原 著 論 文

軟質リライン材の違いによる床下疑似粘膜下の圧力動態の変化に関する研究

山本 史朗^a 木本 統^a 佐伯 啓行^a 宗 邦雄^a 篠宮摩弥子^a 小林 喜平^b

In Vitro Study on Changes in the Stress Behavior under Simulated Mucosa Exposed to Denture Bases with Different Resilient Denture Liners

Shiro Yamamoto, DDS, PhD,^a Suguru Kimoto, DDS, PhD,^a Hiroyuki Saeki, DDS, PhD,^a
Kunio So, DDS, PhD,^a Mayako Shinomiya, DDS, PhD,^a and Kihei Kobayashi, DDS, PhD^b

抄 録

目的：本研究の目的は、異なる軟質リライン材による床下疑似粘膜下に生じる圧力動態の違いを明らかにすることである。

方法：直径6mmの圧力センサを厚さ1.5mmのシリコーン製疑似粘膜で被覆した後、疑似粘膜上に試験体をのせ衝撃試験を行った。試験体は直径6mm厚さ2mmの床用レジンに2mmの軟質リライン材でリラインし作製した。軟質リライン材には、アクリル系軟質リライン材(PSR)、2種類のシリコーン系軟質リライン材(SLT, SLMS)を使用し、コントロールは、厚さ4mmの加熱重合型床用レジンのみで作成した。圧力動態を評価するパラメータとして、圧力センサへの入力信号の最大値を表す最大圧力、それに要する時間を表す最大圧力到達時間、そして最大圧力を最大圧力到達時間で除した圧力伝導速度を設定した。MANOVA, ANOVA および Bonferroni 法を用い、有意水準は0.05以下で統計分析を行った。

結果：最大圧力はコントロール, PSR>SLT>SLMS；最大圧力到達時間はSLTおよびSLMS>コントロールおよびPSR；そして圧力伝導速度はコントロール, PSR>SLT, SLMSの大小関係にあった。

結論：in vitroにおける衝撃荷重時、シリコーン系軟質リライン材はアクリル系軟質リライン材と比較して優れた緩圧効果、最大圧力到達時間および圧力伝導速度の遅延効果の3つの圧力動態特性を示した。

和文キーワード

総義歯, 軟質リライン材, 圧力動態

I. 緒 言

平成17年歯科疾患実態調査によると、総義歯装着数は、50歳を境に増加の一途をたどることが示されている¹⁾。また、日本社会の高齢化は現在も進行し、長寿の指標となる平均寿命は、男性79.0歳、女性85.8歳である[※]。これらの報告を鑑みると、初老期に総義歯装着を余儀なくされた無歯顎患者が、長期にわたり義歯を使用することは、容易に予測される。長期の義歯使用によ

り顎堤吸収量は増加し²⁾、顎堤吸収量の増加に伴い皮下粘膜の菲薄化や支持領域の減少が生じる³⁾との報告を考えると、今後、無歯顎患者数は減少したとしても、高度な顎堤吸収を伴う総義歯患者数は、社会の高齢化に歩幅を合わせ増加すると考えられる。

著者らは、顎堤条件が悪く咬合力の衝撃を負担できない総義歯難症例に対し、咬合力を緩和分散させる軟質リライン材使用は治療の選択肢の一つと考え、その臨床効果を包括的に検討している。その中で、宗⁴⁾およびKimotoら⁵⁾は、クロスオーバー型無作為割付臨床試験

^a 日本大学松戸歯学部顎口腔義歯リハビリテーション学講座, 日本大学松戸歯学部口腔科学研究所

^b 日本大学総合科学研究所

^a Department of Gnatho-Oral Prosthetic Rehabilitation, School of Dentistry at Matsudo, Nihon University, Research Institute of Oral Science, School of Dentistry at Matsudo, Nihon University

^b Department of Research Center, Nihon University

受付：2008年6月3日／受理：2009年1月6日

Received on June 3, 2008/Accepted on January 6, 2009

表 1 The denture base materials used
使用した床用材料

Product	Manufacturer	Material type	Polymerization	Lot No.
Urban	SHOFU,Kyoto,Japan	Denture base resin	Heat-activated polymerization	Powder:060756 Liquid :030751
Physio soft rebase	NISSIN,Kyoto,Japan	Acrylic- based resilient denture liner	Heat-activated polymerization	Powder:CKD-K Liquid :CGA-K
Sofreliner Tough	Tokuyama Dental,Tokyo,Japan	Silicone- based resilient denture liner	Auto-polymerization	0441
Sofreliner Medium soft	Tokuyama Dental,Tokyo,Japan	Silicone- based resilient denture liner	Auto-polymerization	554

を実施し、シリコーン系軟質リライン材使用総義歯装着者は通法総義歯装着者に比べ咀嚼能力が高いこと、そして咀嚼運動中の咬合相時間が延長することを報告した。さらに、Shinomiya⁶⁾ は、パラレル型無作為割付臨床試験を実施し、アクリル系軟質リライン材使用総義歯装着者においては、シリコーン系軟質リライン材と異なり、通法総義歯装着者との間に咀嚼能力や咀嚼運動中の咬合相時間の違いが認められないことを報告した。両者の相違は大変興味深く、著者らは、咀嚼能率の上昇は咬合相時間の延長に影響を受け、さらに、その差は軟質リライン材の材料学的特性に起因すると推察している。そこで、Shinomiya⁶⁾ は、高分子材料の特性を評価するため一般的に用いられるゴム硬度や動的粘弾性パラメータを用いて咬合相時間延長の説明を試みたものの、これらのパラメータと咬合相時間の関係を示すことができなかった。このことから、著者らは、新しい評価方法による検討が必要と考えた。

Brill ら⁷⁾ は床下粘膜に加わる刺激が一定レベルまで到達すると、過剰な刺激が粘膜に加わらないように反射が生じ、咀嚼運動は床下粘膜へ加わる圧によって変化しうることが報告している。また、遠藤⁸⁾ は総義歯の粘膜面に疼痛を生じない程度の金属半球を取り付けピーナツ咀嚼時の咀嚼運動を観察したところ、床下粘膜への圧刺激が短時間のうちに高まることから開口相への移行が早期に生じ、これに伴い咬合相時間の短縮が生じると述べている。

これらのことから、著者らは軟質リライン材使用総義歯装着者では、床下粘膜の圧力動態が変化し、咬合相時間の変化が惹起されているものと考えている。そこで、in vitro においてシリコーン系軟質リライン材、アクリル系軟質リライン材、アクリルレジンを通過した衝撃荷重の圧力センサへの到達時間やその大きさを測定し、これらが材料間で異なることを示せば、シリコーン系軟質リライン材使用総義歯患者とアクリル系軟質リライン材使用総義歯患者の咬合相時間の違いを

説明する一助になると考えた。

本研究の目的は、異なる軟質リライン材による床下疑似粘膜下に生じる圧力動態の違いを明らかにすることである。

II. 材料および方法

1. 使用材料 (表 1)

床用レジンは松風社製加熱重合型床用レジナーバン (コントロール)、アクリル系軟質リライン材にはニッシン社製加熱重合型軟質リライン材フィジオソフトリベース (PSR)、シリコーン系軟質リライン材にはトクヤマ社製常温重合型ソフリライナー 2 種類 (タフ (SLT)、ミディアムソフト (SLMS)) を使用した。

2. 試験体作成

軟質リラインした試験体は、2mm の床部に相当するレジンと 2mm の軟性部からなる (図 1)。まず、縦 50mm、横 50mm、厚さ 2mm のアクリル板をワックスにて囲繞後フラスコ埋没、アクリル板除去、床用レジンの填入、70℃ 9 時間の温成を経て 2mm の床部レジンを完成させた。次に、床部相当レジンに軟質リライン材の添付を行った。加熱重合型アクリル系軟質リライン材の床部レジンへの添付方法は、先に作成した床部レジンと 2mm のアクリル板を重ね、再度フラスコに埋没し、アクリル板除去後の 2mm の空隙に加熱重合型アクリル系軟質リライン材を餅状期填入することで行った。その後、同条件での温成と取り出しを行った後、形態修正を行い直径 6mm 厚さ 4mm の円盤状試験体を作成した。常温重合型シリコーン系軟質リライン材の床部レジンへの添付は、ガラス練板間のスペースを 4mm に規定した後、先に作成した 2mm の床部レジンを固定し、残り 2mm の空隙にシリコーン系軟質リライン材をメーカー指示に従い填塞し、20 分以上室温内放置して行った。その後ガラス練板から試料を取り出し、形態修正を行い

図1 ブロックダイアグラム
ブロックダイアグラム

直径6mm 厚さ4mmの円盤状試験体を作成した。コントロール群の試験体は、厚さ4mmの床用レジンのみで作成した。温成および取り出し方法は、加熱重合型アクリル系軟質ライン材の試料作成時と同じである。試験体はPSR、SLT、SLMS、コントロールをそれぞれ6個、合計24個を作成した。また、各試験体は37°Cの蒸留水中にて保管し24時間後に計測を行った。

3. 計測

感覚受容器を想定した直径6mmの圧力センサ(PS-05KD, 共和電業, 東京)を厚さ1.5mmのシリコン製疑似粘膜(フィットチェッカーII, GC, 東京)で被覆後、試験体を疑似粘膜上に設置した。生体の顎堤粘膜の被圧縮度とシリコン系適合試験材が近似するとした作問⁹⁾の報告を参考に、これを疑似粘膜とした。また、疑似粘膜の厚さは、寺倉¹⁰⁾による下顎無歯顎の顎粘膜厚径を参考にした。衝撃荷重は、100gの金属性円柱棒を3cmの高さから、試験体に対し垂直に落下させた(図1)¹¹⁾。測定は、37°Cの蒸留水中から取り出し直後のコントロール、PSR、SLT、SLMSの各試験体を用い各種3回ずつ行った。圧力センサからセンサインターフェイス(PCD-300A, 共和電業, 東京)を介した信号は、サンプリング周波数1KHzでパーソナルコンピュータへ取り込んだ。

4. 評価項目

圧力動態を評価するパラメータとして、圧力センサへ

図2 Parameters obtained using output waves
出力波形から得られるパラメータ

The stress-propagation speed was calculated by dividing the maximum stress by the time required to reach maximum stress in the first wave.

圧力伝導速度は第1波の最大圧力を最大圧力到達時間で除した値とした。

の入力信号の最大値を表す最大圧力、それに要する時間を表す最大圧力到達時間、そして最大圧力を最大圧力到達時間で除した圧力伝導速度を設定した。各パラメータの算出は図2に示すように、得られた波形の第一波を対象とした。

5. 統計分析

MANOVAを用い3つのパラメータを同時に分析し、有意差が認められた場合のみ、ANOVAとBonferroni法での分析を追加した。統計ソフトはDR.SPSS II for Windows®(SPSS)を用いた。有意水準は0.05以下とした。

III. 結 果

1. 最大圧力(図3)

コントロール、PSR、SLT、SLMSの最大圧力は、それぞれ293.6, 293.0, 274.4, 245.9MPaであった。コントロールとPSR間には有意差は認められないが、その他の組み合わせに関しては、すべてに有意差を認め、最大圧力の材料間の大小関係はコントロールおよびPSR>SLT>SLMSとなった。SLMSの最大圧力は、使用した材料の中で最小値を示し、コントロールと比べ16.2%減少した。またSLTの最大圧力は、コントロールと比べ6.5%減少した。

図 3 Mean and standard deviation of maximum stress
最大圧力の平均値と標準偏差

Control, PSR, SLT, and SLMS represent the denture base resin, acrylic-based resilient denture liner, silicone-based resilient liner (hard type), and silicone-based resilient liner (medium type) respectively.

The horizontal lines indicate significant differences among the materials.

コントロール、PSR、SLT、SLMS は床用レジン、アクリル系軟質リライン材、シリコーン系軟質リライン材タフ、ミディアムソフトを、それぞれ表す。

横線は材料間に統計的に有意差が存在することを意味する。

図 4 Mean and standard deviation of time required to reach maximum stress
最大圧力到達時間の平均値と標準偏差

Control, PSR, SLT, and SLMS represent denture base resin, acrylic-based resilient denture liner, silicone-based resilient liner (hard type), and silicone-based resilient liner (medium type) respectively.

The horizontal lines indicate significant differences among the materials.

コントロール、PSR、SLT、SLMS は床用レジン、アクリル系軟質リライン材、シリコーン系軟質リライン材タフ、ミディアムソフトを、それぞれ表す。

横線は材料間に統計的に有意差が存在することを意味する。

2. 最大圧力到達時間 (図 4)

コントロール、PSR、SLT、SLMS の最大圧力到達時間は、それぞれ 4.0、3.5、5.0、5.5ms であった。コントロールと比べて PSR は、若干短くなったが有意差は認められなかった。また SLT と比べて SLMS は、若干延びたが有意差は認められなかった。その他の組み合わせに関しては、すべてに有意差を認め、最大圧力到達時間の材料間の大小関係は SLMS および SLT > コントロール および PSR となった。SLMS の最大圧力到達時間は、使用した材料の中で最大値を示し、コントロールと比べ 37.5% 遅延した。また、SLT もコントロールと比べ 25.0% 遅延した。

3. 圧力伝達速度 (図 5)

コントロール、PSR、SLT、SLMS の圧力伝達速度は、それぞれ 73.4、73.6、54.7、44.2Mpa/sec. となった。コントロールと PSR 間には有意差は認められなかった。また SLT と比べて SLMS は若干遅くなったが有意差は認められなかった。その他の組み合わせに関しては、す

べてに有意差を認め、圧力伝達速度の材料間の大小関係はコントロールおよび PSR > SLT および SLMS となった。SLMS の圧力伝達速度は、使用した材料の中で最小値を示し、コントロールと比べ 39.8% 遅延した。また、SLT もコントロールと比べ 25.5% 遅延した。

IV. 考 察

Shinomiya⁶⁾ は、無作為割付臨床試験において「シリコーン系軟質リライン材使用総義歯患者の咬合相時間および咀嚼能率 > アクリル系軟質リライン材使用総義歯患者の咬合相時間および咀嚼能率」の関係を示し、この関係は軟質リライン材の理工学的パラメータと関係すると考え、軟質リライン材の物性測定に応用されている動的粘弾性試験やゴム硬度のパラメータを用い検討したが、これらの理工学的パラメータと咬合相時間の関係を見出すことができなかった。そこで著者らは、咬合相時間の延長は、床下粘膜に存在する感覚受容器への衝撃が関連すると考え、in vitro において、床下擬似粘膜下

図5 Mean and standard deviation of stress-propagation speed
圧力伝導速度の平均値と標準偏差

Control, PSR, SLT, and SLMS represent denture base resin, acrylic-based resilient denture liner, silicone-based resilient liner (hard type), and silicone-based resilient liner (medium type) respectively.

The horizontal lines indicate significant differences among the materials.

コントロール, PSR, SLT, SLMS は床用レジン, アクリル系軟質リライン材, シリコン系軟質リライン材タフ, ミディアムソフトを, それぞれ表す。

横線は材料間に統計的に有意差が存在することを意味する。

の圧力動態の基礎的検討を行い, シリコン系軟質リライン材使用総義歯患者とアクリル系軟質リライン材使用総義歯患者の咬合相時間の違いを説明する一助とすることにした。その結果, 床下疑似粘膜下の圧力動態のパラメータとして設定した最大圧力 (図3), 最大圧力到達時間 (図4), 圧力伝導速度 (図5) のすべてにおいてシリコン系軟質リライン材とアクリル系軟質リライン材の間に統計的有意差が認められた。

床用レジンのみから成る試験体 (コントロール) とそれぞれの軟質リライン材添付試験体に観察された最大圧力を比較することで軟質リライン材の緩圧効果の違いを比較することができる。本研究から得られた最大圧力の大小関係 (図3) は, コントロールおよびPSR>SLT>SLMSであり, SLMSはコントロールと比べ16.2%最大圧力が減少し, SLTはコントロールと比べ6.5%減少し, 緩圧効果が高いことが明らかになった。このことは, 通常のアクリルレジンのみを用いたコントロールと比較し, シリコン系軟質リライン材を用いた試験体の場合, 床下疑似粘膜下に加わる最大圧力

を6.5%から16.2%緩衝可能であることを示し, アクリル系軟質リライン材を用いた試験体の場合, コントロールと変わらないことを意味する。河野ら¹²⁾はアクリルレジ系軟質リライン材の衝撃緩衝能は約62%, シリコン系軟質リライン材は約99%と述べている。また, Taguchiら¹³⁾は, 軟質リライン材の粘弾性特性を検討し, 歯槽頂部および頬側斜面部における荷重直後の圧力は, アクリル系軟質リライン材>シリコン系軟質リライン材の大小関係を示し, 荷重が加わったのちの応力緩和能はアクリル系軟質リライン材>シリコン系軟質リライン材であることを報告している。それぞれの報告で用いられている材料は本研究のものと同一ではないが, 両報告における衝撃緩衝能ならびに荷重直後の圧力の結果ともにシリコン系軟質リライン材の緩圧効果>アクリル系軟質リライン材の緩圧効果の大小関係を示し, 本研究の結果を支持している。緩圧効果が大きいシリコン系軟質リライン材はアクリル系軟質リライン材に比べ, 咀嚼時の痛みを惹起しにくいと考えられる。このことがShinomiya⁶⁾の報告にあるシリコン系軟質リライン材使用総義歯患者の高い咀嚼値につながったものと考えられる。

本研究における最大圧力到達時間は, 床下疑似粘膜下に圧力が生じ, 最大圧力に達するまでに要する時間を示す。最大圧力到達時間の大小関係 (図4) はSLMSおよびSLT>コントロールおよびPSRであり, シリコン系軟質リライン材はアクリル系軟質リライン材やアクリルレジ系よりも床下疑似粘膜下の圧力が最大値に達するまでの時間が長くなることが明らかとなった。河野ら¹³⁾は, アクリルレジ系軟質リライン材とシリコン系軟質リライン材の最大衝撃加速度を比較し, シリコン系軟質リライン材の方が, 最大衝撃加速度到達時間が長くなることを報告している。これらのin vitroの研究結果から, 生体においても同じ厚みで軟質リライン材を応用した場合, シリコン系軟質リライン材は, アクリル系軟質リライン材に比較し, 咬合力によって生じる衝撃の床下組織への伝導時間を遅延させることが予測される。

粘弾性体の物性は加える加重速度の違いにより様々なに変化する¹⁴⁾ため, 軟質リライン材は, その異なる圧力伝導速度によって粘弾性体と考えられる顎堤粘膜に異なる変形を引き起こす可能性が考えられる。さらに, 圧力伝導速度は最大圧力を最大圧力到達時間で除した値であるため, 最大圧力, 最大圧力到達時間と異なり, 試料の厚みの影響を受けない。これらのことから, 圧力伝導速度は, 最大圧力および最大圧力到達時間に比べ, より有効なパラメータと考えられ, 軟質リライン材開発

時の評価の指標となりうると考える。

本研究で得られた圧力伝導速度は、コントロール、PSR、SLT、SLMSにおいて、それぞれ73.4、73.6、54.7、44.2Mpa/sec. (図5)であり、シリコン系軟質リライン材はアクリル系軟質リライン材やアクリルレジンよりも圧力を遅く床下疑似粘膜下部に伝えることが明らかとなった。このことは、Shinomiya⁶⁾が報告している大小関係「シリコン系軟質リライン材使用総義歯患者の咬合相時間>アクリル系軟質リライン材使用総義歯患者の咬合相時間」と一致している。咀嚼の運動リズムは下位脳幹部にあるパターンジェネレータによって形成され、筋、顎関節、歯根膜、口腔粘膜からの刺激を受けて様々に変化する^{15, 16)}。有歯顎者においては末梢からの入力として歯根膜感覚が重要な役割を果たすが、総義歯装着者では粘膜および骨膜感覚がその代用を果たすと考えられている^{17, 18)}。したがって、疑似粘膜上での実験から得られた結果であるが、感覚受容器を想定した圧力センサに到達する速度が遅いことは、開口反射に移行するまでの時間が遅れ、咬合相時間の変化を惹起する可能性を持つと考える。

V. 結 論

in vitro における衝撃荷重時、シリコン系軟質リライン材はアクリル系軟質リライン材と比較して優れた緩圧効果、最大圧力到達時間および圧力伝導速度の遅延効果の3つの圧力動態特性を示した。

謝 辞

本研究は科学研究費、基盤研究(c)19592262および若手研究(B)20791443の補助を受け行われた。

文 献

- 1) 歯科疾患実態調査報告解説検討委員会編. 解説 平成17年歯科疾患実態調査. 東京: 財団法人口腔保険協会, 2007.
- 2) Narhi TO, Ettinger RL, Lam EW. Radiographic findings, ridge resorption, and subjective complaints of complete denture patients. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 183-189.
- 3) Uchida H, Kobayashi K, Nagao M. Measurement in vivo of masticatory mucosal thickness with 20 MHz B-mode ultrasonic diagnostic equipment. *J Dent Res* 1989; 68: 95-100.
- 4) 宗邦雄. 軟性裏装材が総義歯装着者の咀嚼機能に及ぼす影響 - 無作為割付臨床試験 (2期クロスオーバーデザイン) による検討 -. *日大口腔科学* 2002; 28: 109-121.
- 5) Kimoto S, So K, Yamamoto S et al. Randomized controlled clinical trial for verifying the effect of silicone-based resilient denture liner on the masticatory function of complete denture wearers. *Int J Prosthodont* 2006; 19: 593-600.
- 6) Shinomiya M. In-vivo and In-vitro Studies for Analysis of Mastication in Complete Denture Wearers with Resilient Denture Liners. *Int J Oral-Med Sci* 2007; 5(2): 107-116.
- 7) Brill N, Tryde G. Physiology of mandibular positions, edited by Kawamura, Y., Physiology of mastication. *Front Oral Physiol* 1974; 1: 199-237, Karger, Basel.
- 8) 遠藤義樹. 総義歯装着者の咀嚼機能に関する臨床的研究 - 床下粘膜の触・圧感覚の違いが咀嚼筋活動に及ぼす影響 -. *補綴誌* 1991; 35: 316-330.
- 9) 作間靖信. 下顎全部床義歯床下粘膜の局所負担圧分布に関する実験的研究. *鶴見歯学* 1988; 14(1): 47-110.
- 10) 寺倉健. 顎粘膜厚径に関する研究 - 無歯顎補綴における診断への可能性について -. *補綴誌* 1988; 32: 546-560.
- 11) 森谷良彦. 総義歯の咬合力に関する研究補遺. *補綴誌* 1967; 11: 1-26.
- 12) 河野文昭, 永尾寛, 野田正純. 軟質裏装材の衝撃緩衝に関する研究 (第1報) 板状試料の衝撃緩衝能. *補綴誌* 1993; 37: 1172-1179.
- 13) Taguchi N, Murata H, Hamada T et al. Effect of viscoelastic properties of resilient denture liners on pressures under dentures. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 1003-1008.
- 14) 村上謙吉. やさしいレオロジー - 基礎から最先端まで - 東京: 産業図書株式会社; 1986, p.13-15.
- 15) Dellow PG, Lund JP. Evidence for Central Timing of Rhythmical Mastication. *J Physiol* 1971; 215: 1-13.
- 16) 中村嘉男, 野崎修一, 入来篤史. 下位脳幹に内在する咀嚼リズム形成機構. *口腔病会誌* 1983; 50: 656.
- 17) 坂田三弥. 顎・顔面領域の深部感覚情報 (骨膜, 筋膜, 歯根膜). *神経進歩* 1974; 18: 1021-1034.
- 18) 坂田三弥. Overlay Denture をめぐって, - 生理学の立場から -. *歯科学報* 1979; 79: 615-623.
- ※ 厚生労働省発表 日本人の平均余命
平成18年簡易生命表
<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/life/life06/index.html>
最終アクセス, 平成20年5月10日

著者連絡先: 山本 史朗

〒271-8587 千葉県松戸市栄町西 2-870-1

TEL: 047-360-9376

FAX: 047-360-9376

E-mail: yamamoto.siro@nihon-u.ac.jp

In Vitro Study on Changes in the Stress Behavior under Simulated Mucosa Exposed to Denture Bases with Different Resilient Denture Liners

Shiro Yamamoto, DDS, PhD,^a Suguru Kimoto, DDS, PhD,^a Hiroyuki Saeki, DDS, PhD,^a
Kunio So, DDS, PhD,^a Mayako Shinomiya, DDS, PhD,^a and Kihei Kobayashi, DDS, PhD^b

^aDepartment of Gnatho-Oral Prosthetic Rehabilitation, School of Dentistry at Matsudo, Nihon University,
Research Institute of Oral Science, School of Dentistry at Matsudo, Nihon University

^bDepartment of Research Center, Nihon University

Ann Jpn Prosthodont Soc 1 : 277–283, 2009

ABSTRACT

Purpose: The aim of the current study was to reveal the stress behavior under simulated mucosa exposed to dentures fitted with resilient denture liners as well as to explain, at least in part, the cause of the prolonged occluding phase observed in edentulous patients who wear complete dentures fitted with resilient denture liners.

Materials and Methods: A cylindrical metal rod weighing 100 g was dropped perpendicularly onto the samples from a height of 3 cm. The samples were placed on simulated mucosa constructed from a silicone impression material; they were 1.5 mm-thick and contained a pressure sensor of diameter 2 mm in their lower regions. Samples of diameter 6 mm and thickness 2 mm were prepared from conventional denture base resin and fitted with 2-mm-thick resilient denture liners. A total of one acrylic-based (PSR) and two silicone-based (SLT and SLMS) resilient denture liners were used. Output signals were transmitted by the stress sensor through a sensor interface to a personal computer. The signals were sampled at a rate of 1 kHz. The following three parameters were used for assessing the observed stress behavior: maximum stress, time required to reach maximum stress, and stress-propagation speed. MANOVA, ANOVA, and Bonferroni post hoc test were used for statistical analysis ($\alpha = 0.05$).

Results: The relationships of the magnitudes of the abovementioned parameters were as follows: maximum stress, control: PSR > SLT > SLMS; time required to reach maximum stress: SLT, SLMS > control, PSR; and stress-propagation speed: control, PSR > SLT, SLMS.

Conclusion: On being subjected to the shock load, the silicone-based resilient denture liners showed lower maximum stress, took longer to reach maximum stress, and exhibited slower stress-propagation speeds compared to the findings obtained using the acrylic-based resilient denture liners.

Key words

complete denture, resilient denture liner, stress behavior