos na velocidade angular de 60°/s para a normalização dos resultados dos músculos extensores do joelho.

3.3.16 Tratamento estatístico

Foi utilizado ANOVA de dois fatores (treinamento excêntrico versus treinamento concêntrico) para medidas repetidas (pré-treinamento versus pós-treinamento) com um nível de significância de 5% para se comparar as variáveis de arquitetura muscular do vasto lateral (comprimento dos fascículos, ângulo de penação e espessura muscular) e das propriedades morfológicas do tendão patelar (comprimento do tendão e área de seção transversa do tendão).

Utilizando-se ANOVA de dois fatores (treinamento excêntrico versus treinamento concêntrico) para medidas repetidas (pré-treinamento versus pós-treinamento) com um nível de significância de 5% foram comparadas as relações torque-ângulo e torque-velocidade entre os grupos Concêntrico e Excêntrico. Diferenças significativas foram analisadas por meio do teste de *post hoc* de Bonferroni.

Foi utilizado ANOVA de dois fatores (treinamento excêntrico versus treinamento concêntrico) para medidas repetidas (pré-treinamento versus pós-treinamento) com um nível de significância de 5% para se comparar as variáveis de EMG x ângulo e EMG x velocidade. Diferenças significativas foram analisadas por meio do teste de *post hoc* de Bonferroni. O tratamento estatístico foi realizado no programa GraphPad InStat 3.06 (*GraphPad Software, San Diego, California, USA*).

Para a comparação dos resultados obtidos entre o pré-treinamento e o pós-treinamento (delta) entre os grupos, foi utilizado o teste t de Student para amostras independentes com um nível de significância de 5%.

O tratamento estatístico foi realizado no programa GraphPad InStat 3.06 (*GraphPad Software, San Diego, California, USA*).

3.4 Resultados

Os principais resultados deste estudo sugerem que 12 semanas de treinamento tanto concêntrico quanto excêntrico trazem resultados positivos para o sistema muscular de idosos, e que na maioria das variáveis analisadas, não há diferença significativa entre os tipos de treinamento, sobretudo na arquitetura muscular.

Todavia, o treinamento excêntrico ocasionou um aumento significativo da área de seção transversa do tendão patelar ($p < 0,05$), o que não foi observado no grupo concêntrico, conforme mostra a tabela 1. Adicionalmente, no grupo excêntrico a força medida pelo teste de 5 RM aumentou de forma linear ao longo do programa de treinamento de força, enquanto que no grupo concêntrico houve um aumento da força nas primeiras 6 semanas de treinamento que não se repetiu na última metade do treinamento, como pode ser visto na figura 1.

Tabela 4 - Mudanças na arquitetura muscular do Vasto Lateral (VL) e morfologia do Tendão Patelar (TP) no grupo Concêntrico (Conc) e Excêntrico (Exc)

	Conc Pré	Conc Pós	Δ Conc (%)	Exc Pré	Exc Pós	Δ Exc (%)
CF						
(mm)	172,75 \pm 78,07	129,59 \pm 47,93*	-24,98	168,89 \pm 73,39	122,97 \pm 39,12*	-27,19
CFR						
(%/mm)	0,42 \pm 0,18	0,32 \pm 0,12*	-23,81	0,41 \pm 0,19	0,30 \pm 0,10*	-26,83
AP						
(graus)	6,79 \pm 3,31	9,68 \pm 3,79*	42,56	7,44 \pm 4,28	9,62 \pm 3,84*	29,30
EM						
(mm)	16,75 \pm 5,28	18,17 \pm 5,17	8,48	16,36 \pm 6,10	17,59 \pm 5,19	7,52
CT						
(mm)	37,88 \pm 3,98	45,00 \pm 5,85*	18,00	38,29 \pm 4,88	43,81 \pm 5,23*	14,42
AST						
(mm ²)	9,35 \pm 2,91	9,87 \pm 1,78	5,56	9,15 \pm 1,45	10,30 \pm 1,30*	12,57

Legenda: Comprimento Fascicular do VL (CF); Comprimento Fascicular do VL relativo ao comprimento da coxa (CFR); Ângulo de Penação do VL (AP); Espessura Muscular do VL (EM); Comprimento do tendão patelar (CT); Área de Seção Transversa do tendão patelar (AST); Δ mudança percentual pré-treinamento vs pós-treinamento; * p<0,05.

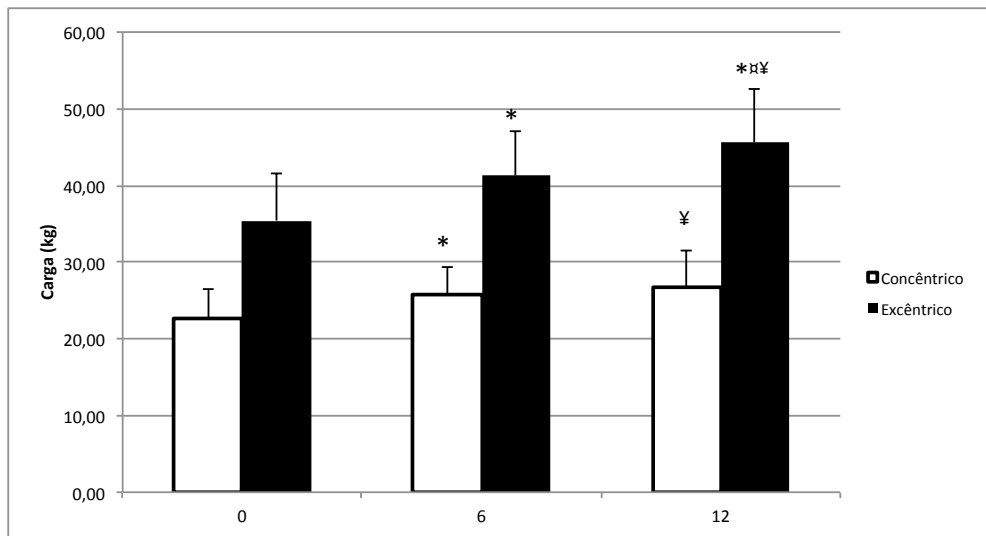


Figura 4 - Modificações na força medida pelo teste de 5 RM no início do programa de treinamento, após 6 semanas e ao final de 12 semanas de treinamento nos grupos Concêntrico e Excêntrico; (Legenda: * $p < 0,05$ comparado ao estágio anterior; ¥ $p < 0,05$ comparado com o pré-treinamento; ¤ $p < 0,05$ comparado com o grupo concêntrico).

No que tange a relação torque-ângulo do quadríceps, as figuras 2 e 3 mostram que tanto o grupo concêntrico quanto o grupo excêntrico apresentaram aumento significativo do torque articular nos ângulos de 50, 60, 70 e 90° ($p < 0,05$), mas não no ângulo de 30° ($p > 0,05$). Não foram encontradas diferenças entre os grupos ($p > 0,05$).

No que diz respeito a relação torque-velocidade do quadríceps, as figuras 4 e 5 mostram que o grupo concêntrico obteve um aumento significativo nas velocidades articulares de -240, -180, -120 e -60°/seg e nas velocidades de 180 e 240°/seg ($p < 0,05$). Já o grupo excêntrico apresentou aumento significativo nas velocidades de 60, 120 e 180 °/seg, tanto positivas quanto negativas ($p < 0,05$). Não foram encontradas diferenças entre os grupos ($p > 0,05$).

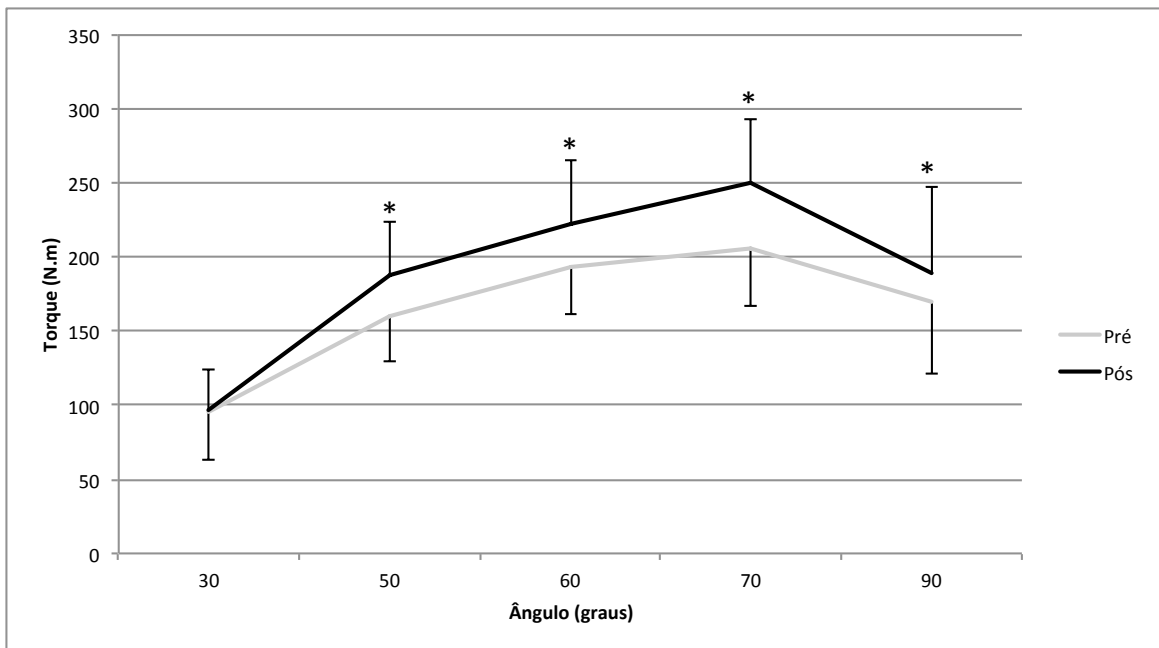


Figura 5 - Relação Torque-Ângulo do Grupo Concêntrico nos períodos pré-treinamento e pós-treinamento; * $P < 0,05$ comparando o período pré-treinamento vs pós-treinamento

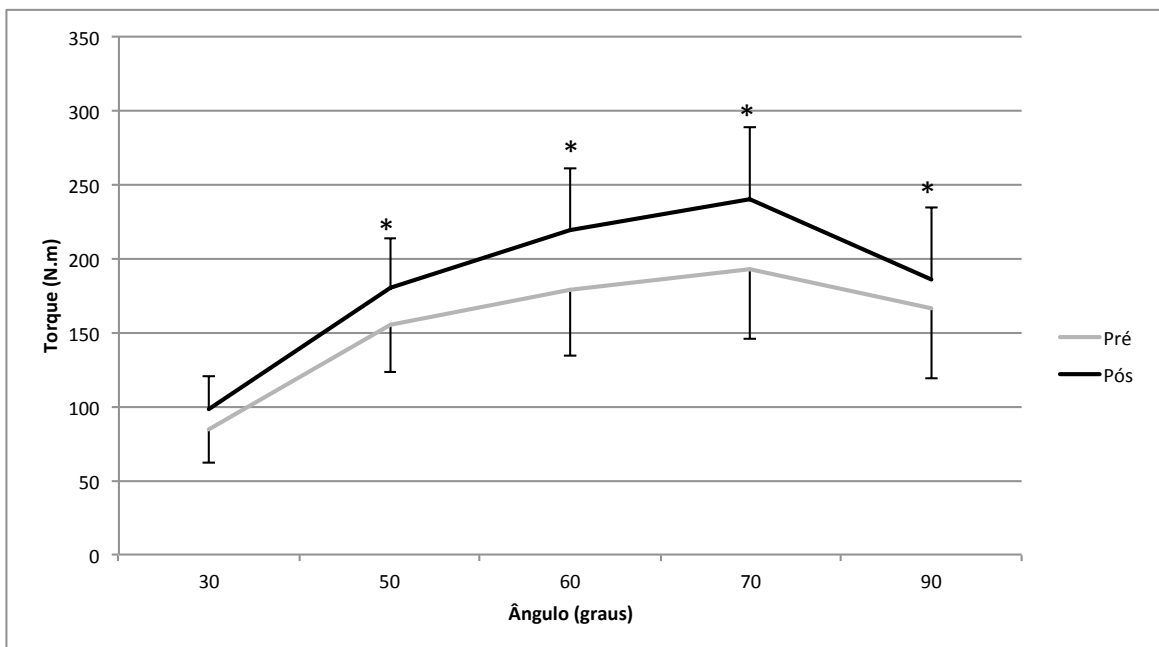


Figura 6 - Relação Torque-Ângulo do Grupo Excêntrico nos períodos pré-treinamento e pós-treinamento; * $P < 0,05$.

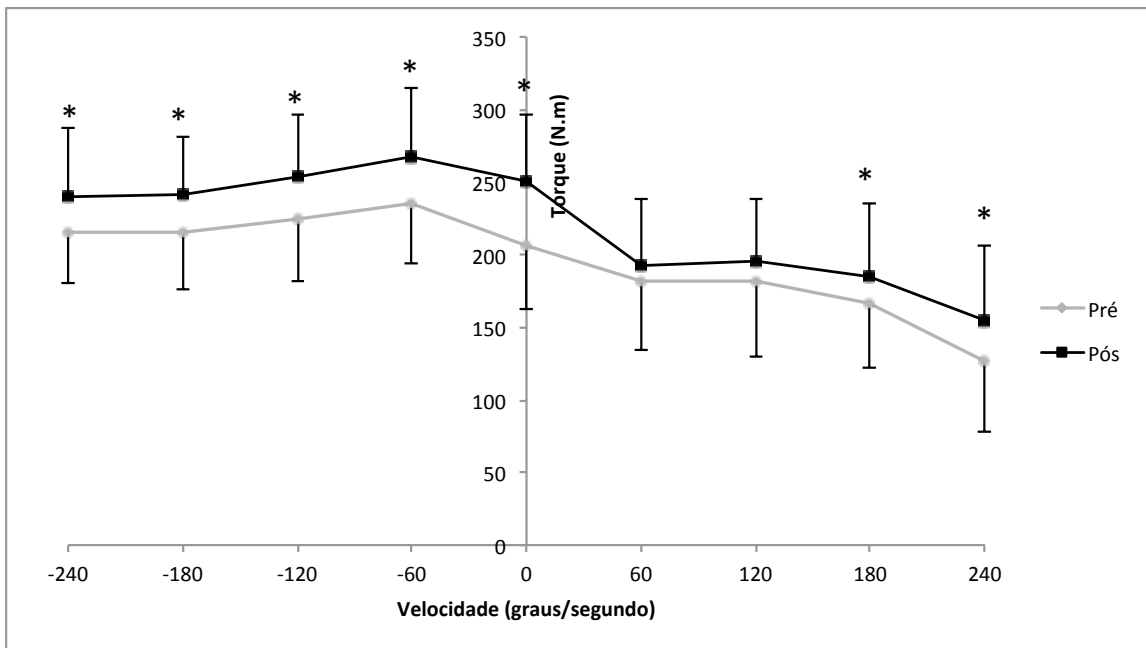


Figura 7 - Relação Torque-Velocidade do Grupo Concêntrico nos períodos pré-treinamento e pós-treinamento; * $P < 0,05$ comparando o período pré-treinamento vs pós-treinamento.

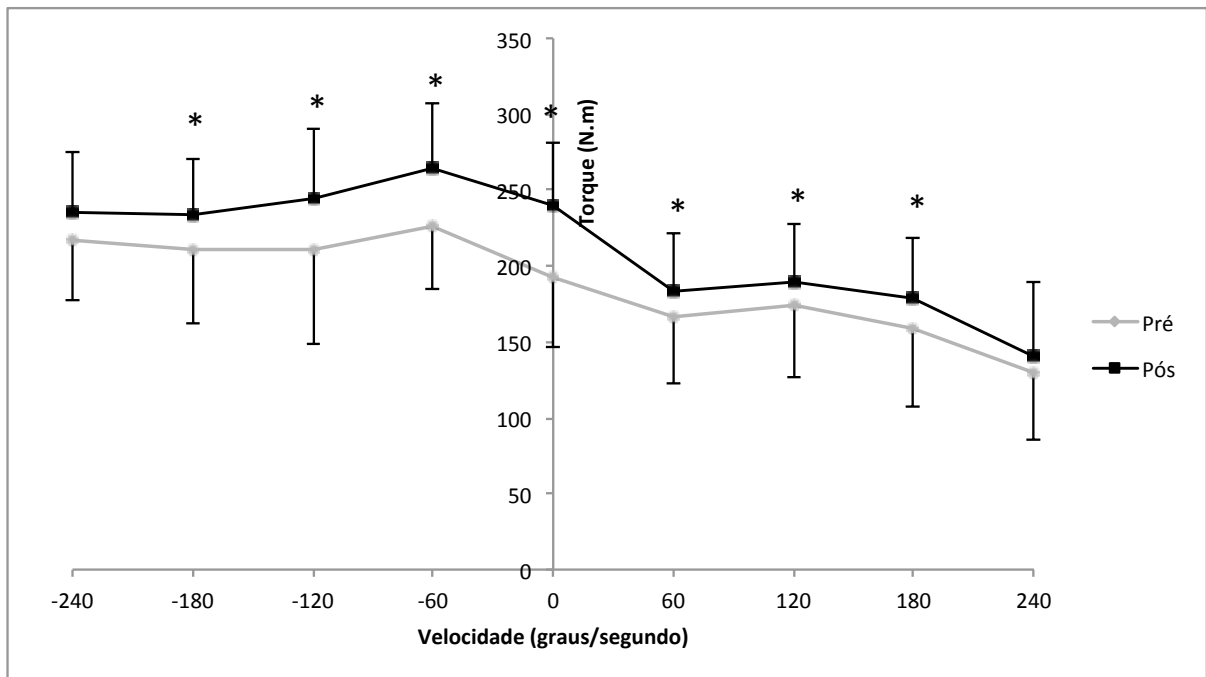


Figura 8 - Relação Torque-Velocidade do Grupo Excêntrico nos períodos pré-treinamento e pós-treinamento; * $P < 0,05$ comparando o período pré-treinamento vs pós-treinamento.

A análise dos dados de torque-ângulo e torque-velocidade normalizados não mostrou diferença significativa em nenhuma das comparações ($p > 0,05$). Da mesma forma não foi constatado nenhum deslocamento das relações torque-ângulo-velocidade.

Realizamos ainda uma análise das relações $RMS \times \text{Ângulo}$ e $RMS \times \text{Velocidade}$, normalizadas respectivamente pelo ângulo e velocidade de maior força durante a realização e Contrações Voluntárias Máximas concêntricas e excêntricas. Todavia não encontramos diferenças significativas em nenhuma das análises, sendo assim optamos por nos concentrar em discutir os dados relacionados as propriedades morfológicas e mecânicas do músculo vasto lateral dos idosos estudados.

3.5 Discussão

Nossa primeira hipótese era a de que o vasto lateral treinado excêntrica apresentaria um maior aumento no ângulo de penação, comprimento fascicular e espessura muscular quando comparado ao vasto lateral treinado concêntrica.

Nossa segunda hipótese era a de que o quadríceps treinado excêntrica apresentaria um deslocamento da relação torque-ângulo para maiores comprimentos e a relação torque-velocidade para maiores velocidades, enquanto que no quadríceps treinado concêntrica ocorreria um deslocamento da relação torque-ângulo para menores comprimentos e a relação torque-velocidade para menores velocidades.

Estas duas hipóteses foram refutadas, visto os dois métodos de treinamento empregados neste estudo resultaram em modificações semelhantes na arquitetura muscular e nas relações torque-ângulo-velocidade. Entretanto, o treinamento excêntrico gerou um maior aumento de força medida pelo teste de 5 RM e um aumento na área de seção transversa do tendão patelar.

Uma vez que não foram encontradas diferenças na arquitetura muscular entre os grupos, é possível que no grupo excêntrico, como esta modalidade de contração muscular permite que o treinamento seja conduzido com maiores cargas, isso tenha gerado um maior estímulo neural, levando aos maiores ganhos de força constatados pelo teste de 5 RM.

De fato, uma meta-análise dos desfechos relacionados com o treinamento de força indicou que, a despeito da velocidade de teste e de treinamento, o treinamento excêntrico realizado a altas intensidades é associado com maiores melhoras na força total comparado com o treinamento concêntrico (107).

Quando realizadas isoladamente, ações musculares excêntricas têm demonstrado diversas propriedades fisiológicas distintas das observadas nas ações concêntricas. Por exemplo, diferentes padrões neurais têm sido observados entre estes dois tipos de contração muscular (108). Comparado com as ações concêntricas, as ações excêntricas são caracterizadas por uma atividade cortical mais ampla e rápida na medida em que os movimentos são executados (109) bem como por padrões diferenciados de ativação das unidades motoras (94) e por adaptações neurais mais rápidas, secundárias ao treinamento de força (84).

Nossa terceira hipótese era a de que o quadríceps treinado excentricamente teria um aumento do comprimento do seu tendão patelar e um maior aumento da área de seção transversa do tendão quando comparado ao quadríceps treinado concentricamente. No quadríceps treinado concentricamente esperávamos ainda que ocorresse uma redução do comprimento do tendão patelar.

Esta hipótese foi parcialmente confirmada, visto que encontramos um aumento significativo na área de seção transversa apenas do tendão patelar do quadríceps treinado excentricamente, porém verificamos um aumento no comprimento do tendão patelar em ambos os grupos de treinamento.

Ao treinar com maiores sobrecargas mecânicas, é possível que o tendão patelar da musculatura treinada excentricamente tenha lançado mão de uma maior síntese de tecidos conjuntivos, visando fortalecer esta estrutura. Stanish *et al.* (110) e Fyfe e Stanish (111), sugerem que, como no exercício excêntrico o tendão é exposto a forças maiores do que nos exercícios concêntricos, desta forma são submetidos a um maior estímulo de remodelamento.

Ress *et al.* (112) utilizaram um método que combina ecografia e análise de movimento com a medição simultânea de força e eletromiografia, e compararam o estímulo fisiológico ao tendão calcâneo durante os dois exercícios. Eles demonstraram que o pico de força no tendão nos exercícios excêntricos é de magnitude semelhante ao mensurado nos exercícios concêntricos. Isso significa que a magnitude da força aplicada ao tendão, conforme foi inicialmente sugerido por Stanish *et al.* (110), não pode ser a única responsável pelas adaptações observadas no treinamento excêntrico. Esta conclusão vai ao encontro dos resultados de trabalhos anteriores, especialmente os realizados por Rutherford *et al.* (113), os quais, embora possuam evidências *in vitro* que sugerem que os picos de força gerados excentricamente são maiores do que os gerados concentricamente, isso não se aplica a situação *in vivo*.

Mas então se a força aplicada ao tendão não é a principal causadora das diferenças encontradas na hipertrofia do tendão em nosso estudo qual seria? Curiosamente estes autores observaram um padrão sinusoidal da sobrecarga nos exercícios excêntricos, a qual não foi demonstrada nos exercícios concêntricos (114). Esta flutuação na força provavelmente reflete a dificuldade em controlar o movimento durante o alongamento muscular, semelhante à experiência de levantar

um grande peso concentricamente, o que é mais fácil do ponto de vista do controle motor, do que abaixar este mesmo peso excêntrica. Logo, estes autores sugerem que esta flutuação na força pode proporcionar um importante estímulo para o remodelamento do tendão.

A hipertrofia do tendão patelar encontrada em nosso estudo é compatível com os resultados de Seynnes *et al.* (115), que encontraram um aumento médio na área de seção transversa do tendão patelar de 3,7%. Todavia, a hipertrofia do tendão patelar não foi a mesma ao longo do seu comprimento. O padrão de hipertrofia do tendão observado por estes autores indica porque este fenômeno pode não ter sido detectados em outros estudos com treinamento em que talvez a avaliação tenha sido feita em regiões do tendão que apresentaram pouca ou nenhuma hipertrofia.

Um destes estudos parece ter sido o de Reeves *et al.* (36), que não verificaram aumento na área de seção transversa do tendão patelar de nove indivíduos submetidos a 14 semanas de treinamento de força convencional. Por outro lado os autores verificaram um aumento na rigidez do tendão, o qual os mesmos atribuem a uma mudança nas propriedades materiais do tendão com o treinamento de força sem modificações no seu tamanho.

Esta diferença talvez se deva justamente pela maior sobrecarga possibilitada pelo treinamento excêntrico, visto que no treinamento convencional a carga é limitada pela força produzida durante a contração concêntrica. Desta forma os nossos resultados parecem ser consistentes com a teoria de que o estresse mecânicos, como o provocado pelo treinamento de força, estimula um aumento na síntese de proteínas na matriz extracelular dos tendões (116).

No que concerne a arquitetura muscular, verificamos que os nossos resultados vão de encontro com os achados de Reeves *et al.* (98), que avaliaram nove sujeitos realizando um treinamento de força convencional (contrações concêntrica e excêntricas) e dez sujeitos que realizaram um treinamento excêntrico para os músculos extensores do joelho, ambos com 14 semanas de duração. Primeiramente porque no estudo de Reeves *et al.* (98) os autores verificaram um aumento no comprimento dos fascículos do vasto lateral em ambos os grupos, sendo este aumento maior no grupo excêntrico (20%) do que no grupo convencional. E segundo, pois estes autores encontraram um aumento no ângulo de

penação do vasto lateral do grupo convencional (35%), mas no grupo excêntrico este aumento não foi significativo (5%).

Os resultados do nosso estudo concordam com os de Reeves *et al.* (98), no que tange a espessura muscular, onde em ambos os casos, foi constatado um aumento com os dois tipos de treinamento, mas sem diferenças entre os grupos.

As diferenças entre os estudos parecem residir nos equipamentos utilizados durante os treinamentos. Em nosso estudo utilizamos apenas uma cadeira extensora de resistência invariável, mais comum nas academias onde normalmente os idosos brasileiros realizam as suas atividades físicas. No estudo de Reeves *et al.* (98), foi utilizado uma cadeira extensora de resistência variável e um *leg press* com um motor acoplado para o auxílio durante o treinamento excêntrico.

Neste sentido, Blazeovich *et al.* (117), avaliaram doze sujeitos jovens realizando 10 semanas de treinamento excêntrico e compararam com 12 jovens que realizaram treinamento concêntrico durante o mesmo período. Estes autores encontraram um aumento no comprimento dos fascículos de aproximadamente 4,7%, sem diferença entre os grupos. Uma vez que não foram encontradas diferenças entre os tipos de treinamento, estes autores sugerem que outro fator que não o tipo de contração possa ser o principal determinante da especificidade das adaptações ao treinamento.

A partir destes resultados, Blazeovich *et al.* (117), especulam que a amplitude de movimento utilizada no treinamento (100 a 5°, sendo 0° o joelho totalmente estendido), a qual foi muito semelhante a utilizada em nosso estudo (100 a 0°), possa ter sido o estímulo dominante para as adaptações encontradas no comprimento dos fascículos, uma vez que esta amplitude é substancialmente maior do que as encontradas durante a caminhada que apresenta uma amplitude de movimento na ordem de 25° (118), corrida que apresenta movimentos numa amplitude entre 55° (119), saltos cuja amplitude gira em torno de 80° (120), e do que subir escadas, cuja amplitude é de aproximadamente 88° (118), e portanto pode ser considerado um estímulo maior do que o gerado por movimentos dentro de uma amplitude de movimento normal.

Todavia, o treinamento utilizado no estudo de Blazeovich *et al.* (117), foi conduzido com um dinamômetro isocinético, utilizando séries de seis contrações voluntárias máximas, onde, portanto, a produção de força muscular foi máxima

durante toda a amplitude de movimento. Esta informação reforça os nossos achados, que indicam que talvez, além do tipo de contração e da amplitude de movimento, seja de importante análise as características biomecânicas dos equipamentos utilizados, para um melhor entendimento das adaptações morfológicas do músculo esquelético durante o treinamento de força.

Diversos estudos têm demonstrado que adaptações morfológicas do músculo esquelético, como alterações no comprimento das fibras musculares, levam a modificações nas propriedades mecânicas musculares (121-125). Todavia, é improvável que este efeito, quando causado pelo treinamento de força, represente uma modificação na amplitude de atuação dos fascículos musculares, uma vez que Reeves *et al.* (59), demonstraram previamente que especialmente a relação força-velocidade não é afetada pelo treinamento de força utilizando equipamentos de musculação. Estas evidências vão ao encontro dos nossos resultados, pois em nosso estudo, ambos os grupos demonstraram aumento do torque tanto em velocidades de contração concêntrica quanto excêntrica na avaliação da relação torque-velocidade.

Por outro lado, Reeves *et al.* (98), verificaram em seu estudo comparativo entre o treinamento excêntrico e o treinamento convencional em idosos, que os sujeitos submetidos ao treinamento excêntrico adquiriram um aumento do torque nas velocidades excêntricas da relação torque-velocidade, mas não obtiveram diferenças significativas nas velocidades concêntricas. Já os sujeitos do grupo que sofreu um treinamento de força convencional, demonstraram aumento do torque apenas nas velocidades concêntricas. Reeves *et al.* (98), atribuem este resultado a especificidade do treinamento realizado, pois no treinamento convencional ambos os tipos de contrações são realizadas.

No estudo de Blazeovich (72), as análises realizadas revelaram um aumento na produção de torque e uma mudança no pico de torque normalizado, mas não foram identificadas diferenças entre os grupos tanto na relação torque-ângulo com os dados absolutos quanto com dados normalizados. Além disso, a mudança na curva de torque-ângulo foi estatisticamente significativa no grupo que treinou excêntrica.

Uma vez que em nosso estudo não foram encontradas diferenças significativas na arquitetura muscular entre os grupos, era esperado que não

houvesse diferenças na relação torque-ângulo entre os mesmos. De fato, tanto o treinamento concêntrico quanto o treinamento excêntrico causaram aumento significativo do torque em todos os ângulos, menos no ângulo de 30°. Porém, tendo em vista que em nosso estudo identificamos uma redução no comprimento dos fascículos do vasto lateral, poderíamos esperar um deslocamento na relação força-comprimento em direção e menores comprimentos. Isso talvez possa não ter acontecido, pois em ambos os grupos o comprimento do tendão patelar sofreu um aumento, o que pode ter compensado o encurtamento muscular, impossibilitando qualquer deslocamento mensurável na relação torque-ângulo.

As adaptações *in vivo* na relação torque-ângulo ao treinamento de força, especialmente com diferentes tipos de contração, parecem ainda não estar totalmente esclarecidas. Isso fica evidente ao constatarmos que em seu estudo, Blazeovich (87), mostra que a relação torque-ângulo sofreu um deslocamento em direção a maiores comprimentos musculares nas primeiras cinco semanas de treinamento, mas não mudou (ou apresentou uma pequena tendência de sofrer um deslocamento inverso) nas cinco semanas subsequentes de treinamento, e que estas mudanças não foram grupo dependente.

Nossa quarta e última hipótese era de que o segmento treinado concentricamente teria um maior aumento na atividade mioelétrica do vasto lateral, vasto medial e reto femoral e uma maior redução na co-ativação do bíceps femoral quando comparado ao segmento treinado excêntricamente. Esta hipótese foi refutada pois ao analisarmos os dados de eletromiografia normalizados pela Contração Voluntária Máxima não encontramos diferenças significativas em nenhuma das análises.

3.6 Conclusão

Os resultados deste estudo indicam que, no que se refere às adaptações musculares, o comprimento muscular durante os momentos em que a sobrecarga é máxima parece ser mais importante do que o tipo de contração empregada durante o treinamento de força, o que depende basicamente do tipo de equipamento empregado para a execução dos exercícios. Esta questão fica evidenciada quando percebemos que tanto o treinamento concêntrico quanto o excêntrico levam a

adaptações semelhantes na arquitetura muscular do vasto lateral e nas propriedades mecânicas do quadríceps. Adicionalmente, nossos resultados vão ao encontro de evidências anteriores que indicaram a indivisibilidade da unidade músculo-tendão, uma vez que nossos dados sugerem que o encurtamento muscular promovido pelo tipo de equipamento utilizado parece ter sido compensando por um alongamento do tendão patelar. Além disso, nossos resultados apontam para o fato de que o treinamento excêntrico promove uma maior hipertrofia do tendão patelar e confirmam os achados anteriores de que o treinamento com este tipo de contração leva a um aumento mais consistente na força muscular.

CAPÍTULO IV – CONSIDERAÇÕES FINAIS

4.1 O Estudo e suas Limitações

Na presente Tese de Doutorado procuramos evidenciar as diferenças do treinamento concêntrico e excêntrico na estrutura e função do músculo esquelético.

Esta abordagem parte da fundamentação teórica sobre os efeitos do envelhecimento per se no músculo esquelético, bem como dos efeitos do treinamento de força em idosos, abordados no Artigo de Revisão Bibliográfica publicado na Revista Fisioterapia e Pesquisa (126).

A partir das informações apresentadas nesta revisão bibliográfica, surgiu a hipótese de que haveria diferença nas adaptações musculares em função do tipo de contração adotado durante um programa de exercícios resistidos. Pareceu-nos que a melhor maneira de realizar esta comparação seria realizando um treinamento unilateral, onde o mesmo sujeito experimentasse os dois tipos de ações musculares, um treinamento concêntrico em um dos segmentos e treinamento excêntrico no segmento contralateral.

A justificativa para esta abordagem é que desta forma minimizaríamos a influência da individualidade biológica, pois estaríamos comparando o indivíduo contra ele mesmo em dois tipos diferentes de treinamento, ou seja, o mesmo sujeito, submetido às mesmas atividades de vida diária, com a mesma genética, a mesma alimentação entre outros fatores de variabilidade inter-sujeito.

Adicionalmente isso possibilitou que com um menor número de sujeitos conseguíssemos obter um maior número de observações, pois como cada indivíduo contribuiu permitindo que a musculatura do quadríceps de ambos os lados do seu corpo fosse estudada, tivemos na realidade o dobro de sujeitos, se analisarmos cada grupo muscular como um caso estudado. Este aspecto nos pareceu bioeticamente mais adequado.

Uma das limitações que poderiam surgir por meio da abordagem adotada no presente estudo, é a ocorrência do fenômeno de educação cruzada, embora este fenômeno pareça estar presente especialmente quando um segmento é treinado e o contralateral não. As evidências acerca da educação cruzada sugerem que contrações voluntárias unilaterais de alta intensidade podem causar um potente

efeito na eficácia do sistema nervoso em controlar o membro contralateral. É possível que com o treinamento, adaptações crônicas possam ser induzidas nos circuitos neurais mediando estes efeitos cruzados (127-130).

Existem duas hipóteses para explicar este fenômeno: a primeira hipótese sugere que o treinamento de força unilateral pode ativar circuitos neuronais que cronicamente modificam a eficácia dos engramas motores que se projetam para o membro contralateral. Isso pode levar a uma consequente capacidade aumentada de comandar os músculos do segmento oposto e assim resultar em um aumento da força. A segunda hipótese sugere que o treinamento de força unilateral pode induzir adaptações nas áreas motoras que estão envolvidas com o controle dos movimentos do membro treinado, e que o membro contralateral poderia acessar estes circuitos neurais modificados durante uma contração voluntária máxima de maneira semelhante ao que ocorre durante a aprendizagem motora (127-130).

O Artigo Original da presente Tese demonstra que as diferenças entre os ganhos de força nos grupos que realizaram um treinamento concêntrico versus excêntrico foram bem marcadas, com o grupo excêntrico apresentando um aumento progressivo da força ao longo das três avaliações realizadas durante as 12 semanas de treinamento, enquanto que o grupo concêntrico apresentou um aumento da primeira para a segunda avaliação de força, mas não apresentou um aumento significativo nas seis semanas seguintes de treinamento.

É possível que talvez apenas na primeira etapa do treinamento possa ter ocorrido a educação cruzada, onde realmente deveríamos esperar um predomínio das adaptações neurais sobre as adaptações musculares (131, 132). Todavia ao final do treinamento percebemos que ambos os grupos apresentaram diferenças não só na força muscular como também na arquitetura muscular, sugerindo que na segunda etapa do treinamento as adaptações musculares provavelmente foram determinantes nos ganhos adicionais de força.

Comparadas com a educação cruzada estas adaptações musculares são consideradas como sendo periféricas e, portanto, podem ser consideradas como adaptações metabólicas, ocorrendo ao nível das fibras musculares, e não neurais.

Outro aspecto que merece ser destacado é que em nosso estudo não incluímos um grupo controle. Como sabidamente nesta faixa etária a importância do exercício físico para a manutenção das condições estruturais e funcionais é ainda

mais importante, optamos por proporcionar a todos os indivíduos a participação no programa de treinamento, e focamos a nossa análise nas diferenças das adaptações entre o treinamento unilateral concêntrico e unilateral excêntrico na musculatura do quadríceps, por meio de uma comparação entre os segmentos dos indivíduos.

Esta abordagem também foi realizada pelo grupo do Professor Tetsuo Fukunaga, da Universidade de Waseda no Japão, que realizaram diversos estudos comparando o efeito de diferentes tipos de treinamento unilaterais, no mesmo sujeito (104, 105, 133-136) sem grupo controle. Em um destes estudos, Kubo *et al.* (135), compararam os efeitos de 12 semanas de treinamento unilateral dos extensores de joelho de 8 indivíduos, onde uma articulação era treinada com contrações isométricas de curta duração e a outra era treinada com contrações isométricas de longa duração. Com este estudo os autores obtiveram importantes conclusões acerca dos efeitos de diferentes durações de treinamento isométrico nas propriedades do tendão patelar *in vivo* de seres humanos (135).

Mais tarde, Kubo *et al.* (105), compararam o treinamento unilateral isométrico dos extensores do joelho, em 9 indivíduos durante 12 semanas de treinamento, com uma articulação sendo treinada a 50° (comprimento muscular reduzido) e a outra a 100° (comprimento muscular alongado). Neste estudo os autores puderam obter resultados interessantes acerca da influência do treinamento isométrico em diferentes ângulos articulares na função e estrutura muscular de seres humanos *in vivo* (105).

E mais recentemente, estes pesquisadores compararam o efeito do treinamento unilateral dinâmico e estático, na rigidez e volume sanguíneo do tendão patelar de 10 indivíduos que foram treinados por 12 semanas, com um dos segmentos sendo treinado isometricamente a 70% da Contração Voluntária Máxima Isométrica e o outro segmento sendo treinado dinamicamente a 80% de 1 Repetição Máxima (134).

Desta forma nosso objetivo com este estudo foi realizar uma comparação entre as adaptações decorrentes do treinamento com diferentes ações musculares em si, e não comparar os efeitos de um programa de treinamento contra um grupo controle. Partimos do pressuposto que os efeitos do envelhecimento per se, que é o fenômeno que seria observado com a inclusão de um grupo controle, já foram

exaustivamente descritos e revisados na literatura (51, 60, 64, 137) muitos dos quais foram abordados em nosso artigo de Revisão Bibliográfica (126).

Estes efeitos do envelhecimento na arquitetura muscular podem ser resumidos como sendo principalmente redução no comprimento dos fascículos, redução no ângulo de penação e redução na espessura muscular (138). Narici e Maganaris (51), acrescentam que em média a diminuição no comprimento dos fascículos decorrentes do envelhecimento é na ordem de 10% e a redução do ângulo de penação na ordem de 13%.

4.2 Treinamento de Força

O músculo esquelético apresenta adaptações substanciais quando é submetido a um programa de treinamento de força. Por um lado estes efeitos se manifestam como mudanças morfológicas importantes, como as encontradas em fisiculturistas. Apesar desta alta plasticidade do músculo esquelético, é possível aumentar a força sem aumentar o tamanho muscular. Essa dissociação traz à tona a questão de que a força não é uma propriedade exclusiva dos músculos, mas sim uma propriedade do sistema motor. Um dos componentes do sistema motor é o sistema nervoso que apresenta um papel fundamental no desenvolvimento da força. É possível de se obter ganhos de força sem mudanças morfológicas, mas é impossível de se obter ganhos de força sem adaptações neurais (139).

O desempenho de força não depende apenas da quantidade e qualidade dos músculos envolvidos, mas também na habilidade do sistema nervoso de ativar apropriadamente os músculos. Assim, o treinamento de força pode causar mudanças no sistema nervoso que permitem que o sujeito ative de forma plena os músculos envolvidos nos movimentos e coordene de forma mais adequada a ativação muscular, causando assim uma produção mais efetiva de força (132).

Estes estudos clássicos de Enoka (139), e Sale (132), ambos no final dos 80, ilustram a fantástica plasticidade neuromuscular apresentada pelo nosso organismo, e antecedem a grande explosão de estudos sobre o treinamento de força que fazem com que, a partir dos anos 90, esta modalidade de treinamento passe a receber um interesse da comunidade científica tão grande ou maior do que o treinamento aeróbico tinha recebido até então.

Além disso, o tipo de contração envolvida no treinamento também parece influenciar na especificidade das adaptações ao treinamento de força. Contrações musculares excêntricas causam o alongamento ativo dos fascículos musculares durante a contração (108). Durante este alongamento forçado, os componentes elásticos da unidade músculo-tendão são alongados enquanto as fibras musculares se encurtam. Estas condições mecânicas da contração excêntrica induzem a uma maior produção de torque que estimula mecanismos de proteção das estruturas contráteis e dos tendões para as altas tensões geradas (140).

Desta forma, este tipo de contração é considerado fundamental em programas de treinamento voltados ao aumento da força (141, 142) bem como em programas de reabilitação voltados a recondicionar as funções musculares e tendíneas (143).

Os programas de treinamento de força excêntricos mesmo em equipamentos de resistência invariável são reconhecidos como efetivos no aumento da força muscular máxima (141, 142). Com o desenvolvimento dos dinamômetros isocinéticos foi possível a aplicação de uma resistência variável aos músculos, resultando em exercícios excêntricos a uma velocidade de movimento constante.

Análises comparativas dos parâmetros mecânicos durante o treinamento excêntrico em dinamômetros isocinéticos e em equipamentos de resistência invariável têm demonstrado diferentes graus de resistência mecânica em termos de torque externo e velocidade de movimento angular em função dos ângulos articulares (144). É bem sabido que o torque externo aplicado aos extensores de joelho em exercícios de resistência invariável é constante ao longo de toda a amplitude de movimento, enquanto ele aumenta nos exercícios isocinéticos dos menores para os maiores comprimentos musculares.

Embora cada um destes tipos de exercícios aplique diferentes cargas mecânicas sobre os músculos, poucos estudos compararam os efeitos específicos dos exercícios isocinéticos e de resistência invariável no sistema neuromuscular provavelmente em função das dificuldades metodológicas de se comparar o efeito das contrações excêntricas nestes dois tipos de exercícios em condições experimentais semelhantes (145).

Em nossa pesquisa verificamos que, contrariamente aos estudos realizados até então com treinamento excêntrico, o comprimento dos fascículos reduziu após o

treinamento, indo de encontro aos resultados encontrados por Blazevich *et al.* (87), Reeves *et al.* (98) e Potier *et al.* (146).

Evidências geradas a partir de estudos em modelo animal sugerem que o treinamento resistido com contrações excêntricas aumenta o comprimento dos fascículos musculares pelo aumento do número de sarcômeros em série (147) por meio de um processo chamado “sarcomerogênese” (88).

Adicionalmente, estudos recentes baseados na relação torque-ângulo (148, 149) sugerem que as modificações no ângulo ótimo de produção de força induzidas pelo treinamento excêntrico podem resultar de um aumento no comprimento das fibras dos grupos musculares treinados, o que resulta em um aumento na amplitude de movimento.

Todavia, em todos estes estudos realizados com seres humanos (87, 98, 148, 149), a metodologia de treinamento incluiu a utilização de equipamentos de musculação distintos ao usado em nossa pesquisa, o que vai ao encontro de nossa hipótese de que um dos aspectos a serem avaliados nas adaptações no comprimento dos fascículos musculares é o tipo de equipamento utilizado.

Adicionalmente, no estudo de Potier *et al.* (146), os sujeitos eram orientados a elevar o peso com a perna não dominante até o fim da amplitude de movimento da flexão de joelho, e então os sujeitos transferiam o peso da perna não dominante para a dominante (experimental) e então excêntricamente abaixavam a carga.

Curiosamente, Potier *et al.* (146), verificaram um aumento no comprimento dos fascículos no grupo controle. Os autores relatam não estarem muito seguros quanto aos mecanismos por trás deste resultado, mas atribuem este aumento a uma variabilidade nas medições entre os dias de realização da pesquisa.

Porém, com base nos resultados de nosso estudo, as evidências de Potier *et al.* (146), reforçam que o tipo de equipamento utilizado e a sua mecânica em termos de torque externo nos diferentes comprimentos musculares pode ser determinante nas adaptações da arquitetura muscular, visto que mesmo a perna controle que realizou contrações concêntricas, obteve um aumento de 18% no comprimento dos fascículos.

Finalmente, é bastante aceito que sarcômeros em paralelo são adicionados durante o treinamento contra-resistência, permitindo ao músculo gerar uma maior força máxima (42). É também reconhecido que o número de sarcômeros em paralelo

é relacionado ao ângulo de penação muscular, com o mesmo aumentando em função do treinamento para acomodar os novos sarcômeros adicionados (150).

De fato, em nosso estudo encontramos um aumento no ângulo de penação em ambos os programas de treinamento, concêntrico e excêntrico. Este aumento no ângulo de penação demonstra a chamada hipertrofia radial, o que ocorre em função do aumento do tecido contrátil, sobretudo pelo aumento do número de miofibrilas, provavelmente exigindo um aumento no ângulo de penação das fibras musculares, uma vez que mais tecido precisa ser acomodado em uma determinada área da aponeurose (151).

Embora a plasticidade neuromuscular seja um fenômeno relativamente bem descrito na literatura, as adaptações da arquitetura muscular ao treinamento de força parecem variar de acordo com o tipo de treinamento utilizado, equipamento empregado e nível de condicionamento físico prévio dos sujeitos analisados.

Adicionalmente, o presente estudo vem a contribuir com as evidências acerca das adaptações morfológicas do músculo esquelético em relação ao tipo de ação muscular empregada durante os treinamentos, acrescentando importantes evidências que sugerem que uma maior atenção deva ser dada a mecânica dos equipamentos empregados para a realização destes treinamentos.

Na tabela a seguir é possível de se verificar uma síntese dos resultados encontrados por alguns estudos que objetivaram analisar o impacto do tipo de contração muscular na arquitetura muscular. Infelizmente, poucos trabalhos com esta abordagem foram realizados até o momento com idosos, avaliando a arquitetura muscular *in vivo*, de modo que estudos com adultos jovens também foram incluídos na referida compilação.

Tabela 5 - Mudanças na arquitetura muscular com o treinamento de força com diferentes tipos de contração muscular em humanos

Estudo	Metodologia	Amostra	Músculos estudados	Tipo de equipamento utilizado	Resultados
Blazevich <i>et al.</i> (2007)	10 semanas de treinamento dos extensores do joelho concêntrico vs excêntrico	24 homens e mulheres (22,75±1,45 anos) previamente destreinados	Vasto lateral	Dinamômetro isocinético	Aumento no comprimento dos fascículos e no ângulo de penação em ambos os grupos
Reeves <i>et al.</i> (2009)	14 semanas de treinamento dos extensores do joelho convencional vs excêntrico	19 homens (70,5±3,5 anos) previamente destreinados	Vasto lateral	Equipamento de extensão de joelhos e pressão de pernas (<i>leg press</i>)	Aumento do comprimento dos fascículos em ambos os grupos e aumento do ângulo de penação apenas no grupo conc
Potier <i>et al.</i> (2009)	8 semanas de treinamento excêntrico dos flexores do joelho vs grupo controle	22 homens (27±0,8 anos) previamente destreinados	Bíceps femoral	Equipamento de flexão de joelhos	Aumento no comprimento dos fascículos e nenhuma mudança no ângulo de penação
Baptista <i>et al.</i> (2011) no prelo	12 semanas de treinamento dos extensores do joelho concêntrico vs excêntrico em idosos	23 homens (62,74±2,20) anos previamente destreinados	Vasto lateral	Equipamento de extensão de joelhos	Redução no comprimento dos fascículos e aumento no ângulo de penação em ambos os grupos

Por fim, mas não menos importante, cabe destacar que em nosso estudo detectamos uma melhora funcional nos idosos estudados, avaliada por meio do teste *Time Up and Go* na qual verificamos uma redução significativa no tempo para conclusão do teste de 5,20±0,88 para 4,38±0,50 segundos. Além disso, que seja do nosso conhecimento, este é o primeiro estudo a verificar aumento no comprimento tendíneo por meio do treinamento de força, talvez como um mecanismo

compensatório a redução encontrada no comprimento dos fascículos, tendo em vista a indivisibilidade da unidade músculo-tendão.

4.3 Conclusão

A partir dos resultados do presente estudo, concluímos que no grupo de idosos avaliados o treinamento de força concêntrico ou excêntrico trazem adaptações semelhantes na arquitetura muscular do vasto lateral (aumento no ângulo de penação, redução no comprimento dos fascículos e manutenção espessura muscular), aumento no comprimento do tendão patelar e aumento nas propriedades mecânicas do quadríceps (aumento no torque produzido em praticamente todos os ângulos e velocidades, mas sem deslocamento do ângulo ou velocidade de pico de torque).

Todavia, verificamos que o treinamento excêntrico trouxe um aumento significativo na área de seção transversa do tendão patelar, o que não foi verificado no treinamento concêntrico, e um aumento mais consistente da força de 5 RM ao longo do programa de treinamento, conforme discutido anteriormente. Adicionalmente nossos resultados sugerem que a ativação muscular dos músculos do quadríceps avaliada pela relação RMS x ângulo sofreu um aumento em um número maior dos ângulos articulares avaliados, enquanto que na relação RMS x velocidade estes resultados parecem variar de acordo com o músculo estudado.

Porém, nossa principal conclusão está relacionada com as evidências que sugerem que o tipo de equipamento de musculação utilizado no treinamento de força pode ser determinante nas adaptações morfológicas obtidas.

REFERÊNCIAS

1. IBGE. Projeção da População do Brasil por Sexo e Idade Para O Período 1980-2050. 2008 [23/04/2011]; Available from: http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/projecao_da_populacao/2008/projecao.pdf.
2. Gorman M. Development and the rights of older people. The Ageing and Development Report 1999.
3. Brasil. Estatuto do Idoso. Ministério da Saúde; 2009 [cited 2011 23/04/2011]; Available from: http://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/estatuto_idoso_2ed.pdf.
4. Beard J. A global perspective on population ageing. *European Geriatric Medicine*. 2010;1(4):205-6.
5. Stein CM, I. A Life Course Perspective of Maintaining Independence in Older Age. 1999 [23/04/2011]; Available from: http://whqlibdoc.who.int/hq/1999/WHO_HSC_AHE_99.2_life.pdf.
6. Lutz W, Sanderson W, Scherbov S. The coming acceleration of global population ageing. *Nature*. 2008;451(7179):716-9.
7. Harper S. Addressing the implications of global ageing. *Journal of Population Research*. 2006;23(2):205-23.
8. Palacios R. The future of global ageing. *International journal of epidemiology*. 2002;31(4):786-91. Epub 2002/08/15.
9. WHO. WHO Global report on falls Prevention in older Age. 2007 [23/04/2011]; Available from: http://www.who.int/ageing/publications/Falls_prevention7March.pdf
10. Rodriguez Perracini M, Ramos LR. Fall-related factors in a cohort of elderly community residents. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. 2002;36(6):709-16.
11. Hendrie D, Hall SE, Arena G, Legge M. Health system costs of falls of older adults in Western Australia. *Australian health review : a publication of the Australian Hospital Association*. 2004;28(3):363-73. Epub 2004/12/15.
12. Scuffham P, Chaplin S, Legood R. Incidence and costs of unintentional falls in older people in the United Kingdom. *Journal of epidemiology and community health*. 2003;57(9):740-4. Epub 2003/08/23.

13. Kirkwood TB. Understanding ageing from an evolutionary perspective. *Journal of internal medicine*. 2008;263(2):117-27. Epub 2008/01/30.
14. Trifunovic A, Larsson NG. Mitochondrial dysfunction as a cause of ageing. *Journal of Internal Medicine*. 2008;263(2):167-78.
15. Lanza IR, Nair KS. Mitochondrial function as a determinant of life span. *Pflugers Archiv European Journal of Physiology*. 2010;459(2):277-89.
16. Chatzidaki E. Aging: Is caloric restriction anti-aging? *Archives of Hellenic Medicine*. 2010;27(4):599-606.
17. Bordone L, Guarente L. Calorie restriction, SIRT1 and metabolism: understanding longevity. *Nature reviews Molecular cell biology*. 2005;6(4):298-305. Epub 2005/03/16.
18. Guarente L, Picard F. Calorie restriction - The SIR2 connection. *Cell*. 2005;120(4):473-82.
19. Lin SJ, Kaeberlein M, Andalis AA, Sturtz LA, Defossez PA, Culotta VC, et al. Calorie restriction extends *Saccharomyces cerevisiae* lifespan by increasing respiration. *Nature*. 2002;418(6895):344-8.
20. Carrillo AE, Flouris AD. Caloric restriction and longevity: effects of reduced body temperature. *Ageing research reviews*. 2011;10(1):153-62. Epub 2010/10/26.
21. Redman LM, Martin CK, Williamson DA, Ravussin E. Effect of caloric restriction in non-obese humans on physiological, psychological and behavioral outcomes. *Physiology & behavior*. 2008;94(5):643-8. Epub 2008/05/27.
22. Fontana L. Neuroendocrine factors in the regulation of inflammation: Excessive adiposity and calorie restriction. *Experimental Gerontology*. 2009;44(1-2):41-5.
23. Yang H, Youm YH, Nakata C, Dixit VD. Chronic caloric restriction induces forestomach hypertrophy with enhanced ghrelin levels during aging. *Peptides*. 2007;28(10):1931-6. Epub 2007/09/19.
24. Olshansky SJ, Hayflick L, Carnes BA. Position statement on human aging. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 2002;57(8):B292-7. Epub 2002/07/30.
25. Minor RK, Allard JS, Younts CM, Ward TM, de Cabo R. Dietary interventions to extend life span and health span based on calorie restriction. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 2010;65(7):695-703. Epub 2010/04/08.

26. Morley JE. Weight loss in the nursing home. *Journal of the American Medical Directors Association*. 2007;8(4):201-4. Epub 2007/05/15.
27. Bales CW, Buhr G. Is obesity bad for older persons? A systematic review of the pros and cons of weight reduction in later life. *Journal of the American Medical Directors Association*. 2008;9(5):302-12. Epub 2008/06/04.
28. Bauer JM, Kaiser MJ, Sieber CC. Sarcopenia in nursing home residents. *Journal of the American Medical Directors Association*. 2008;9(8):545-51. Epub 2008/12/17.
29. Morley JE. The magic of exercise. *Journal of the American Medical Directors Association*. 2008;9(6):375-7. Epub 2008/07/01.
30. Morley JE, Anker SD, Evans WJ. Cachexia and aging: an update based on the Fourth International Cachexia Meeting. *The journal of nutrition, health & aging*. 2009;13(1):47-55. Epub 2009/01/20.
31. Thomas DR, Kamel H, Azharrudin M, Ali AS, Khan A, Javaid U, et al. The relationship of functional status, nutritional assessment, and severity of illness to in-hospital mortality. *The journal of nutrition, health & aging*. 2005;9(3):169-75. Epub 2005/05/03.
32. Stout JR, Sue Graves B, Cramer JT, Goldstein ER, Costa PB, Smith AE, et al. Effects of creatine supplementation on the onset of neuromuscular fatigue threshold and muscle strength in elderly men and women (64 - 86 years). *The journal of nutrition, health & aging*. 2007;11(6):459-64. Epub 2007/11/07.
33. Heikkinen RL. The role of physical activity in health ageing. [23/04/2011]; Available from: http://whqlibdoc.who.int/hq/1998/WHO_HPR_AHE_98.2.pdf.
34. Chodzko-Zajko WJ, Proctor DN, Fiatarone Singh MA, Minson CT, Nigg CR, Salem GJ, et al. American College of Sports Medicine position stand. Exercise and physical activity for older adults. *Medicine and science in sports and exercise*. 2009;41(7):1510-30. Epub 2009/06/12.
35. Hepple RT. Sarcopenia--a critical perspective. *Science of aging knowledge environment [electronic resource]* : SAGE KE. 2003;2003(46).
36. Reeves ND, Maganaris CN, Narici MV. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *The Journal of physiology*. 2003;548(Pt 3):971-81. Epub 2003/03/11.

37. Kawakami Y, Abe T, Kuno SY, Fukunaga T. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1995;72(1-2):37-43. Epub 1995/01/01.
38. Kawakami Y, Muraoka Y, Kubo K, Suzuki Y, Fukunaga T. Changes in muscle size and architecture following 20 days of bed rest. *Journal of gravitational physiology : a journal of the International Society for Gravitational Physiology*. 2000;7(3):53-9. Epub 2002/07/19.
39. Reeves NJ, Maganaris CN, Ferretti G, Narici MV. Influence of simulated microgravity on human skeletal muscle architecture and function. *Journal of gravitational physiology : a journal of the International Society for Gravitational Physiology*. 2002;9(1):P153-4. Epub 2004/03/09.
40. de Boer MD, Seynnes OR, di Prampero PE, Pisot R, Mekjavic IB, Biolo G, et al. Effect of 5 weeks horizontal bed rest on human muscle thickness and architecture of weight bearing and non-weight bearing muscles. *European journal of applied physiology*. 2008;104(2):401-7. Epub 2008/03/06.
41. Karamanidis K, Arampatzis A. Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running. *Journal of biomechanics*. 2006;39(3):406-17. Epub 2006/01/04.
42. Lieber RL, Friden J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & nerve*. 2000;23(11):1647-66. Epub 2000/10/31.
43. Hepple RT. Sarcopenia--a critical perspective. *Science of aging knowledge environment : SAGE KE*. 2003;2003(46):pe31. Epub 2003/11/25.
44. Kraemer WJ, Hakkinen K, Newton RU, Nindl BC, Volek JS, McCormick M, et al. Effects of heavy-resistance training on hormonal response patterns in younger vs. older men. *J Appl Physiol*. 1999;87(3):982-92. Epub 1999/09/14.
45. Izquierdo M, Hakkinen K, Ibanez J, Garrues M, Anton A, Zuniga A, et al. Effects of strength training on muscle power and serum hormones in middle-aged and older men. *J Appl Physiol*. 2001;90(4):1497-507. Epub 2001/03/15.
46. Hunter GR, McCarthy JP, Bamman MM. Effects of resistance training on older adults. *Sports Med*. 2004;34(5):329-48. Epub 2004/04/27.
47. Kalapotharakos VI, Michalopoulos M, Tokmakidis SP, Godolias G, Gourgoulis V. Effects of a heavy and a moderate resistance training on functional performance in

- older adults. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2005;19(3):652-7. Epub 2005/08/13.
48. Roubenoff R, Hughes VA. Sarcopenia: current concepts. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 2000;55(12):M716-24. Epub 2000/12/29.
49. Iannuzzi-Sucich M, Prestwood KM, Kenny AM. Prevalence of sarcopenia and predictors of skeletal muscle mass in healthy, older men and women. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 2002;57(12):M772-7. Epub 2002/11/29.
50. Narici MV, Maganaris CN. Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. *Journal of Anatomy*. 2006;208(4):433-43.
51. Narici MV, Maganaris CN. Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. *Journal of anatomy*. 2006;208(4):433-43. Epub 2006/04/28.
52. Narici MV, Maganaris CN, Reeves ND, Capodaglio P. Effect of aging on human muscle architecture. *J Appl Physiol*. 2003;95(6):2229-34. Epub 2003/07/08.
53. Kubo K, Kanehisa H, Azuma K, Ishizu M, Kuno SY, Okada M, et al. Muscle architectural characteristics in women aged 20-79 years. *Medicine and science in sports and exercise*. 2003;35(1):39-44. Epub 2003/01/25.
54. Morse CI, Thom JM, Birch KM, Narici MV. Changes in triceps surae muscle architecture with sarcopenia. *Acta physiologica Scandinavica*. 2005;183(3):291-8. Epub 2005/03/04.
55. Morse CI, Thom JM, Reeves ND, Birch KM, Narici MV. In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. *J Appl Physiol*. 2005;99(3):1050-5. Epub 2005/05/21.
56. Kubo K, Kanehisa H, Azuma K, Ishizu M, Kuno SY, Okada M, et al. Muscle architectural characteristics in young and elderly men and women. *International journal of sports medicine*. 2003;24(2):125-30. Epub 2003/04/02.
57. Hortobagyi T, Dempsey L, Fraser D, Zheng D, Hamilton G, Lambert J, et al. Changes in muscle strength, muscle fibre size and myofibrillar gene expression after immobilization and retraining in humans. *The Journal of physiology*. 2000;524 Pt 1:293-304. Epub 2000/04/04.

58. Reeves ND, Narici MV, Maganaris CN. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *J Appl Physiol*. 2004;96(3):885-92. Epub 2003/10/28.
59. Reeves ND, Narici MV, Maganaris CN. In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age. *Experimental physiology*. 2004;89(6):675-89. Epub 2004/08/26.
60. Narici MV, Maganaris C, Reeves N. Myotendinous alterations and effects of resistive loading in old age. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2005;15(6):392-401. Epub 2005/11/19.
61. Morse CI, Thom JM, Davis MG, Fox KR, Birch KM, Narici MV. Reduced plantarflexor specific torque in the elderly is associated with a lower activation capacity. *European Journal of Applied Physiology*. 2004;92(1-2):219-26.
62. Rassier DE, Tubman LA, MacIntosh BR. Inhibition of Ca²⁺ release in rat atrophied gastrocnemius muscle. *Experimental physiology*. 1997;82(4):665-76. Epub 1997/07/01.
63. Lieber RL, Friden J. Clinical significance of skeletal muscle architecture. *Clinical orthopaedics and related research*. 2001(383):140-51. Epub 2001/02/24.
64. Blazeovich AJ. Effects of physical training and detraining, immobilisation, growth and aging on human fascicle geometry. *Sports Med*. 2006;36(12):1003-17. Epub 2006/11/25.
65. Izquierdo M, Ibanez J, K HA, Kraemer WJ, Larrion JL, Gorostiaga EM. Once weekly combined resistance and cardiovascular training in healthy older men. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004;36(3):435-43. Epub 2004/04/13.
66. Henwood TR, Taaffe DR. Short-term resistance training and the older adult: the effect of varied programmes for the enhancement of muscle strength and functional performance. *Clinical physiology and functional imaging*. 2006;26(5):305-13. Epub 2006/08/31.
67. Burt J, Wilson R, Willardson JM. A comparison of once versus twice per week training on leg press strength in women. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2007;47(1):13-7. Epub 2007/03/21.
68. Kemmler WK, Lauber D, Engelke K, Weineck J. Effects of single- vs. multiple-set resistance training on maximum strength and body composition in trained

- postmenopausal women. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2004;18(4):689-94. Epub 2004/12/03.
69. Trappe S, Williamson D, Godard M. Maintenance of whole muscle strength and size following resistance training in older men. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 2002;57(4):B138-43. Epub 2002/03/23.
70. Vincent KR, Braith RW, Feldman RA, Kallas HE, Lowenthal DT. Improved cardiorespiratory endurance following 6 months of resistance exercise in elderly men and women. *Archives of internal medicine*. 2002;162(6):673-8. Epub 2002/03/26.
71. Carpinelli RN, Otto RM. Strength training. Single versus multiple sets. *Sports Med*. 1998;26(2):73-84. Epub 1998/10/20.
72. Hass CJ, Garzarella L, de Hoyos D, Pollock ML. Single versus multiple sets in long-term recreational weightlifters. *Medicine and science in sports and exercise*. 2000;32(1):235-42. Epub 2000/01/27.
73. Phillips WT, Ziuraitis JR. Energy cost of single-set resistance training in older adults. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2004;18(3):606-9. Epub 2004/08/24.
74. Phillips WT, Benton MJ, Wagner CL, Riley C. The effect of single set resistance training on strength and functional fitness in pulmonary rehabilitation patients. *Journal of cardiopulmonary rehabilitation*. 2006;26(5):330-7. Epub 2006/09/28.
75. Schlumberger A, Stec J, Schmidtbleicher D. Single- vs. multiple-set strength training in women. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2001;15(3):284-9. Epub 2001/11/17.
76. Rhea MR, Alvar BA, Burkett LN. Single versus multiple sets for strength: a meta-analysis to address the controversy. *Research quarterly for exercise and sport*. 2002;73(4):485-8. Epub 2002/12/24.
77. Macaluso A, De Vito G. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *European journal of applied physiology*. 2004;91(4):450-72. Epub 2003/11/26.
78. Westing SH, Cresswell AG, Thorstensson A. Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1991;62(2):104-8. Epub 1991/01/01.
79. Westing SH, Seger JY. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics, torque output comparisons, and gravity effect torque corrections for the quadriceps

- and hamstring muscles in females. *International journal of sports medicine*. 1989;10(3):175-80. Epub 1989/06/01.
80. Westing SH, Seger JY, Karlson E, Ekblom B. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics of the quadriceps femoris in man. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1988;58(1-2):100-4. Epub 1988/01/01.
81. Goldberg AL, Etlinger JD, Goldspink DF, Jablecki C. Mechanism of work induced hypertrophy of skeletal muscle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1975;7(4):248-61.
82. Hather BM, Tesch PA, Buchanan P, Dudley GA. Influence of eccentric action of skeletal muscle adaptations to resistance training. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1991;143(2):177-85.
83. Higbie EJ, Cureton KJ, Warren GL, 3rd, Prior BM. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol*. 1996;81(5):2173-81. Epub 1996/11/01.
84. Hortobagyi T, Hill JP, Houmard JA, Fraser DD, Lambert NJ, Israel RG. Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *J Appl Physiol*. 1996;80(3):765-72. Epub 1996/03/01.
85. Nickols-Richardson SM, Miller LE, Wootten DF, Ramp WK, Herbert WG. Concentric and eccentric isokinetic resistance training similarly increases muscular strength, fat-free soft tissue mass, and specific bone mineral measurements in young women. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*. 2007;18(6):789-96. Epub 2007/02/01.
86. Grimby G, Aniansson A, Hedberg M, Henning GB, Grangard U, Kvist H. Training can improve muscle strength and endurance in 78- to 84-yr-old men. *Journal of Applied Physiology*. 1992;73(6):2517-23.
87. Blazeovich AJ, Cannavan D, Coleman DR, Horne S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol*. 2007;103(5):1565-75. Epub 2007/08/25.
88. Butterfield TA, Herzog W. The magnitude of muscle strain does not influence serial sarcomere number adaptations following eccentric exercise. *Pflugers Archiv European Journal of Physiology*. 2006;451(5):688-700.

89. Lynn R, Morgan DL. Decline running produces more sarcomeres in rat vastus intermedius muscle fibers than does incline running. *Journal of Applied Physiology*. 1994;77(3):1439-44.
90. Lynn R, Talbot JA, Morgan DL. Differences in rat skeletal muscles after incline and decline running. *Journal of Applied Physiology*. 1998;85(1):98-104.
91. Huxley AF, Niedergerke R. Structural changes in muscle during contraction; interference microscopy of living muscle fibres. *Nature*. 1954;173(4412):971-3. Epub 1954/05/22.
92. Flitney FW, Hirst DG. Cross-bridge detachment and sarcomere 'give' during stretch of active frog's muscle. *Journal of Physiology*. 1978;Vol. 276:449-65.
93. Stauber WT. Eccentric action of muscles: physiology, injury, and adaptation. *Exercise and sport sciences reviews*. 1989;17:157-85. Epub 1989/01/01.
94. Nardone A, Romano C, Schieppati M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *The Journal of physiology*. 1989;409:451-71. Epub 1989/02/01.
95. McDonagh MJ, Davies CT. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1984;52(2):139-55. Epub 1984/01/01.
96. Eng J. Sample size estimation: How many individuals should be studied? *Radiology*. 2003;227(2):309-13.
97. Suetta C, Andersen JL, Dalgas U, Berget J, Koskinen S, Aagaard P, et al. Resistance training induces qualitative changes in muscle morphology, muscle architecture, and muscle function in elderly postoperative patients. *J Appl Physiol*. 2008;105(1):180-6. Epub 2008/04/19.
98. Reeves ND, Maganaris CN, Longo S, Narici MV. Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. *Experimental physiology*. 2009;94(7):825-33. Epub 2009/04/28.
99. Hansen P, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(1):54-8. Epub 2005/09/27.
100. Pearson SJ, Burgess K, Onambele GN. Creep and the in vivo assessment of human patellar tendon mechanical properties. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(6):712-7. Epub 2007/04/10.

101. Ferri A, Scaglioni G, Pousson M, Capodaglio P, Van Hoecke J, Narici MV. Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age. *Acta Physiologica Scandinavica*. 2003;177(1):69-78.
102. Herzog W, ter Keurs HE. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. *Pflugers Archiv : European journal of physiology*. 1988;411(6):642-7. Epub 1988/06/01.
103. Merletti R. Surface electromyography: The SENIAM project. *Europa Medicophysica*. 2000;36(4):167-9.
104. Kubo K, Komuro T, Ishiguro N, Tsunoda N, Sato Y, Ishii N, et al. Effects of low-load resistance training with vascular occlusion on the mechanical properties of muscle and tendon. *Journal of applied biomechanics*. 2006;22(2):112-9. Epub 2006/07/28.
105. Kubo K, Yata H, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *European journal of applied physiology*. 2006;96(3):305-14. Epub 2005/12/06.
106. Urlando A, Hawkins D. Achilles tendon adaptation during strength training in young adults. *Medicine and science in sports and exercise*. 2007;39(7):1147-52. Epub 2007/06/29.
107. Roig M, O'Brien K, Kirk G, Murray R, McKinnon P, Shadgan B, et al. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2009;43(8):556-68. Epub 2008/11/05.
108. Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*. 1996;81(6):2339-46.
109. Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, Yue GH. Greater movement-related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. *Journal of Neurophysiology*. 2001;86(4):1764-72.
110. Stanish WD, Rubinovich RM, Curwin S. Eccentric exercise in chronic tendinitis. *Clinical orthopaedics and related research*. 1986(208):65-8. Epub 1986/07/01.
111. Fyfe I, Stanish WD. The use of eccentric training and stretching in the treatment and prevention of tendon injuries. *Clinics in Sports Medicine*. 1992;11(3):601-24.

112. Rees JD, Lichtwark GA, Wolman RL, Wilson AM. Comment on: The mechanism for efficacy of eccentric loading in Achilles tendon injury: An in vivo study in humans: Reply. *Rheumatology*. 2009;48(2):203.
113. Rutherford OM, Jones DA. The role of learning and coordination in strength training. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1986;55(1):100-5. Epub 1986/01/01.
114. Rees JD, Lichtwark GA, Wolman RL, Wilson AM. The mechanism for efficacy of eccentric loading in Achilles tendon injury; an in vivo study in humans. *Rheumatology*. 2008;47(10):1493-7.
115. Seynnes OR, de Boer M, Narici MV. Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol*. 2007;102(1):368-73. Epub 2006/10/21.
116. Kongsgaard M, Reitelseder S, Pedersen TG, Holm L, Aagaard P, Kjaer M, et al. Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol (Oxf)*. 2007;191(2):111-21. Epub 2007/05/26.
117. Blazevich AJ, Gill ND, Deans N, Zhou S. Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training. *Muscle & nerve*. 2007;35(1):78-86. Epub 2006/10/14.
118. Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1980;62(5):749-57. Epub 1980/07/01.
119. Biewener AA, Farley CT, Roberts TJ, Temaner M. Muscle mechanical advantage of human walking and running: implications for energy cost. *J Appl Physiol*. 2004;97(6):2266-74. Epub 2004/07/20.
120. Bobbert MF, Mackay M, Schinkelshoek D, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1986;54(6):566-73. Epub 1986/01/01.
121. Close RI. Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiological reviews*. 1972;52(1):129-97. Epub 1972/01/01.
122. Herzog W, Guimaraes AC, Anton MG, Carter-Erdman KA. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Medicine and science in sports and exercise*. 1991;23(11):1289-96. Epub 1991/11/01.

123. Herzog W, Kamal S, Clarke HD. Myofilament lengths of cat skeletal muscle: theoretical considerations and functional implications. *Journal of biomechanics*. 1992;25(8):945-8. Epub 1992/08/01.
124. Herzog W, Leonard TR, Renaud JM, Wallace J, Chaki G, Bornemisza S. Force-length properties and functional demands of cat gastrocnemius, soleus and plantaris muscles. *Journal of biomechanics*. 1992;25(11):1329-35. Epub 1992/11/01.
125. Huijing PA, Nieberg SM, vd Veen EA, Ettema GJ. A comparison of rat extensor digitorum longus and gastrocnemius medialis muscle architecture and length-force characteristics. *Acta anatomica*. 1994;149(2):111-20. Epub 1994/01/01.
126. Baptista RR, Vaz, MA. Arquitetura muscular e envelhecimento: adaptação funcional e aspectos clínicos. Revisão da literatura. *Fisioter Pesq*. 2009;16(4):368-73.
127. Zhou S. Chronic neural adaptations to unilateral exercise: mechanisms of cross education. *Exerc Sport Sci Rev*. 2000;28(4):177-84. Epub 2000/11/07.
128. Shima N, Ishida K, Katayama K, Morotome Y, Sato Y, Miyamura M. Cross education of muscular strength during unilateral resistance training and detraining. *Eur J Appl Physiol*. 2002;86(4):287-94. Epub 2002/05/07.
129. Munn J, Herbert RD, Gandevia SC. Contralateral effects of unilateral resistance training: a meta-analysis. *J Appl Physiol*. 2004;96(5):1861-6. Epub 2004/04/13.
130. Munn J, Herbert RD, Hancock MJ, Gandevia SC. Training with unilateral resistance exercise increases contralateral strength. *J Appl Physiol*. 2005;99(5):1880-4. Epub 2005/07/19.
131. Moritani T, deVries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American journal of physical medicine*. 1979;58(3):115-30. Epub 1979/06/01.
132. Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*. 1988;20(5 Suppl):S135-45. Epub 1988/10/01.
133. Kubo K, Ikebukuro T, Yaeshima K, Kanehisa H. Effects of different duration contractions on elasticity, blood volume, and oxygen saturation of human tendon in vivo. *European journal of applied physiology*. 2009;106(3):445-55. Epub 2009/03/24.
134. Kubo K, Ikebukuro T, Yaeshima K, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H. Effects of static and dynamic training on the stiffness and blood volume of tendon in vivo. *J Appl Physiol*. 2009;106(2):412-7. Epub 2008/12/30.

135. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *The Journal of physiology*. 2001;536(Pt 2):649-55. Epub 2001/10/16.
136. Kubo K, Kanehisa H, Ito M, Fukunaga T. Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*. 2001;91(1):26-32. Epub 2001/06/16.
137. Narici MV, Maganaris CN. Plasticity of the muscle-tendon complex with disuse and aging. *Exercise and sport sciences reviews*. 2007;35(3):126-34. Epub 2007/07/11.
138. Biolo G, Heer M, Narici M, Strollo F. Microgravity as a model of ageing. *Current Opinion in Clinical Nutrition and Metabolic Care*. 2003;6(1):31-40.
139. Enoka RM. Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Medicine*. 1988;6(3):146-68.
140. Duchateau J, Enoka RM. Neural control of shortening and lengthening contractions: Influence of task constraints. *Journal of Physiology*. 2008;586(24):5853-64.
141. Duclay J, Martin A, Robbe A, Pousson M. Spinal reflex plasticity during maximal dynamic contractions after eccentric training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2008;40(4):722-34.
142. Housh DJ, Housh TJ, Weir JP, Weir LL, Evetovich TK, Donlin PE. Effects of unilateral eccentric-only dynamic constant external resistance training on quadriceps femoris cross-sectional area. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 1998;12(3):192-8.
143. Visnes H, Bahr R. The evolution of eccentric training as treatment for patellar tendinopathy (jumper's knee): A critical review of exercise programmes. *British Journal of Sports Medicine*. 2007;41(4):217-23.
144. Guilhem G, Guével A, Cornu C. A standardization method to compare isotonic vs. isokinetic eccentric exercises. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010;20(5):1000-6.
145. Guilhem G, Cornu C, Guével A. Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Adaptations neuromusculaires et musculo-tendineuses à l'exercice excentrique isotonique et isocinétique*. 2010;53(5):319-41.

146. Potier TG, Alexander CM, Seynnes OR. Effects of eccentric strength training on biceps femoris muscle architecture and knee joint range of movement. *European Journal of Applied Physiology*. 2009;105(6):939-44.
147. Morgan DL, Allen DG. Early events in stretch-induced muscle damage. *J Appl Physiol*. 1999;87(6):2007-15. Epub 1999/12/22.
148. Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Medicine and science in sports and exercise*. 2001;33(5):783-90. Epub 2001/04/27.
149. Kilgallon M, Donnelly AE, Shafat A. Progressive resistance training temporarily alters hamstring torque-angle relationship. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2007;17(1):18-24. Epub 2007/02/20.
150. Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P, Leffers AM, Wagner A, Magnusson SP, et al. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *The Journal of physiology*. 2001;534(Pt. 2):613-23. Epub 2001/07/17.
151. Blazevich AJ, Sharp NC. Understanding muscle architectural adaptation: macro- and micro-level research. *Cells, tissues, organs*. 2005;181(1):1-10. Epub 2006/01/28.