



Comportamento Biomecânico da Fibromucosa

Biomechanical Behavior of the Fibromucosa

Taise Carvalho dos Santos

José Eduardo Chorres Rodríguez

Resumo: Este capítulo aborda o comportamento biomecânico da fibromucosa oral e sua importância nos procedimentos de reabilitação protética em pacientes edêntulos parciais ou totais. A fibromucosa desempenha papel fundamental na distribuição das forças mastigatórias, na proteção dos tecidos de suporte e na manutenção da saúde dos rebordos residuais. O estudo fundamenta-se em revisão bibliográfica de pesquisas clássicas e contemporâneas que analisam as propriedades estruturais, fisiológicas e mecânicas desse tecido, tais como espessura, vascularização, conteúdo de fibras colágenas, comportamento viscoelástico e presença de fluidos intersticiais. São discutidos os efeitos da pressão exercida pelas próteses removíveis, incluindo processos inflamatórios, alterações circulatórias, isquemia local e reabsorção óssea. Além disso, abordam-se parâmetros biomecânicos relevantes, como coeficiente de Poisson, coeficiente de atrito e módulo de elasticidade, bem como a influência da saliva na interface prótese-mucosa. Metodologicamente, o trabalho caracteriza-se como uma pesquisa qualitativa, de natureza bibliográfica e descritiva. Conclui-se que a compreensão do comportamento biomecânico da fibromucosa é essencial para a seleção adequada de materiais, técnicas de moldagem e ajustes protéticos, contribuindo para a longevidade das próteses e para a preservação dos tecidos de suporte.

Palavras-chave: fibromucosa oral; biomecânica; prótese removível; reabilitação oral; tecidos de suporte.

Abstract: This chapter discusses the biomechanical behavior of oral fibromucosa and its relevance in prosthetic rehabilitation procedures for partially or totally edentulous patients. Fibromucosa plays a fundamental role in distributing masticatory forces, protecting supporting tissues, and maintaining the health of residual ridges. The study is based on a bibliographic review of classical and contemporary research addressing the structural, physiological, and mechanical properties of this tissue, such as thickness, vascularization, collagen fiber content, viscoelastic behavior, and interstitial fluid presence. The effects of pressure exerted by removable dentures are analyzed, including inflammatory processes, circulatory changes, local ischemia, and bone resorption. In addition, relevant biomechanical parameters, such as Poisson's ratio, coefficient of friction, and elastic modulus, as well as the influence of saliva on the denture–mucosa interface, are discussed. Methodologically, this research is characterized as a qualitative, bibliographic, and descriptive study. It is concluded that understanding the biomechanical behavior of fibromucosa is essential for selecting appropriate materials, impression techniques, and prosthetic adjustments, contributing to denture longevity and preservation of supporting tissues.

Keywords: oral fibromucosa; biomechanics; removable dentures; oral rehabilitation; supporting tissues.

INTRODUÇÃO

Nos dias atuais, ainda o profissional tem o desafio de realizar reabilitações orais sobre rebordos edêntulos parciais ou totais. Desde o século passado, a morfologia e dinâmica de movimentação da fibromucosa tem ocasionado o desenvolvimento de diversas técnicas de impressão com o objetivo de minimizar pressões excessivas durante o procedimento de moldagem. Excessiva pressão pode causar isquemia, úlceras traumáticas e reabsorção prematura dos rebordos residuais além de diminuir o limiar de dor a pressão (Yoshida *et al.*, 1999). A maior parte da dor sentida ao usar próteses removíveis está relacionada a danos do tecido conjuntivo devido à sobrecarga (Szentpétery *et al.*, 2005; Tanaka *et al.*, 2004). Em contrapartida, em rebordos resilientes a falta de uma pressão seletiva pode inviabilizar sobretudo a retenção necessária para evitar a soltura das próteses durante a função.

Os processos inflamatórios decorrentes do uso inadequado de próteses removíveis (fibromucosa sob compressão) trazem como consequência: inchaço celular, o aumento do tamanho do núcleo e o edema intercelular (Mori *et al.*, 1997; Hara *et al.*, 1996; Sharma, Mirza, 1986). A resposta inflamatória contribui para a variação da permeabilidade do tecido mucoso e traz como consequência o comprometimento da circulação (Kydd, Daly, 1982; Ashton, 1975). Uma vez a aplicação de pressão externa sobre a fibromucosa, aumenta a pressão hidrostática (excedendo a pressão capilar), o fluxo sanguíneo diminui e pode até cessar temporariamente como resultado da combinação do fechamento arteriolar ativo e da compressão capilar ativa (Ashton, 1975). Desta forma, se dá uma redução de nutrientes e da remoção de metabólitos que podem levar à reabsorção da crista alveolar (Klemetti, 1996; Sato *et al.*, 1998; Blum, Mccord, 2004).

A fibromucosa oral está suscetível a ação de forças externas, especialmente durante a mastigação (Boucher, 2004). Sob estas forças, os tecidos moles da cavidade oral sofrem deformação elástica (Kydd, Daly, 1982), contudo a resiliência destes tecidos é influenciada pela espessura do epitélio e pelo conteúdo de fibras de colágeno do conjuntivo, que definem as propriedades mecânicas (Scapino, 1967; Isobe *et al.*, 2013). Junto com as características anatômicas, a fibromucosa oral também desempenha um papel fisiológico crítico na distribuição das forças mastigatórias, protegendo a crista residual subjacente carga excessiva (Mori *et al.*, 1997).

Este capítulo pretende descrever as características da fibromucosa com o objetivo de criar conhecimento específico para a toma de decisão sobretudo de procedimentos que envolvam reabilitação oral do tipo mucoso ou dentro mucoso suportado.

METODOLOGIA

A fibromucosa está formada por uma camada epitelial superficial e uma camada de tecido conjuntivo denominada lâmina própria. A primeira está formada

por diversas fileiras de células que formam uma camada de suporte de carga por meio de adesões intercelulares. Na parte interna desta camada, existem canais intercelulares para a comunicação com células vizinhas e contém material viscoso (mucopolissacarídeos) que proporcionam deformabilidade e suportam carga (Kydd, Daly, 1982; Tucker, 1968).

A lâmina própria interna é um tecido fibroso compacto composto por duas subcamadas: a camada papilar e a camada reticular mais profunda. As fibras de colágeno mais superficiais na camada papilar têm orientação aleatória, e as regiões de transição para o epitélio são frequentemente irregulares e não lisas, com cristas papilares onduladas, proporcionando áreas ampliadas para o transporte de nutrientes (Kydd, Daly, 1982).

As fibras colágenas basais na camada reticular se orientam gradualmente para fixar perpendicularmente ao periósteo. A abundância destas fixações conhecidas como mucoperiostio, torna a fibromucosa oral imóvel com conexão firme ao osso, resistindo à compressão e ao cisalhamento em função (Fleisch, Austin, 1978; Squier, Brogden, 2011).

A espessura total da fibromucosa pode variar em uma ampla faixa (Kydd *et al.*, 1974; Schulze *et al.*, 2002; Wara-Aswapati *et al.*, 2001), de 0,30mm na mucosa bucal inserida na mandíbula a 6,7mm na região da tuberosidade maxilar em modelo animal. Esta variação influencia as respostas biomecânicas (Ahmad *et al.*, 2013), além de seus vários tipos e localizações (Inoue *et al.*, 1985; Yatabe, 1991; Goktas *et al.*, 2011).

DESENVOLVIMENTO

A fibromucosa também contém uma quantidade considerável de fluido intersticial, e sua função protetora surge do efeito de amortecimento mecânico (Consentino *et al.*, 2000). No momento da função (mastigação) se dá um efeito de bombeamento que desloca o fluido intersticial para os tecidos vizinhos descarregados (Kydd, Daly, 1982; Scapino, 1967). Com o movimento do fluido, as fibras de colágeno são forçadas a se alinhar ao longo das linhas de tensões mecânicas, protegendo passivamente o próprio tecido conjuntivo e o osso subjacente. Com o aumento das cargas mastigatórias, a pressão intersticial aumenta (Mori *et al.*, 1997; Imai *et al.*, 2002; Blum, Mccord, 2004). Se a carga persistir, haverá uma diminuição do fluxo sanguíneo e poderá cessar temporariamente, levando para uma isquemia localizada (Ashton, 1975; Akazawa, Sakurai, 2002; Atasever *et al.*, 1991).

Este é um processo que depende do tempo e aumenta com o tempo de carga até atingir um platô. A isquemia produz ainda mais anóxia local e acúmulo de metabólitos, levando à destruição dos tecidos ósseos de suporte, conhecida como reabsorção da crista alveolar (Mori *et al.*, 1997; Sato *et al.*, 1998; Hara *et al.*, 1996; Atasever *et al.*, 1991; Carlsson, 1998). Após a liberação da carga, a mucosa é capaz de se recuperar em diferentes extensões (Sawada *et al.*, 2011; Inoue *et al.*, 1985; Yatabe, 1991; Kumakura *et al.*, 2011) e a pressão superficial liberada

permite que o fluido intersticial flua de volta (Leiderman *et al.*, 2006; Stokes *et al.*, 2011). Embora a impedância induzida pela carga do suprimento sanguíneo não seja uma condição irreversível, o tempo de recuperação é proporcional à magnitude e duração da carga, mas a extensão da recuperação é inversa (Akazawa, Sakurai, 2002; Atasever *et al.*, 1991; Kocabalkan, Turgut, 2005; Yoshida *et al.*, 1992).

Stevens (2005), sinaliza que o tecido conjuntivo da mucosa oral possui uma função específica de comportamento viscoelástico (material que possui propriedades elásticas e viscosas). Este tecido também conhecido como lâmina própria está formado por fibroblastos, fibras de colágeno, fibras elásticas, proteoglicanos e glicoproteínas. As fibras de colágeno representam 60% da matriz extracelular e tem a função de resistir à deformação mecânica, assim como as fibras elásticas participam da recuperação da deformação após a aplicação da carga. Também glicosaminoglicanos são hidrofílicos, ou seja tem afinidade por água, desta forma o aumento de viscosidade do tecido pela retenção de água dentro do tecido conjuntivo atua na resistência na recuperação da deformação após a aplicação da carga.

Já Dobrev (2002), complementa mencionando que a distensibilidade da fibromucosa está relacionada com a espessura epitelial, pela quantidade de fibras colágenas e pela quantidade de distribuição das fibras elásticas, contudo, foi observado também que a deformação restante é afetada pela densidade do tecido e que a recuperação elástica é afetada pela quantidade e distribuição das fibras elásticas.

Para Chen *et al.*, (2015), a fibromucosa se apresenta ricamente vascularizada, com uma grande quantidade de fluidos intersticiais, os quais interagem dinamicamente através da compressão (Scapino, 1967; Kydd, Daly, 1982). Existe, portanto um efeito amortecedor que fornece à mucosa a característica protetora sobretudo durante a alimentação, pois é o momento em que o alimento em suas diferentes consistências (Boucher, 2004) e temperaturas atitam sobre sua superfície, podendo causar úlceras ou traumatismos durante a função. Da mesma forma, dentro deste tecido altamente vascularizado, a pressão funcional, ou seja a pressão do líquido intersticial ou pressão hidrostática, é um dos fatores etiológicos que causam as complicações clínicas (Mori *et al.*, 1997; Sato *et al.*, 1998; Imai Sim *et al.*, 2002; Blum, Mccord, 2004; Hara *et al.*, 1996; Isobe *et al.*, 2013) quando o uso das próteses dentárias removíveis.

Para Sharma e Mirza (1986), dentro do tecido conjuntivo observa-se um colapso de rede de colágeno em regiões de tensão. Esta alteração nas redes de fibras de colágeno pode alterar a resiliência dos tecidos, fator que pode interferir na dinâmica da interface fibromucosa-prótese (Hayakawa *et al.*, 1994).

Diversos pesquisadores (Scapino, 1967; Kishi, 1972; Kydd *et al.*, 1974) têm estudado o comportamento biomecânico da fibromucosa sobre ação das próteses dentárias removíveis. Estes estudos apontaram respostas instantâneas de comportamento não linear e respostas viscosas dependentes do tempo (Inoue *et al.*, 1985; Lacoste-Ferré *et al.*, 2011). Isto pode ser explicado pela presença de fluidos internos que permitem movimentos complexos em várias direções dependendo da pressão exercida sobre sua superfície. Esta compreensão é

notavelmente importante pois caracteriza a resiliência da fibromucosa, assim como sua capacidade de distorção em diversas áreas dos rebordos residuais. Para facilitar o entendimento podemos associar esta ação de compressão sobre a fibromucosa, comparando-a com a pressão sobre uma bexiga plástica com água. Neste caso específico, encontramos algumas respostas dinâmicas como a redistribuição da pressão interna induzida (água dentro da bexiga / fluidos intersticiais no tecido vivo), deformação elástica (plástico da bexiga / tecido epitelial) e em alguns casos o colapso estrutural do plástico da bexiga quando o limite da deformação do plástico da bexiga é superado pela compressão (criação de úlcera traumática pelo rompimento do epitélio da fibromucosa).

É importante também salientar que no caso de pressão excessiva sobre a bexiga, esta pressão é distribuída sobretudo o fluido interno no momento da ação. Isto pode ser observado na fibromucosa quando a aplicação da pressão sobre o epitélio e a visualização de área isquêmica que se distribui a partir do ponto de aplicação da força. Neste momento a superfície de plástico da bexiga sofre deformação (epitélio), tração (esticamento) sobretudo em áreas afastadas do ponto de aplicação da compressão até o momento em que a resistência do material é superada (plástico da bexiga / epitélio). Eis aqui a explicação de porque o ajuste adequado da superfície interna de uma prótese removível sobre seu suporte (fibromucosa) se torna tão importante.

Em pacientes dentados, as formas mastigatórias são dissipadas ao longo do eixo longitudinal dos dentes (ligamento periodontal). No entanto, no caso específico de pacientes edêntulos totais ou parciais, as forças mastigatórias são transmitidas diretamente à mucosa oral, trazendo como consequência a alteração do epitélio e tecido conjuntivo circundante (Boucher, 2004).

Para sermos mais específicos, a análise da condição de compressibilidade da fibromucosa de revestimento é um fator decisivo para a escolha do material de moldagem e a escolha do tipo de procedimento de moldagem a ser usado (técnicas compressivas, não compressivas e da pressão seletiva). Desta forma, através da seleção correta se uniformiza a distribuição das pressões internas dentro da fibromucosa preservando a saúde deste tecido, melhorando a retenção e adaptação da peça protética tanto no momento de repouso como durante a função.

Os parâmetros usados para avaliação destas condições biomecânicas da mucosa oral denominam-se coeficiente de Poisson e coeficiente de Atrito. O primeiro revela a relação existente entre a contração lateral e extensão longitudinal de um corpo quando submetidos a tração ou compressão uniaxial (Wang, Lakes, 2002; Chen *et al.*, 2015), já o segundo especificamente falando da relação entre a prótese e a superfície da fibromucosa, é um valor que mede a resistência ao movimento entre duas superfícies em contato (Prinz *et al.*, 2007; Ranc *et al.*, 2006; Kanbara *et al.*, 2012; Żmudzki *et al.*, 2012). Desde o ponto de vista biomecânico, ainda podemos afirmar que ambas as variáveis anteriormente citadas não são as únicas que influenciam a relação de contato estático e dinâmico entre a prótese e seu suporte. Um importante fator que participa decisivamente no comportamento biomecânico destas interfaces é também a saliva do indivíduo. A presença da

saliva, embora não esteja dentro do espaço intersticial do tecido, trabalha como um lubrificante natural que permite uma relação harmoniosa entre o tecido vivo e a superfície inerte da prótese que está em contato.

O deslizamento da prótese sobre a fibromucosa, fenômeno comum que ocorre desde o primeiro dia da instalação da prótese sobre o rebordo, não permite que se realize um ajuste completo da superfície oclusal dos dentes artificiais. Sendo assim, há a recomendação que unicamente sejam feitos ajustes grosseiros sobre a área oclusal dos dentes artificiais porque ainda haverá micro-movimentações da prótese sobre a fibromucosa que não deverão passar da capacidade de adaptação do tecido vivo. Sendo assim, após uma adaptação ideal entre a superfície interna da prótese (o que deve ocorrer alguns dias após a instalação) pode ser realizado o procedimento de refinamento de ajuste oclusal já que neste momento, haverá um equilíbrio estático-dinâmico da pressão dentro da fibromucosa com a prótese em posição (adaptada e em repouso) e está será favorecida pelo contato equilibrado entre a prótese dentária e seu antagonista durante a função.

Outra variável a ser utilizada na análise biomecânica da fibromucosa é o módulo de elasticidade que é a descrição física da tendência de um objeto a se deformar proporcionalmente à força aplicada e o módulo de elasticidade parece variar em uma ampla faixa (Chen *et al.*, 2015). Além de tudo, por ser um material heterogêneo, a rigidez instantânea da fibromucosa resulta tanto da estrutura da matriz sólida (camada epitelial, rede fibrosa, vasos sanguíneos, etc.) quanto dos componentes fluidos.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Finalmente, podemos mencionar que a biomecânica da fibromucosa envolve a análise das características morfológicas e de composição de sua estrutura assim como a valoração da carga aplicada durante a função. As ciências exatas podem nos ajudar a entender as respostas biológicas dos tecidos permitindo desta forma, um conhecimento para a toma de decisões quando a reabilitação oral envolve tecidos de suporte como a fibromucosa.

REFERÊNCIAS

- AHMAD R, ABU-HASSAN MI, Li Q, SWAIN MV. 2013 **Three-dimensional quantification of mandibular bone remodelling using standard tessellation language registration based superimposition**. Clin. Oral Implants Res. 24, 1273 – 1279.
- ASHTON H. 1975 **Effect of increased tissue pressure on blood flow**. Clin. Orthopaed. Related Res. 113, 15 – 26.
- ATASEVER NE, ERCAN MT, NALDOKEN S, ULUTUNCCEL N. 1991 **Effect of wearing complete dentures on human palatal mucosal blood flow measured**

by **XE- 133 clearance**. Arch. Oral Biol. 36, 627 – 630.

AKAZAWA H, SAKURAI K. 2002 **Changes of blood flow in the mucosa underlying a mandibular denture following pressure assumed as a result of light clenching**. J. Oral Rehabil. 29, 336 – 340.

BLUM IR, MCCORD JF. 2004 **A clinical investigation of the morphological changes in the posterior mandible when implant-retained overdentures are used**. Clin. Oral Implants Res. 15, 700 – 708.

BOUCHER, CO. 2004. **Complete denture prosthodontics—The state of the art**. The Journal of Prosthetic Dentistry, 92, 309–315.

CARLSSON GE. 1998. **Clinical morbidity and sequelae of treatment with complete dentures**. J. Prosthet. Dent. 79, 17 – 23.

CHEN J, SUENAGA H, HOGG M, Li W, Swain M, Li Q. 2015 **Determination of oral mucosal Poisson's ratio and coefficient of friction from in-vivo contact pressure measurements**. Comp. Methods Biomech. Biomed. Eng., 1 – 9.

CONSENTINO M, WATANABE KIS, DA SILVA MCP, KONIG B. 2000 **Corrosion casts of young rabbit palatine mucosa angioarchitecture**. Ann. Anat. 182, 529 – 531.

DOBREV, HP. **Study of human skin mechanical properties by means of cutometer**. Folia Med. 2002; 44:5-10.

FLEISCH L, AUSTIN JC. 1978 **Histologic study of response of masticatory and lining mucosa to mechanical loading in vervet monkey**. J. Prosthet. Dent. 39, 211 – 216.

GOKTAS S, DMYTRYK JJ, MCFETRIDGE PS. 2011 **Biomechanical behavior of oral soft tissues**. J. Periodontol. 82, 1178 – 1186.

HARA T, SATO T, NAKASHIMA K, MINAGI S. 1996 **Effect of occlusal pressure on the histopathological changes in denture supporting tissues**. J. Oral Rehabil. 23, 363 – 371.

HAYAKAWA, I., HIRANO, S., KOBAYASHI, S., NAGAO, M., ; MASUHARA, E. (1994). **The creep behavior of denture-supporting tissues and soft lining materials**. The International Journal of Prosthodontics, 7, 339–347.

IMAI Y, SATO T, MORI S, OKAMOTO M. 2002 **A histomorphometric analysis on bone dynamics in denture supporting tissue under continuous pressure**. J. Oral Rehabil. 29, 72 – 79.

INOUE K, ARIKAWA H, FUJII K, SHINOHARA N, KAWAHATA N. 1985. **Viscoelastic properties of oral soft tissue. A method of determining elastic modulus of oral soft tissue**. Dent Mater J. 4(1):47–53.

ISOBE, A., SATO, Y., KITAGAWA, N., SHIMODAIRA, O., HARA, S., ; TAKEUCHI, S. (2013). **The influence of denture supporting tissue properties on pressure-**

pain threshold. Journal of Prosthodontic Research, 57, 275–283.

KANBARA R, NAKAMURA Y, OCHIAI KT, KAWAI T, TANAKA Y. 2012. **Three-dimensional finite element stress analysis: the technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs.** Dent Mater J. 31(2):297–308.

KISHI M. 1972. **Experimental studies on the relation between area and displacement of loading surfaces in connection with displaceability in the mucosa of edentulous alveolar ridge under pressure.** Shika Gakuho Dent Sci Rep. 72(6):1043–1071.

KLEMETTI E. 1996 **A review of residual ridge resorption and bone density.** J. Prosthet. Dent. 75, 512 – 514.

KOCABALKAN E, TURGUT M. 2005 **Variation in blood flow of supporting tissue during use of mandibular complete dentures with hard acrylic resin base and soft relining: a preliminary study.** Int. J. Prosthodont. 18, 210 – 213.

KUMAKURA S, SAKURAI K, TAHARA Y, NAKAGAWA K. 2011 **Relationship between buccal mucosa ridging and viscoelastic behaviour of oral mucosa.** J. Oral Rehabil. 38, 429 – 433.

KYDD WL, DALY CH, Nansen D. 1974 **Variation in the response to mechanical stress of human soft tissues as related to age.** J. Prosthet. Dent. 32, 493 – 500.

KYDD WL, DALY CH. 1982. **The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa.** J Prosthet Dent. 47(3):317–329. doi:10.1016/0022-3913(82)90162-7.

LACOSTE-FERRE MH, DEMONT P, DANDURAND J, DANTRAS E, DURAN D, LACABANNE C. 2011 **Dynamic mechanical properties of oral mucosa: comparison with polymeric soft denture liners.** J. Mech. Behav. Biomed. Mater. 4, 269 – 274.

LEIDERMAN R, BARBONE PE, OBERAI AA, BAMBER JC. 2006 **Coupling between elastic strain and interstitial fluid flow: ramifications for poroelastic imaging.** Phys. Med. Biol. 51, 6291 – 6313.

MORI S, SATO T, HARA T, NAKASHIMA K, MINAGI S. 1997. **Effect of continuous pressure on histopathological changes in denture-supporting tissues.** J. Oral Rehabil. 24, 37 – 46.

PRINZ JF, DE WIJK RA, HUNTJENS L. 2007 **Load dependency of the coefficient of friction of oral mucosa.** Food Hydrocolloids 21, 402 – 408.

RANC H, ELKHYAT A, SERVAIS C, MAC-MARY S, LAUNAY B, HUMBERT P. 2006. **Friction coefficient and wettability of oral mucosal tissue: changes induced by a salivary layer.** Colloids Surf A. 276(1-3):155–161.

SATO T, HARA T, MORI S, SHIRAI H, MINAGI S. 1998 **Threshold for bone resorption induced by continuous and intermittent pressure in the rat hard palate.** J. Dental Res. 77, 387 – 392.

- SCAPINO RP. 1967 **Biomechanics of prehensile oral mucosa**. J. Morphol. 122, 89 – 113.
- SAWADA A, WAKABAYASHI N, ONA M, SUZUKI T. 2011 **Viscoelasticity of human oral mucosa: implications for masticatory biomechanics**. J. Dental Res. 90, 590 – 595.
- SHARMA AK, MIRZA FD. 1986 **Palatal mucosa under dentures: a qualitative histologic and histochemical analysis**. J. Prosthet. Dent. 56, 574 – 582.
- STOKES IAF, LAIBLE JP, GARDNER-MORSE MG, COSTI JJ, IATRIDIS JC. 2011 **Refinement of elastic, poroelastic, and osmotic tissue properties of intervertebral disks to analyze behavior in compression**. Ann. Biomed. Eng. 39, 122 – 131.
- SZENTPÉTERY, A. G., JOHN, M. T., SLADE, G. D., ; SETZ, J. M. (2005). **Problems reported by patients before and after prosthodontic treatment**. The International Journal of Prosthodontics, 18, 124–131.
- SQUIER C, BROGDEN K. 2011 **Human oral mucosa: development, structure and function**. New York, NY: Wiley.
- SCHULZE RKW, CURIC D, D'HOEDT B. 2002 **B-mode versus A-mode ultrasonographic measurements of mucosal thickness in vivo**. Oral Surgery Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endodont. 93, 110 – 117.
- STEVENS A, LOWE J. **Human histology**. 3rd ed. St. Louis: Mosby Year Book, 2005.
- TANAKA M, OGIMOTO T, KOYANO K, OGAWA T. 2004 **Denture wearing and strong bite force reduce pressure pain threshold of edentulous oral mucosa**. J. Oral Rehabil. 31, 873 – 878.
- TUCKER R. 1968 **Surface specialisations of mechanically laden epithelia**. Res. Vet. Sci. 9, 381 – 396.
- YATABE M. 1991 **Study on measurement of dynamic viscoelasticity of maxillary mucosa**. J. Stomatol. Soc. 58, 74 – 94.
- YOSHIDA N, MINAGI S, SATO T, KADOYA S, MATSUNAGA T. 1992 **Effect of mechanical pressure on the blood- flow in human palatal mucosa measured by temperature controlled thermoelectrical method**. J. Oral Rehabil. 19, 527 – 533.
- YOSHIDA, M., OMATSU, M., PIQUERO, K., ; SAKURAI, K. (1999). **Relationship between aging and recovery of the underlying mucosa immediately after removal of pressure: The first molar region in the mandible**. The Bulletin of Tokyo Dental College, 40, 61–69.
- WARA-ASWAPATI N, PITIPHAT W, CHANDRAPHO N, RATTANAYATIKUL C, KARIMBUX N. 2001 **Thickness of palatal masticatory mucosa associated with age**. J. Periodontol. 72, 1407 – 1412.

WANG YC, LAKES R. 2002. **Analytical parametric analysis of the contact problem of human buttocks and negative Poisson's ratio foam cushions.** Int J Solids Struct. 39(18):4825–4838.

ZMUDZKI J, CHLADEK G, KASPERSKI J. 2012 **The influence of a complete lower denture destabilisation on the pressure of the mucous membrane foundation.** Acta Bioeng. Biomech. 14, 67–73.