

PROPRIEDADES MECÂNICAS DO TECIDO ÓSSEO: UMA REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Júlia S. Diniz^{1,2}, Valdeci C. Dionísio¹, Renata A. Nicolau², Marcos T. T. Pacheco²

¹ UNAERP/Departamento de Fisioterapia, jusdiniz@yahoo.com.br;

² Universidade do Vale do Paraíba/ Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento

Resumo- Em 1892, o fisiologista alemão Julius Wolff propôs uma explicação para a distribuição destes dois tipos de estrutura designada, atualmente, por Lei de Wolff. A idéia subjacente consiste numa visão dinâmica da estrutura óssea como consequência da sua adaptabilidade às diversas solicitações externas. Num local onde as tensões mecânicas passem a ser mais elevadas existirá deposição de matéria óssea enquanto que, num outro, onde, a partir de determinado momento, as tensões diminuam substancialmente passará a existir absorção de matéria óssea. Este trabalho tem o objetivo de descrever, através de uma revisão bibliográfica, sobre as propriedades mecânicas dos tecidos biológicos em especial sobre o tecido ósseo. Os efeitos dos estímulos mecânicos no tecido ósseo são complexos e variados de acordo com o tipo, intensidade, modo de aplicação e tempo de determinado estímulo. Concluiu-se, com essa revisão, que o estímulo mecânico pode prejudicar a condição do tecido ósseo, porém quando dado de forma adequada poderá trazer benefícios no tratamento de lesões, patologias ou deformidades ósseas.

Palavras-chave: Osso, biomecânica, Lei de Wolf

Área do Conhecimento: IV- Ciências da Saúde

Introdução

Tecido ósseo provê sustentação e estrutura ao corpo, sendo considerado uma estrutura anatômica e um órgão fisiológico. O tecido ósseo é rígido e proporciona à região em que está situado: sustentação para o tórax e extremidades; alavanca para a função locomotora dos músculos esqueléticos; proteção para vísceras vulneráveis [1].

A partir da década de 70 com a evolução dos materiais para fixação interna rígida, inúmeros estudos sobre as propriedades mecânicas do tecido ósseo foram desenvolvidas, buscando o reduzir o tempo de reabilitação dos indivíduos. Mesmo com a publicação da chamada Lei de Wolff (1884) apud [2], por não compreender os princípios que validavam essa lei as divergências quanto às condutas de tratamento das lesões ósseas continuavam.

É comum o atendimento de pessoas ainda portadoras de fraturas em consolidação. Isso porque estima-se que a contração muscular e a descarga de peso facilitam o processo de reparação. Todavia os conceitos e princípios que determina o melhor entendimento de todo esse processo de estímulo mecânico nem sempre é muito claro para os profissionais da área da saúde.

Este trabalho compreende inicialmente a descrição dos conceitos biomecânicos necessários, em seguida descreve as propriedades físicas do tecido ósseo para a compreensão dos elementos que sustentam e dão sentido à lei de Wolff.

Materiais e Métodos

Para essa revisão, foram selecionados artigos dentre os anos de 1960 e 2003. Foi necessário delimitar a data da década de 60 como início, pois as pesquisas relacionadas ao tema tiveram grande impulso nessa época, principalmente na década de 70.

Foram consultados livros que abordam o tema “propriedades mecânica dos tecidos biológicos” e “biomecânica do tecido ósseo”, para que os conceitos básicos sejam bem entendidos.

Resultados e Discussão

Forças externas, quando agem nos tecidos biológicos, bem como noutras estruturas, podem ser definidas em termos mecânicos. Essas forças, que causam deformações internas entre as estruturas, podem ser expressas como: carga, deformação, estresse ou a percentagem de deformação que ocorre dentro da estrutura [2].

A força do material de cada tecido está relacionada à sua capacidade de resistir à carga ou sobrecarga [3]. O conceito de força pode ser introduzido por sua definição na física básica: é algo que causa a aceleração de um objeto em movimento ou, se o objeto estiver parado, a força causa sua deformação. A deformação produzida por uma força é estudada pela estática.

A força máxima é a maior carga que o tecido pode sustentar. Quando a carga máxima é alcançada, ocorre aumento na distensão (deformação) sem aumento na sobrecarga. A carga exercida na hora em que ocorre a falha do tecido é chamada de força de rompimento.

Quando o tecido rompe-se integralmente, ocorre a falha.

Sobrecarga é a força por unidade de área [3]. A sobrecarga mecânica é a reação interna ou resistência a uma carga externa. Geralmente, a sobrecarga produz a deformação em um material.

A tensão pode ser definida como uma sobrecarga causada por pesos externos de extensões equivalentes e opostas, que tracionam a estrutura. Uma força de tensão que é aplicada perpendicularmente à área de secção transversa de um tecido em direção contrária ao tecido alonga a estrutura tendo como resultante o estresse e estiramento [2].

O estresse de compressão e estiramento ocorre quando a estrutura se encurta ou alonga devido a pesos externos de extensão equivalente e opostos, que tendem a encurtar ou alongar a estrutura, quando são aplicadas em superfícies opostas [2].

Materiais viscoelásticos se distendem vagarosamente sobre baixa carga e quanto mais tempo for aplicada a carga mais eles se distendem, embora mais lentamente com acréscimo de tempo [4].

Para Kisner [3], distensão é a quantidade de deformação que ocorre quando é aplicada uma carga. A distensão é diretamente proporcional à capacidade do material de resistir à força. O tecido retorna ao seu tamanho e formato original quando a carga é liberada. Isso é denominado amplitude elástica. Quando o tecido não mais retornar ao seu formato e tamanho original, será estabelecido um ponto, que é o limite elástico.

Dependendo da quantidade de deformação que podem suportar antes da ruptura, os materiais são flexíveis ou quebradiços, ou ainda uma combinação de ambos [2]. Um material flexível deforma uma grande porção antes de partir-se, quando uma carga é aplicada, conseqüentemente apresenta uma grande região plástica. A deformação de um tecido relaciona-se à viscoelasticidade.

Um material quebradiço não apresenta região elástica, deformando-se muito pouco antes de partir [2]. A deformação depende da quantidade de força e frequência na qual a força é aplicada. O tecido ósseo apresenta um limite de deformação elástica e um ponto crítico, que delimita o alcance de deformação de uma variação não-elástica ou elástica [8, 9].

O tecido elástico é aquele que tem a capacidade de absorver energia dentro da amplitude elástica, à medida que o trabalho está sendo realizado. A energia é liberada quando a carga é removida e o tecido retorna a seu formato original [3].

Dureza é a capacidade de absorver energia sem romper (falhar). Se for absorvida energia em excesso com a sobrecarga, ocorrerá ruptura [3].

A colocação cíclica de carga sobre o tecido pode levá-lo a falhar. Quanto maior for essa carga, menor o número de ciclos necessários para a falha. É necessário uma carga mínima para a falha; abaixo da carga mínima qualquer número de ciclos não pode causar a falha. Essa falha é chamada de fadiga.

O tecido ósseo é um tecido sólido, constantemente submetido a estresse que condicionam seu desenvolvimento e arquitetura estrutural. Se adapta aos estímulos mecânicos por atrofia e hipertrofia, determinando assim a arquitetura do esqueleto por atrofia e hipertrofia através de leis mecânicas.

No esqueleto, o papel principal dos ossos é sustentar as cargas aplicadas pelo deslocamento fisiológico. Os ossos são aperfeiçoados para essa função, relacionando-se tanto com suas propriedades materiais como com sua geometria estrutural e transversal [3].

O tecido ósseo é classificado como um tecido conjuntivo [1,2]. Esse tecido constitui-se de três partes, segundo Gould [2]: fibras, substância base e o componente celular. As fibras consistem em três tipos: fibras de colágeno, fibras de elastina e fibras reticulares [2, 3], organizando-se de acordo com a tensão exercida no osso.

Distintas propriedades mecânicas de tecido conjuntivo podem ser determinadas pela percentagem, pelo conteúdo dos três componentes e a direção das fibras. O tecido ósseo apresenta um componente de fibra colágena como substância-base, em sua maior parte formada por fosfato de cálcio e um componente celular de osteoblastos, osteócitos, osteoclastos e células indiferenciadas.

Gould [2], constatou que quando fibroblastos são posicionados em tensão e alongados como resultante das forças de tração muscular ou em virtude da curvatura causada pela tensão de um lado do osso, eles se alongam e emparelham em linhas de força de tensão. Então aparecem fibrilas colagenosas ao longo destas linhas para reagirem a esse estresse [10]. O colágeno é o elemento estrutural que absorve a maior parte da sobrecarga de tensão [11]. Não obstante, o colágeno não apresenta propriedades mecânicas equivalentes quando tencionado em diferentes direções, sendo denominado de "anisotrópico". Anisotropia significa que as propriedades mecânicas não são iguais em todas as direções, sendo essa uma característica do osso cortical.

A organização óssea com camada de fibrilas colágenas cursando em diferentes direções, permite ao osso ser fortalecido pela tensão em vários planos. Esse fortalecimento progressivo das camadas de tecido ósseo aumenta a resistência e rigidez. As fibras colágenas são organizadas de forma diferente, de acordo com as forças que a região sofre.

Se for aplicada uma carga em compressão, o tecido ósseo absorve energia e deforma-se até a ruptura, ocorrendo fadiga e quebra quando atingida a fase plástica. No momento da ruptura, as duas extremidades do material quebradiço podem ser encaixadas correspondendo à forma original do material.

Quando uma carga é aplicada na mesma direção que as trabéculas, o osso fica rígido e forte. Quando a carga é aplicada a 45 graus a essa direção, o osso fica flexível e fraco. Isso ocorre porque o osso é ortogonal às trabéculas, que são conectadas a 90 graus entre si [5].

Cargas de tensão no osso causam estresse de tensão e estiramento. Um osso fortalece-se em tensão e as fibras colágenas ficam alinhadas paralelamente às cargas de tensão, organizando-se de acordo com essas cargas [2]. Essa adaptação do tecido ósseo a exercícios de estresse aumenta a remodelação óssea. Concluímos que as fibras colágenas são organizadas de forma diferente, de acordo com as forças que a região sofre.

A porção da substância-base da fase orgânica do osso age como colante, lubrificante e absorvedor de impactos.

O osso cortical é denso, homogêneo e anisotrópico. O material do osso é mais forte numa orientação longitudinal do que na direção tangencial [5]. Isso ocorre principalmente pelo fato dos "osteons" serem orientados ao longo do eixo longitudinal do osso. A orientação das direções anisotrópicas se relacionam com sua adaptação às cargas fisiológicas: esse é o efeito da Lei de Wolff no osso cortical.

A Lei de Wolff relaciona o crescimento ósseo aos estresses e estiramento localizados no osso; isto é, a capacidade do osso de adaptar-se às mudanças de tamanho, forma e estrutura, dependendo dos estresses mecânicos submetidos a esse tecido [2, 5].

O osso não é um material completamente rígido; não é flexível nem quebradiço, mas sim uma combinação de ambos. A parte mineral é mais instável e a parte orgânica (colágeno) é mais flexível [2]. O osso é considerado um material viscoelástico, pois demonstra características subordinadas ao tempo (mudanças nas propriedades mecânicas com índices alterados e duração das aplicações da carga) [6, 7 e 12].

Teorias como a de Basset [13] citam o estímulo mecânico como incentivador do modelamento e remodelamento ósseo. Os ossos sujeitos a estiramento mecânico desenvolvem cargas elétricas, onde as regiões comprimidas (tendem a ser côncavas) apresentam uma carga negativa, e as regiões estendidas (tendem a ser convexas) apresentam uma carga positiva. As regiões onde são comprimidas predominam a

atividade osteoclástica, e as regiões onde são estiradas predominam a atividade osteoblástica.

Quando um osso é submetido a uma carga mecânica, ele modifica sua estrutura por aposição óssea na sua concavidade e por reabsorção na sua convexidade.

O efeito pizoelétrico é a capacidade que o material tem de transformar energia elétrica em energia mecânica, ou vice-versa, como é o caso do osso. A polarização induzida por estresse e o campo de indução por tração foram investigados por Fukada, [6] na madeira (celulose), no osso e no tendão (colágeno). A matriz do módulo pizoelétrico foi determinada. O significado fisiológico do efeito pizoelétrico foi observado em conexão com o mecanismo de crescimento ósseo.

Se o osso é muito pequeno, se sua estrutura está fragilizada (ex: osso osteoporótico) ou se o material ósseo foi modificado, o osso está predisposto a falhar sob uma carga fisiológica. Ossos longos são carregados e muitas vezes sobrecarregados pela torção. Isso é percebido pelas fraturas em espiral.

Estímulos vibratórios aumentam a atividade osteoblástica [16]. O osso reage às cargas por remodelação que consiste em reabsorção e conseqüente aposição óssea lamelar. Isso toma lugar no periosteio, no endosteio e nas lacunas intracorticais. A remodelação é modificada construtiva ou destrutivamente de acordo com o estresse mecânico. Se o osso for sobrecarregado, ou seja, submetido a forças que causam deformações plásticas, as quais produzem lesões internas sem que ocorra fratura, ele reage a essa sobrecarga com uma rápida e massiva hipertrofia [13].

Alguns pontos foram estabelecidos através de um estudo feito com a aplicação de cargas mecânicas na ulna de cães, com o objetivo de comprovar a hipertrofia adaptativa no osso [13]: com a tração, a atrofia óssea se dá pela reabsorção e osteólise intracortical; já com a compressão, o osso hipertrofia pelo prepóstero e aposição endosteal; na compressão intermitente a hipertrofia é mais massiva e se localiza em áreas sob ação de lesões plásticas; já na compressão estática a hipertrofia é localizada em áreas que contêm lesões plásticas. Assim, a hipertrofia ocorre até que o osso se adapte à sobrecarga mecânica.

Estímulos mecânicos benéficos para o remodelamento ósseo podem ser adquiridos mais freqüentemente a partir de contrações da musculatura esquelética dos tipos concêntrica, excêntrica ou isométrica; por compressão através do impacto e pelo atrito.

Conclusão

Com a elaboração desse trabalho, conclui-se que os estímulos mecânicos são de primordial importância no tratamento das lesões ósseas.

Os conceitos que foram colocados nesse trabalho são de especial importância para o entendimento da lesão óssea e sua melhor forma de tratamento. Os estímulos devem ser dados de forma adequada para que sejam benéficos, e não prejudiciais. A ausência de estímulos também pode ser prejudicial, trazendo más consequências no processo de reparação e remodelação das fraturas.

Para o profissional da saúde, deve-se ter bem claro os efeitos benéficos dos estímulos mecânicos no tecido ósseo. Crianças com atraso no desenvolvimento motor normal podem ser estimuladas com o objetivo de aumentar a remodelação óssea, estimulando o crescimento em largura e em comprimento desse tecido.

Estímulos mecânicos podem ser prejudiciais quando favorecerem um mau posicionamento e conseqüentemente uma má postura, que pode inclusive vir a trazer deformidades, principalmente quando ocorrer durante a fase de crescimento. Para o tratamento da má postura, estímulos mecânicos adequados devem ser dados para corrigir-se por adaptação, o seguimento alterado.

Todo tecido biológico necessita de estímulos mecânicos para sobreviver e em especial o osso, que é remodelado ao longo de toda a vida, esses estímulos devem ser mantidos com exercícios físicos, para uma melhor qualidade de vida e uma prevenção nos riscos de fraturas.

Referências

[1] SALTER, R.R.B., *Distúrbios e lesões do sistema músculo esquelético*, 2ª Ed., Editora Médica e Científica, R. J., p. 331-391, 1985.

[2] GOULD, J.A., *Fisioterapia em Ortopedia e Medicina do Esporte*, 2a.Ed., Manole, 19-37, 1993.

[3] KISNER, C., *Exercícios Terapêuticos, Fundamentos e Técnicas*, 3ª Ed., Manole, São Paulo, 141-161p., 1998.

[4] FROST HM., *Joint anatomy, designs, and arthroses: insights of the Utah paradigm*. In: The Anatomical Record (1999) 255(2) pags. 162-74.

[5] CORDEY, J., "Introduction: basic concepts and definitions in mechanics". In: Injury, International Journal of the care of the injured 2000.

[6] CARTER DR, *et al: The Mechanical and biological response of cortical bone to in vivo strain histories*. In Cowin SC, editor: Mechanical properties of bone, Joint ASME-ASCE Applied Mechanics, June 1981.

[7] HAYES WC and CARTER DR: *Biomechanics of Bone*. In Simons DJ and Klunin AS, editors: Skeletal research: An experimental approach, New York, 1979, Academic Press, Inc.

[8] GOLDSPINK, Geoffrey, "Changes in muscle mass and phenotype and the expression of autocrine and systemic growth factors by muscle in response to stretch and overload". In: Journal of Anatomy (1999) 194, p.323-334.

[9] FRANKEL V and NORDIN M: *Basic Biomechanics of the skeletal system*, Philadelphia, 1980.

[10] PARFIT, AM., "The two faces of growth: benefits and risks to bone integrity". In: Osteoporosis International (1994) 4(6) p. 382-98.

[11] EINHORN, T., *Remodelacion óssea durante la reparacion de las fracturas*. Sandorama especial Sandoz Pharma S. A., 1993.

[12] EVANS FG: *Mechanical properties of bone*, Springfield, Ill, 1973, Charles C Thomas, Publisher.

[13] CHAMAY A; TSCHANTZ P., *Mechanical influences in bone remodeling. Experimental research on Wolff's law*. In: J Biomech v. 5(2) pags. 173-80, 1972.

[14] BASSET CAL: *Electrical effects in Bone*, Sci Am 213(4):18, 1965.

[15] BURSTAIN AH, REILLY DT, and MARTENS M: *Aging of bone tissue, mechanical properties*, J Bone Joint Surg 58A:82, 1976.

[16] BONALUME, RICARDO, *Vibrações aumentam a densidade óssea*, Folha de São Paulo, São Paulo, agosto, 2001.

[17] WEISS PA: *Cellular dynamics*, Rev Mod Phys 31:11, 1959.

[18] BURR DB; MARTIN RB; SCHAFFLER MB; RADIN EL., *Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage*. In: J Biomech (1985) 18 (3) pags, 189-200.

[19] FUKADA, E., "Mechanical deformation and electrical polarization in biological substances". In: Biorheology, an international journal (1968).