

TECIDOS BIOLÓGICOS E SUAS FORMAS DE ADAPTAÇÃO

Hildegard Hedwig Pohl¹, Éboni Marília Reuter², Fernando Marciano Vieira², Renan Trevisan Jost², Ruane Bockius Montegro²

RESUMO

Os diferentes tecidos biológicos que compõem o sistema locomotor têm propriedades específicas e como decorrência comportamentos diferenciados em resposta ao estresse, não obstante requerem certa quantidade de função e tensão. Considerando que os tecidos biológicos reagem de forma diferente ao estresse a que são submetidos, este artigo objetiva discorrer sobre as propriedades físicas e mecânicas dos tecidos biológicos do sistema locomotor, a fim de possibilitar um maior embasamento nas proposições de intervenção preventivas ou de reabilitação no campo da atividade física. Além disso, consideramos a escassez de material atualizado sobre este assunto, dificultando assim a atualização dos que utilizam deste conhecimento para efetivar sua terapêutica. Para isso, foi abordado cada tecido de forma isolada, para analisarmos suas características individuais e como ocorrem suas adaptações.

Palavras-Chave: fenômenos fisiológicos; estresse metabólico; biomecânica.

BIOLOGICAL TISSUES AND ITS ADAPTING FORMS

ABSTRACT

The different biological tissues that compose the locomotor system have specific properties and as a result a differentiated behavior in response to stress, nevertheless they require a certain amount of tension and function. Whereas biological tissues react differently to the stresses they are subjected, this article aims to discuss the physical and mechanical properties of biological tissues of the locomotor system, in order to subsidize the health professional who works with prevention or physical rehabilitation and therefore his intervention may obtain greater success. Moreover, it has been considered the lack of updated material about the subject and thus hindering the update from users of this knowledge to make effective their therapy. For this it was approached each tissue in isolation to analyze its individual characteristics and how its adaptations occur.

Keywords: physiological phenomena; metabolic stress; biomechanics.

¹ Doutora em Desenvolvimento Regional e professora da Universidade de Santa Cruz do Sul – UNISC.

² Acadêmicos do curso de Fisioterapia da Universidade de Santa Cruz do Sul.

INTRODUÇÃO

Presentes nas diferentes estruturas que compõem o sistema locomotor, os tecidos biológicos são constituídos por células especializadas na realização de funções corporais, apresentando propriedades específicas com capacidade de transformar suas estruturas frente às demandas ambientais e funcionais¹. O processo adaptativo se efetiva particularmente nos ossos, ligamentos, tendões e músculos, a partir de mecanismos que atuam nos tecidos em decorrência de cargas mecânicas e movimentos, sofrendo, o desempenho mecânico destas estruturas, a influência da composição, proporção e deposição dos materiais biológicos que constituem o tecido conectivo². Estruturas constituídas em sua maior parte por água, glicosaminoglicanas (GAG), fibras de colágeno e elastina, portanto com propriedades específicas¹, tem como decorrência comportamentos diferentes frente ao estresse a que são submetidos. Ainda que não seja possível explorar totalmente as relações entre as cargas mecânicas e as adaptações do tecido biológico, tem-se evidenciado aspectos que permitem entender alguns dos fatores que regem seu comportamento e principalmente os mecanismos de controle³.

Quando uma força é aplicada sobre um corpo, dois fenômenos são observados: o estresse e a deformação (*stress-strain*). O estresse ou a tensão é a resistência interna das moléculas de um corpo em oposição à ação de forças externas. Quando o tecido é estressado somente em seu limite elástico, o mesmo retorna a sua forma e comprimento original após a remoção da força aplicada². Neste caso, a deformação do material não será permanente. Ao ultrapassar o limite elástico do tecido e ingressando na região plástica, a continuidade da força levará a uma deformação permanente, e como consequência o tecido não retornará ao seu estado original. Definindo-se, portanto, a deformação como uma alteração dimensional de um corpo submetido a forças externas⁴.

Os tecidos biológicos requerem certa quantidade de função e tensão para se manterem íntegros, podendo a tensão insuficiente resultar em mudanças atroficas, assim como, se a tensão induzida aos tecidos exceder o limiar de deformação, induzirá a mudanças degenerativas³. Teoricamente, o controle das cargas mecânicas permitiria uma dosagem capaz de produzir adaptações biopositivas, que são modificações na estrutura e função do sistema musculoesquelético, como o crescimento e desenvolvimento normais com incremento na capacidade funcional; ou mesmo buscar suprimir as indesejáveis adaptações bionegativas, que resultam de carga insuficiente ou excessiva. Infelizmente operacionalizar tal dosagem não é tarefa simples. A primeira dificuldade refere-se à determinação dos limites de tolerância mecânica dos diferentes tecidos biológicos. Ao considerar que eles fornecem limites a partir dos quais se deve nortear a aplicação das cargas mecânicas, conhecê-los torna-se crucial^{3,5}.

Cabe ressaltar que estes limites estão relacionados com características do tecido biológico que lhes confere a capacidade adaptativa tanto por suas propriedades mecânicas quanto físicas. Dentre as mecânicas estão a elasticidade, que consiste da “capacidade de um material retornar ao seu comprimento e forma original após” cessada a força⁴; a viscoelasticidade, que tem como característica a deformação e recuperação gradual do material em resposta a aplicação e retirada de uma carga⁶; e a plasticidade, que implica na deformação permanente dos tecidos biológicos³.

Entre as propriedades físicas dos tecidos teremos o *creep*, que se caracteriza por uma deformação contínua durante a aplicação de uma carga constante em um determinado período de tempo⁶; o relaxamento ao estresse, que se constitui de uma redução progressiva da resistência oferecida pelo material em um período de tempo⁷; e a histerese, propriedade física diretamente relacionada com a perda de energia na forma de calor, após a aplicação e retirada de uma carga¹. Embora o tecido conjuntivo apresente formas variadas em todo o corpo, ele tem uma propriedade comum que é a viscoelasticidade⁴. Nesta propriedade mecânica observa-se que parte da energia criada durante o estiramento ou compressão pode dissipar-se na forma de calor, não estando esta energia, disponível no momento da recuperação. Essa perda de energia (energia dispendida e

energia readquirida) é característica da propriedade física da histerese. Esse é um exemplo da interação entre as propriedades mecânicas e físicas.

Ao contrário dos outros tecidos biológicos, cujas propriedades dependem primariamente de seus constituintes celulares, as características do tecido conectivo são determinadas pela quantidade, tipo e organização da matriz extracelular¹. Este tecido tem como função principal fornecer suporte estrutural e funcional aos outros tecidos corporais, estando presente nos ossos, tendões, ligamentos, cápsulas, cartilagens e envoltórios musculares.

Desse modo, aprofundar o conhecimento do comportamento desses tecidos e de seu mecanismo de adaptação é o objetivo do presente texto, subsidiando a intervenção e o profissional da saúde que trabalha com prevenção ou reabilitação física.

1. Tecidos Biológicos

1.1 Osso

Primeiramente analisaremos algumas características do tecido ósseo, que é considerado um tecido elástico, que tem como papel principal sustentar as cargas aplicadas pelo deslocamento fisiológico. Pela ação das cargas mecânicas são desencadeadas microdeformações ósseas, sendo que na mesma medida as células osteoblásticas são estimuladas, promovendo adaptações, se associando muitas vezes a uma menor reabsorção óssea e um aumento na formação óssea local. Entretanto, os estímulos para formação óssea são dependentes do número e da frequência das deformações aplicadas no tecido. Trata-se, portanto, de um tecido adaptativo em contínua transformação em sua estrutura e função, decorrente tanto das forças mecânicas quanto das demandas metabólicas⁸. Para tanto, conta com um mecanismo reparador que está constantemente em ação promovendo deposição e reabsorção óssea, processo denominado remodelamento, que mantém as características desta estrutura e se reflete nas mudanças da forma externa e arquitetura interna⁹.

Participam do processo de remodelamento três tipos principais de células do tecido ósseo: osteoblastos, osteoclastos e osteócitos, correspondendo ao último a 90-95% de todas as células ósseas. Embora os osteoblastos e os osteoclastos tenham sido considerados os protagonistas na remodelação óssea, estudos recentes, observando o comportamento dos osteócitos, constataram que estes também respondem ao estímulo mecânico, e mais, que regem a remodelação óssea, pela ativação das mesmas proteínas e mediadores químicos que atuam nos osteoblastos e osteoclastos^{7,10,11}. Esta teoria não está definitivamente comprovada, mesmo assim, é amplamente divulgada^{11,12}.

Constitui-se, ainda, o fortalecimento do osso pela tensão em vários planos favorecido pela organização óssea em camadas de fibrilas colágenas cursando em diferentes direções. Esse fortalecimento progressivo das camadas de tecido ósseo aumenta a resistência e a rigidez. Também as fibras colágenas são organizadas de forma diferente, de acordo com as forças que atuam na região. Se for aplicada uma carga em compressão, este tecido absorve energia e deforma-se até a ruptura, ocorrendo fadiga e quebra quando atingida a fase plástica. Cargas de tensão no osso causam estresse de tensão e estiramento, com simultâneo fortalecimento do mesmo. Essa adaptação a exercícios de estresse aumenta a remodelação óssea, sendo o colágeno o elemento estrutural que absorve a maior parte da sobrecarga de tensão¹³.

Entretanto, a capacidade adaptativa frente a forças é demonstrada na curva denominada de “*stress-strain*”. A primeira fase desta curva chamada de “modulo ou fase elástica” mostra até que ponto essa estrutura absorve as forças físicas e retorna a sua configuração original. Na fase subsequente, denominada “modulo ou fase plástica”, a curva ilustra quando as forças aplicadas desfiguram o tecido a tal ponto que ele se deforma, rompe não retornando ao estado original. Fato que explica o processo de desmineralização óssea que ocorre em micro gravidades, na osteoporose, na imobilização por trauma, entre outros. Assim é evidente que a atividade física é

o melhor recurso para manter o osso sadio e que as terapêuticas aplicadas ao convalescente de fraturas devem respeitar esse princípio, vejamos a aplicação de forças tensivas durante a recuperação de uma fratura de fêmur, por exemplo.

Em síntese, podemos compreender a modelagem óssea como sendo o acréscimo (formação) de osso novo, enquanto que remodelagem envolve a reabsorção e a (re)formação do osso. A modelagem pode ocorrer em diferentes ritmos e constitui um processo contínuo no aumento efetivo do osso¹⁴. Em condições fisiológicas, o osso recebe de forma constante, forças compressivas e tensivas e a elas se adapta de forma a manter sempre sua densidade e integridade funcional. No outro extremo, a presença de condições patológicas, com a ocorrência de excesso ou absoluta falta da ação destas forças o osso responde de maneira a tornar-se frágil, poroso ou pouco denso.

Trata-se o osso, portanto, de um tecido sólido, constantemente submetido a estresse que condiciona seu desenvolvimento e arquitetura estrutural, adaptando-se aos estímulos mecânicos por atrofia e hipertrofia¹³. Por consequência, em resposta ao impacto da atividade física regular ocorre a hipertrofia óssea, o que costuma tornar os ossos dos indivíduos fisicamente ativos mais densos e, portanto, mais mineralizados quando comparados aos dos indivíduos sedentários. O exercício regular parece aumentar a densidade óssea, não somente nas regiões que estão sendo estressadas, mas em todo o sistema esquelético. Já a atrofia ocorre pela redução da quantidade de cálcio contida no osso, e tanto o peso quanto a resistência do osso diminuem, sendo que a desmineralização óssea tem como consequência a diminuição da força e da resistência à fratura¹⁵.

1.2 Tendões, Ligamentos e Cartilagem

Já os tendões e ligamentos são similares na composição e estrutura, consistindo de aproximadamente 70% de água, 25% de colágeno e 5% de material de sustentação e elastina. Os ligamentos possuem mais elastina que os tendões. Quanto à cartilagem, a principal diferença entre este tecido e os tendões ou ligamentos está no arranjo das fibras de colágeno. Os grupos de fibras de colágeno são ligados em grupos paralelos (tendão) ou aproximadamente em paralelo (ligamento). O arranjo paralelo produz uma estrutura que é bem rígida à tração, mas possui pequena resistência à compressão ou ao cisalhamento. A leve diferença no arranjo dos grupos das fibras de colágeno e o componente de elastina ligeiramente maior nos ligamentos os tornam menos rígidos e um pouco mais fracos do que os tendões. Mas como as fibras de colágeno dos ligamentos não estão bem alinhadas, eles podem carregar cargas que não são axiais¹⁶.

Assim como nos ossos, os tendões e ligamentos admitem a aplicação do princípio do “*stress-strain*”, estando também presentes as propriedades do “*creep*” e do relaxamento ao estresse. Este último, principalmente durante a realização de alongamentos estáticos da unidade músculo-tendínea¹. Ainda sobre esta propriedade física, encontra-se explicação, mesmo diante das controvérsias sobre o verdadeiro mecanismo do alongamento, que quando um tecido é mantido a uma deformação constante, a resistência oferecida pelo material diminui progressivamente com o tempo.

Mais uma vez, verifica-se a importância de conhecer o funcionamento dos tecidos biológicos e como podemos traçar tratamentos cíclicos efetivos para a recuperação de lesões tendíneas e ligamentares, pois a atividade física causa aumento da atividade metabólica e circulatória, aumento da síntese de matriz extracelular (aumentando a espessura do tendão) e aumento da massa seca, aumentando a resistência à tensão. Em relação às propriedades mecânicas, há aumento da resistência ao carregamento mecânico e aumento da tolerância a exercícios extremos, e consequentemente a prevenção de lesões^{17,18}.

Com relação às cartilagens articulares, sabe-se que a matriz cartilaginosa é composta por fibras colágenas (60%) e proteoglicanas, um gel dissacarídeo com afinidade pela água, o que contribui como mecanismo de adaptação às pressões. Estes componentes funcionam tal qual uma esponja saturada de água, cujo conteúdo hídrico é liberado na medida em que recebe as pressões,

reabsorvendo-o em seguida¹⁹. Portanto, a nutrição desses tecidos se dá exclusivamente através do líquido sinovial existente nas articulações, o que as torna susceptíveis ao desgaste e desnutrição causada pela falta de atividade ou trauma, e ainda à agressão do mecanismo inflamatório.

Possui como funções importantes a transferência de forças entre os ossos, distribuição/absorção de forças e na redução do atrito durante os movimentos, estando também relacionada ao *stress-stain*, sofrendo deformações e rupturas devido aos fatores agressivos decorrentes de traumas, inatividade e degeneração senil ou reumática.

A cartilagem articular transmite a carga compressiva entre os ossos nas articulações. A tensão do colágeno prende a cartilagem unida sob cargas compressivas devido ao arranjo dessas fibras serem próximas à superfície exterior da cartilagem. Algum fluido é exsudado quando a cartilagem articular é comprimida. Tal comportamento causa efeitos de relaxamento de tensões e fluência. O fluido exsudado pela cartilagem pode auxiliar na lubrificação das superfícies articulares e é reabsorvido pela mesma a medida que a tensão compressiva é reduzida¹⁶.

Algumas evidências sobre os efeitos da atividade física sobre a cartilagem são verificadas. A carga cíclica sobre este tecido promove a síntese de proteoglicanas, enquanto que, uma carga com ciclos de alta intensidade ou mantida estaticamente, ocasiona a destruição da matriz cartilaginosa¹⁹. Por outro lado, observou-se que a falta de uso trouxe danos à cartilagem articular, evidenciado pela diminuição da concentração, da síntese e da agregação de proteoglicanas, e pelo aumento da quantidade de água, fatores estes que tornam a superfície articular vulnerável ao impacto mecânico.

Desta maneira aplicam-se as mesmas recomendações para sua manutenção, sendo indicada a atividade física, pois a nutrição e crescimento da cartilagem depende do movimento articular através de uma amplitude de movimento completa, assegurando que a cartilagem articular receba os nutrientes necessários para sua manutenção. Deve-se lembrar que este tecido não possui vasos sanguíneos e nervos no adulto, sendo sua nutrição proveniente somente do fluxo do fluido, para seu interior e exterior⁴.

1.3 Músculo

Por fim o músculo, destaque por possuir o mecanismo de resposta mais rápido ao estímulo, ou a falta dele, além de ser o mais mutável dentre os tecidos biológicos, pois responde às demandas normais ou alteradas com adaptações morfológicas e funcionais²⁰. A adaptabilidade e as respostas musculares têm origem em sua composição que tem como base o tecido muscular propriamente dito e os tecidos conectivos¹. Sabe-se que a quantidade de miofibrilas é fixa e que o que ocorre é um fenômeno que conhecemos por hipertrofia.

De acordo com Lieber e Bodine-Fowler (1993) citado por Watkins (2001), todos os músculos são constituídos de fibras musculares, tendo o comprimento e a orientação das mesmas um efeito considerável sobre a função muscular. A relação entre a arquitetura e a função muscular são que a excursão (o quanto o músculo pode encurtar) e a velocidade deste encurtamento são proporcionais ao comprimento da fibra enquanto que a força é proporcional à área transversal total fisiológica das fibras musculares.

Em relação às propriedades funcionais, o músculo possui quatro, sendo elas a extensibilidade, elasticidade, irritabilidade e capacidade de desenvolver tensão. A extensibilidade é a capacidade do tecido ser estirado, ou seja, aumentar de comprimento. Sobre a função elástica, há dois componentes responsáveis. O primeiro é o componente elástico em paralelo, que oferece resistência ao músculo quando o mesmo é alongado de forma passiva, fornecido pelas membranas musculares. O segundo é o componente elástico em série, este que funciona como uma mola, armazenando energia elástica quando um músculo sob tensão é estirado, sendo o principal responsável pelo componente elástico do músculo. Os dois componentes possuem uma propriedade viscosa que permite o músculo encurtar e alongar de maneira tempo-dependente¹⁵.

Já a irritabilidade é a capacidade de responder a um estímulo, podendo ser eletroquímico ou mecânico, gerando tensão como resposta. Esta, quando originada de forma a

produzir diferença na amplitude de movimento, promovendo encurtamento muscular chama-se concêntrica. Pode também ser realizada de forma isométrica, não gerando encurtamento tampouco movimento articular, apesar disto ocorre o aumento do diâmetro do músculo. Ainda, há a contração excêntrica, a qual o músculo se alonga ao desenvolver a tensão, atuando como um mecanismo de frenagem para controlar a velocidade do movimento¹⁵.

Outro aspecto importante de se discorrer é sobre a ação dos músculos, que raramente agem de forma isolada, sendo comum falar-se a respeito da função que um músculo executa quando atua em conjunto com outros músculos para o controle articular. Quando um músculo se contrai gerando movimento na articulação, denomina-se agonista, sendo sinergista aquele que o auxilia. Os músculos com ações opostas aos motores primários podem atuar como antagonistas, desenvolvendo tensão excêntrica, sendo característico que agonistas e antagonistas estejam posicionados de forma oposta à articulação. Ademais, o músculo pode atuar como estabilizador (quando há estabilização de uma parte do corpo contra uma força particular, podendo ser esta interna – proveniente de outros músculos – ou externa), ou neutralizador, impedindo que ações acessórias indesejadas ocorram^{5,15}.

Deve-se salientar que o músculo é o único tecido capaz de desenvolver tensão de forma ativa. Essa característica possibilita que os músculos esqueléticos, ou estriados, realizem funções importantes, como manter a postura ereta do corpo, movimentar seus membros e absorver os choques¹⁵. Somente este tecido é capaz de se adaptar às forças imediatas e externas de longa duração que estão a desestabilizar o corpo. O músculo é adequado para executar esta função, visto que combina tanto com o ambiente externo quanto com os mecanismos de controle gerados pelo sistema nervoso. Sob este controle, o músculo gera tensão necessária para estabilizar as estruturas esqueléticas em diversas condições, seja ele de precisão ou força².

A força muscular é um importante elemento na recepção e transmissão de cargas na articulação por atenuar o impacto mecânico de forças geradas pelo movimento e pelo peso do corpo¹⁹. O potencial de força máxima de um músculo é proporcional à soma da área de corte transversal de todas as fibras. Ou seja, em condições fisiológicas, pode-se dizer que quanto mais calibroso o músculo, maior o potencial de força².

Em contrapartida, o desuso devido a vários fatores causa a diminuição da espessura das fibras musculares e conseqüente atrofia¹. Uma delas é a imobilização de um segmento como parte do tratamento de lesões de ordem músculo-esquelética e sabe-se que induz a alterações bionegativas tanto na massa muscular, quanto na sua extensibilidade, força e resistência. Ainda pode-se afirmar que após 48 horas de imobilização o músculo desenvolve atrofia e após 7 dias há redução em 37% de sua massa²¹.

Outro aspecto de grande relevância é o que tange à posição da imobilização. A intensidade com que ocorre a atrofia está diretamente relacionada com a posição que o membro é imobilizado. Quando realizada de forma alongada, há tensão máxima produzida em um comprimento muscular maior, enquanto que a imobilização com o músculo encurtado promove tensão máxima produzida em um comprimento muscular reduzido. Por conseguinte a imobilização com o músculo em posição de alongamento atrasa o processo atrofico por desuso. Porém o músculo antagonista imobilizado em encurtamento sofrerá os efeitos deletérios da imobilização^{1,22}.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

As propriedades físicas e mecânicas apresentadas pelos músculos, tendões, cartilagens e ligamentos contribuem para o desempenho adequado de suas funções durante atividades esportivas e da vida diária. No entanto, se as forças impostas aos tecidos não forem adequadas, não permitirá a capacidade adaptativa desses tecidos, seja por meio de cargas extremamente altas

ou baixas, ocorrem prejuízos funcionais. Encontrar o nível ideal de estresse capaz de induzir respostas desejáveis é um desafio para profissionais da atividade física e reabilitação.

Aliado a isso, é preciso lidar com a variabilidade individual, uma vez que cada indivíduo apresenta um limiar de estresse de adaptação tecidual. O conhecimento do comportamento dos tecidos biológicos à aplicação de estresse e à imobilização permitirá que os profissionais da área de reabilitação assumam condutas e tomem decisões clínicas cientificamente embasadas para que os indivíduos disponham de um tratamento mais consistente e qualificado. O excesso ou a ausência de estresse sobre os tecidos muscular e conectivo induz alterações em suas propriedades e favorece a ocorrência de lesões que podem, algumas vezes, impedir o indivíduo de realizar atividades esportivas.

Por fim, reconhecer que dominar o conhecimento acerca das especificidades de cada tecido biológico é inexorável para determinar os objetivos e condutas de um profissional da saúde quando da prescrição de um tratamento, ou mesmo quando se objetiva aprimorar uma característica tendo-se em vista a obtenção de um determinado resultado. Desta forma, conhecer as propriedades mecânicas dos tecidos se torna uma ferramenta importante para estabelecimento de metas de um treinamento ou mesmo tratamento, com parâmetros definidos sobre o comportamento para resultados esperados dos músculos, tendões, cartilagem, ligamentos e osso, frente a estímulos externos.

REFERÊNCIAS

1. Aquino CF, Viana, SO, Fonseca, ST. Comportamento biomecânico e resposta dos tecidos biológicos ao estresse e à imobilização. *Fisioter Mov.* 2(18), 35-43, 2005.
2. Neumann DA. *Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para a reabilitação física.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.
3. Amadio AC, Serrão JC. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Rev bras educ fís esp,* 21(Esp), 61-85, 2007.
4. Norkin CC, Levangie PK. *Articulações - Estrutura e Função: uma abordagem prática e abrangente.* 2. ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001.
5. Watkins J. *Estrutura e função do sistema musculoesquelético.* Porto Alegre: Artmed, 2001.
6. Engles M. Tissue response. In: Donatelli RA, Wooden MJ. *Orthopaedic Physical Therapy.* 3a. ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2001, 1-24.
7. Taylor AF, Saunders MM, Shingle DL, Cimbala JM, Zhou Z, Donahue HJ. Mechanically stimulated osteocytes regulate osteoblastic activity via gap junctions. *Am J Physiol Cell Physiol.* 292(1), 545-52, 2007.
8. Guyton AC. *Tratado de fisiologia médica.* 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.
9. Hart RT, Davy DT, Heiple KG. Mathematical modeling and numerical solutions for functionally dependent bone remodeling. *Calcif Tissue Int.* 36, 104-109, 1984.
10. Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone biology. I: Structure, blood supply, cells, matrix, and mineralization. *Instr Course Lect.* 45, 371-86, 1996.
11. Bonewald LF. Mechanosensation and transduction in osteocytes. *Bonekey Osteovision* 3(10), 7-15, 2006.
12. Duncan RL, Turner CH. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. *Calcif Tissue Int* 1995, 57(5), 344-58, 1995.

13. Diniz JS, Dionísio VC, Nicolau RA, Pacheco MTT. Propriedades mecânicas do tecido ósseo: uma revisão bibliográfica. V Encontro Latino-Americano de Pós-Graduação; 2005; São José dos Campos, São Paulo. São José dos Campos: Universidade do Vale do Paraíba; 2005, p. 189.
14. Gurgel JL. Respostas ósseas a cargas mecânicas. Rio de Janeiro: Universidade do Estado do Rio de Janeiro, 2002.
15. Hall, SJ. Biomecânica básica. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.
16. McGinnis PM. Biomecânica do esporte e exercício. São Paulo: Artmed, 2002.
17. Trudel G, Doherty GP, Koike Y, Ramachandran N, Lecompte M, Dinh L, Uhthoff, HK. Restoration of strength despite low stress and abnormal imaging after Achilles injury. Med Sci Sports Exerc. 41(11), 2009-16, 2009.
18. Laurino CFS. Atualização em Ortopedia e Traumatologia do esporte – As tendinopatias do joelho [Internet]. São Paulo: Office Editora e Publicidade Ltda. Disponível em: http://www.neo.org.br/medicos/pdf/atualizacao_tendinopatias_do_joelho.pdf.
19. Dardenne C. Um olhar crítico sobre as recomendações para a prática de atividade física. Rio de Janeiro: Fundação Oswaldo Cruz, 2004
20. Zabini R. Comparação do sinal eletromiográfico, processado no domínio do tempo, entre contrações do músculo sóleo pré e pós alongamento [trabalho de conclusão de curso]. [Cascavel]: Universidade Estadual do Oeste do Paraná, 2004. 59 p.
21. Carvalho LC, Polizello JC, Padula N, Freitas FC, Shimano AC, Mattiello-Sverzut AC. Propriedades mecânicas do gastrocnêmio eletroestimulado pós-imobilização. Acta Ortop Bras. 17(5), 269-272, 2009.
22. Matheus JPC, Gomide LB, Oliveira JGP, Volpon JB, Shimano AC. Efeitos da estimulação elétrica neuromuscular durante a imobilização nas propriedades mecânicas do músculo esquelético. Rev Bras Med Esporte. 13(1), 55-59, 2007.

Recebido em Novembro de 2009

Aceito em Fevereiro de 2010

Publicado em Junho de 2010