原 著 論 文

市販軟質裏装材の物理・機械的性質に関する基礎的検討

—初期物性について—

落合 公昭 鷹股 哲也*

A Physical and Mechanical Properties of Soft Lining Materials

—Initial Value—

Kimiaki Ochiai and Tetsuya Takamata*

Abstract : Soft lining materials for denture bases are sometimes considered advantageous for patients who are capable of delivering a relatively heavy occlusal load to unfavourable denture bearing tissues. These materials have been recommended to prevent excessive pressure on residual alveolar ridges and to provide a more uniform load distribution by absorbing the “mechanical shock” caused by masticatory forces.

There are, however, many defects appearing in long-term use in clinics such as color change, degradation, surface roughness, lack of resiliency, and peeling-off from acrylic resin.

The purpose of this paper is to discuss the findings of a pilot investigation of the physical and mechanical properties of some soft lining materials in order to analyze their color change and degradation.

The results were obtained as follows :

1. It seemed that the properties of tensile stress, percent elongation, tensile strength, tear strength, 25% low tensile stress and Durometer A hardness were useful in characterizing the performance characteristics in relation to the color change of the soft lining materials.
2. There was considerable variation in the physical and mechanical properties of the soft lining materials examined in this study.

Key words : soft lining materials, mechanical properties, initial value

I. 緒 言

長野県開業

*松本歯科大学口腔診断科（主任：鷹股哲也教授）

Ochiai Dental Office

*Dental Diagnostic Sciences, Matsumoto Dental College
(Chief : Prof. Tetsuya Takamata)

平成5年10月19日受付

歯槽骨の吸収・萎縮に伴う顎堤の形態変化は義歯床の維持・安定を阻害し、機能時に顎堤粘膜に疼痛や創傷を生じる結果となる。また、義歯床の適合性も顎堤の経年的な形態変化により余儀なくされ、その結果義

歯の維持不良のために咀嚼障害のみならず、いろいろな障害をもたらすことになる。このような症例に対し、臨床的な対応策として義歯床内面に軟質の材料を裏装して、咬合時の顎堤粘膜への衝撃を緩和し、さらに咬合力が顎堤に均等に伝達されることを期待して顎堤粘膜の疼痛を回避しているのが現状であろう。

このように軟質裏装材は適応症例を誤らなければ有用な材料ではあるが¹⁾、従来の軟質裏装材は口腔内での化学的・物理的安定性に欠け、変色、退色、レジンからの剝離、表面の粗造化、弾力性の低下など長期間にわたる使用に耐えることができなかった。中でも変色・着色はこの種の材料には宿命的なものであり、物性の変化をも懸念されることから、変色と物性の変化との関係を検討するに先立ち、まず市販されている軟質裏装材 9 種類について物理・機械的性質を検討し、若干の知見を得たので報告する。

II. 実験材料および方法

1. 実験材料

材料はポリオレフィン系モルテノ・レギュラー (MOL.:モルテンメディカル社製)、シリコーン系エヴァタッチ・ソフト (EVA.:ネオ製薬社製)、モロジル (MOLLOS.:Molloplast, Regneri GmbH & Co KG)、モロプラスト B (MOLLOP.:Molloplast Regneri GmbH & Co KG)、ジンパ (SIM.:Kettenbach Dental)、フッ素樹脂系クレペート・ドウ (KURE.:呉羽化学工業社製)、ノーバス (NOV.:

THE HYGENIC CORPORATION)、アクリル系スーパーソフト (SUPER.:COE LABORATORIES INC.)、ソフテン (SOFT.:亀水化学工業社製) の 9 種類である (表 1)。

2. 測定項目

測定は 1) 100% 引張応力、2) 伸び、3) 引張強度、4) 引裂強度、5) 25% 低伸長応力、6) 硬度の 6 項目である。

3. 試料の作製

モルテノ、クレペートを除くすべての材料は試料作製用金型 (120×120×2.0 mm) (高分子計器社製) を用い、卓上型加熱加圧機 SA 302-II (テスター産業社製) にてメーカー指示に基づき加圧加温しスラップを作製した。モルテノについては製造業者に厚さ 2.0 mm のスラップの作製を依頼した。クレペートは予備実験で金型を用いて作製したところ、多数の気泡の混入がみられたため、湿熱で加温することとし、レジン重合用フラスコを用いて特別に石膏陰型を作製した。まず常温加硫シリコーン印象材 (Coltene 社製) を使用して金型を用いてスラップを作製し、これを打ち抜き機 (ヨシミツ精機社製) に取り付けた打ち抜きカッター (ヨシミツ精機社製) にて、JIS K 6301 加硫ゴム物理試験方法²⁾に準拠し、引張試験片 (ダンベル状 1 号形)、引裂試験片 (B 形)、25% 低伸長応力試験片 (1 号型短冊状) を用いて打ち抜き、これを石膏陰型の陽型とした。この陽型をフラスコ下部の石膏に埋

表 1 市販軟質裏装材と調製方法

Brand	Type of material	Batch No.	Manufacturer	Powder/Liquid ratio	Curing method
MOLTENO	Polyorefin	21003	Molten Medical Co.	Single component	Manufacturer made
MOLLOSIL	Silicone	880401	Molloplast Regneri GmbH & Co. KG	2 cm Mollosil 1 drop catalyst	Dry heat 30 min-40 C
MOLLO-PLAST-B	Silicone	880962	Molloplast Regneri GmbH & Co. KG	Single component	Dry heat 20 min-60 C 60 min-100 C
EVATOUCH	Silicone	Base FG 02 Catal. FI 01	Neo Dental Chemical Products Co., Ltd.	Base 1 cc Catal. 1 cm	Dry heat 10 min-40 C
SIMPA	Silicone	Base 129222 Catal. 129212	Kettenbach Dental	Base 1 scale Catal. 2 drops	Dry heat 30 min-40 C
KUREPEET	Polyfluoroethylene copolymer	85702	Kreha Chemical Ind. Co.	Single component	Water bath 40 min-70 C 40 min-100 C
NOVUS	Polyphosphazene fluoroelastomer	06189 A	The Hygenic Co.	Single component	Dry heat 2 h.30 min-70 C 30 min-100 C
SUPER SOFT	Acrylic resin	Pol. 010489 K Mon. 012789 A	Coe Labo. Inc.	Powder 5 g Liquid 4 cc	Dry heat 30 min-70 C 10 min-100 C
SOFTEN	Acrylic resin	Pol. 1028 Mon. 1028	Kamemizu Chemical Ind. Co., Ltd.	Powder 3.4 g Liquid 3 ml	Dryheat 10 min-40 C

没し、上部埋没を行った後取出し、準備された陰型にクレペートを填入し、加圧後フラスコレンヂにて固定し、湿熱にて加温し試料を作製した。

すべての試料はこの物理試験方法に準拠し、それぞれ7枚の試料を作製した。試料はすべて標線印を用いて40 mmの標線を印記して、この標線間5カ所の厚さを測厚器SS-10（高分子計器社製）にて測定しその平均値を用いた。標線間の厚さの差が、0.1 mm以上あるもの、幅の不同のもの、異物、気泡、傷のあるものなどは除外した。測定は万能試験機DSS-500（島津製作所社製）を用い、つかみ歯は歯面がやすり目状のものを使用し、加荷時の試料のすべりを防ぐように考慮した。

4. 測定方法

1) 引張試験

引張試験は引張速度500 mm/mmで行い、100%引張応力は試験片に100%の伸びを与えたときの荷重について測定し、標線間距離が80 mmに達したときの荷重を読み取った。引張応力、伸び、引張強度はそれぞれ次式にて求めた。

引張応力 (MPa) $M_n = \frac{F_n}{A}$ (F_n : 特定の伸び時における荷重, A : 試験片の断面積)

伸び (%) $E_b = \frac{L_1 - L_0}{L_0} \times 100$ (L_0 : 標線間距離, L_1 : 切断時の標線間の長さ)

引張強度 (MPa) $T_b = \frac{F_b}{A}$ (F_b : 最大荷重, A : 試験片の断面積)

2) 引裂試験

試験片の寸法はB形を用いた。すなわち長さ10 cm, 幅20 mm, 内角90°, 内角に対向する彎曲部はR 13.5 mm, 平行部分と移行部の彎曲はR 20 mmである。厚さは5回測定の平均値を求め、その不同が±2%以内であることを確認した。引張速度は500 mm/mmで行い、計算は次式によった。

引裂強度 (kg/cm) $T_r = \frac{F}{t}$ (F : 最大荷重, t : 試験片の試験部分の厚さ)

3) 25% 低伸長応力試験

JIS 1 号型短冊状試験片とし、測厚器にて標線間5カ所の厚さを測定し、その平均値を厚さとした。25%伸長応力の測定に先立ち予備的に2回、伸び0%から37.5% (1.5×25) まで加荷する。この予備的加荷で

は伸び0% および37.5% の時点でそれぞれ30秒ずつ停止し3回目に25%伸長し、30秒経過した時点の荷重を測定し、試験片の断面積で除して25%低伸長応力 (MPa) を算出した²⁾。

4) 硬さ試験

スプリング式硬さ試験 (A形)²⁾を採用し、測定器は定圧荷重器CL-10型に取り付けたデジタル硬度計DD 2-JA型 (高分子計器社製)を用い、測定には試験片を7枚重ねとし厚さを約14 mmとして任意の計測点5カ所を測定し、平均値を求めた。

以上、いずれの試料も100%湿度デシケータ中に24時間保管後測定することとし、測定は室温22°C±1°, 湿度55%の室内で行った。

統計処理はまず分散の均等性を調べるためにBartlett's Testを行い、この値がカイ2乗検定値の0.10以下であったとき、分散分析 (ANOVA) を行った。さらにこれらの値がカイ2乗検定値よりも大きい時、ANOVAに代わってWelch Testを行った。その結果、各平均値間に有意差があった時、Tukey's Testにより多重比較 (multiple comparison) を行った。

III. 結 果

測定結果を表2, 3に、図1から6に示す。表中、アルファベットで示した部分は統計処理結果で、同一のアルファベット間には有意差がない ($p < 0.05$) ことを意味している。100%引張応力以外は測定項目すべてにMOL.の値が大きく現れ、特にEVA.との比較において、伸びは約8倍、引裂強度では9倍、25%低伸長応力でも8倍の値を示した。シリコン系、フッ素樹脂系、アクリル系など同一の系に属する材料でもその値は様々で、特にフッ素樹脂系ではすべての測定項目にNOV.の値が大きく現れ、アクリル系ではSUPER.が大きな値を示した。

IV. 考 察

義歯床用軟質裏装材のように高分子合成材料はその組織構造は疎で分子間隙が大きく、容易に吸水膨張し、また逆に材料に含まれる可塑剤の溶出、フィラーなどの有効成分が溶出し³⁾、本来持つべき材料の特性が徐々に失われていく。これを劣化と考えればこの種の材料にとって口腔内はまさに悪環境としての条件を備えている。軟質裏装材はこのような環境下でも安定

表 2 測定結果 (引張応力, 伸び, 引張強度)

Materials	Tensile Stress (MPa)		Elongation (%)		Tensile Strength (MPa)	
	$\bar{X}$	S.D.	$\bar{X}$	S.D.	$\bar{X}$	S.D.
MOLTENO	2.8 (a)*	0.07	892.9 (a)	87.45	6.8 (a)	0.58
EVATOUCH	2.3 (b)	0.07	110.2 (b)	10.52	2.3 (b)	0.47
MOLLOSIL	0.4 (c)	0.05	376.8 (c)	23.31	3.2 (c, d)	0.28
MOLLOP-B	1.0 (d)	0.06	367.9 (c)	27.82	3.8 (c)	0.30
SIMPA	1.0 (d)	0.10	141.1 (b)	17.25	1.3 (e)	0.16
KUREPEET	1.8 (e)	0.13	139.3 (b)	20.95	2.5 (b, d)	0.25
NOVUS	3.1 (f)	0.29	226.8 (d)	21.64	4.8 (f)	0.11
SUPER SOFT	1.2 (d)	0.15	324.6 (c)	12.30	5.1 (f)	0.43
SOFTEN	0.8 (d)	0.09	260.0 (d)	28.50	1.4 (e)	0.24

* Multiple comparisons using Tukey's procedure. At $p < 0.05$, groups means designated by the same letter are not statistically different

表 3 測定結果 (引裂強度, 25% 低伸長応力, 硬さ)

Materials	Tensile Strength (kgf/cm)		25% Low Tensile Stress MPa		Durometer A Hardness	
	$\bar{X}$	S.D.	$\bar{X}$	S.D.	$\bar{X}$	S.D.
MOLTENO	45.3 (a)	1.65	1.6 (a)	0.18	69.9 (a)	2.33
EVATOUCH	5.1 (b)	1.29	0.2 (b, c, d)	0.02	40.7 (b, c)	1.93
MOLLOSIL	8.0 (c, d)	0.69	0.1 (e)	0.02	11.2 (d)	0.39
MOLLOP-B	11.9 (e, f)	1.96	0.3 (b, f)	0.04	36.4 (b, e)	0.87
SIMPA	6.6 (b, c)	1.47	0.3 (b, d, f)	0.02	30.3 (f)	0.64
KUREPEET	8.4 (c, d)	0.98	0.2 (c, d, e)	0.05	31.6 (e, f)	5.70
NOVUS	10.8 (d)	0.54	0.3 (b, c, f)	0.03	43.7 (c)	2.59
SUPER SOFT	14.1 (f)	2.89	0.2 (d, e)	0.02	33.8 (e, f)	3.08
SOFTEN	6.7 (b)	0.37	0.1 (e)	0.01	37.6 (b, e)	1.28

* Multiple comparisons using Tukey's procedure. At $p < 0.05$, groups means designated by the same letter are not statistically different

図 1 引張応力 (MPa)

図 2 伸び (%)

したものではなくてはならないことは論を待たない。日常の臨床でしばしば経験することはこの種の材料の変色^{4~6)}, 表面の粗造化⁷⁾, レジンからの剥離⁷⁾, 弾力性

の低下であり, 咀嚼圧下では圧縮と開放が繰り返され材料の伸縮が生じ, 材料疲労のためクラックが発生し⁸⁾, また細菌の汚染による耐久性の低下も生ずる。

図 3 引張強度 (MPa)

図 5 25% 低伸長応力 (MPa)

図 4 引裂強度 (MPa)

図 6 デュロメーターA硬さ

臨床では義歯の耐用年数に一致してあるいはそれに近く軟質裏装材の特性を維持できることが理想的である。

本研究は軟質裏装材の変色が材料の物理的性質に及ぼす影響を調査するために、まず4種類の系に属する9種類の市販軟質裏装材について、*in vitro*における物理・機械的性質について初期物性を検討し、各材料の比較を行ったものである。

1. 研究方法について

軟質裏装材の力学的性質を評価する試験方法はいまだ明確には確立されていない。弾性印象材の評価方法に準じている報告もみられるが^{9,10)}、使用目的が異なり客観的に物理的性質を評価する方法としては難点がある。特に弾性印象材は口腔内で直接短時間のうちに流動し、速やかに硬化する性質が求められる。一方、軟質裏装材は速やかに硬化する性質は直接法では必要とするものの、間接法では大きな要素とは考えにく

く、硬化のメカニズム、所要時間も弾性印象材とはかなり異なるものと考えられる。また粘膜調整材のように周囲組織に適合していくまでは流動しやすい性質が必要であるものの、いったん周囲組織と適合してしまえば弾性変形の少ない性質が要求されるものもある。軟質裏装材はこれら両者の性質を必要とされ、当然、粘性、弾性の両側面から検討することが必要となる。このようなことから粘弾性解析にはクリープ曲線の解析、Voigt型4要素模型が簡便で臨床に結びつけやすいといわれ¹¹⁾、実際、軟質裏装材の粘弾性的性質について実験的に論じている報告は多いが¹²⁻¹⁶⁾、物理・機械的強度を主眼とした報告は少ない。著者らは軟質裏装材が持つべき性質としては動的印象材あるいは粘膜調整材のように、流動性を長く保ち、機能時の軟組織と適合していくまで可塑性を維持する必要はなく、むしろ重合・加硫後は口腔内で経日的に弾性が失われず、変色、物理的性質の低下、表面の粗造化、レジンからの剝離などなく本来の性質を永く発揮できる材料であ

れば良いと考えている。

軟質裏装材をレジン床義歯に適用するときの問題点として、レジンとの接着強度^{17,18)}、変質あるいは変色^{4~7,19~21)}、細菌学的検索^{22~29)}、裏装材の厚さ³⁰⁾などが挙げられているが材料の物理的性質の変化と変色との関係を論じた報告は少ない。唯一、エビテーゼ用材料のマージンシール材に関して生理食塩液と脂質溶液とを用いた浸漬試験と物理的性質との関連を検討した報告はあるが³¹⁾、軟質裏装材に関するものではない。そこで本研究は軟質裏装材の機械的性質をまず調査し、変色との関わりを検討するための初期物性を得るために行ったものである。

2. 測定項目について

高分子材料の機械的特性を調べる力学的試験方法としてはクリープ試験、応力緩和試験、応力一歪み試験、動力学的試験などが一般的である³²⁾。軟質裏装材のように粘弾性材料の力学的試験にはクリープ試験、応力緩和試験、などが重要と思われるが、今回は JIS 加硫ゴム物理試験方法 K 6301 に準拠した試験項目の中から、引張試験（引張強度、伸び、引張応力）、引裂試験、低伸長応力試験、硬さ試験を選択した。引張強度は切断に至る最大応力を、伸びは試験片が引張りを受けて生ずる引張り方向の変形を、引張応力は試験片に特定の荷重を与えたときの応力、すなわち材料の剛性の指標として用い、引裂試験は試験片が裂けるときの最大荷重をそれぞれ示すものである。低伸長応力試験では静的弾性率を求めることができ、顎粘膜に直接接触する軟質裏装材の初期の引張応力を求めるものであり、顎粘膜の動きに材料が追従するためには低伸長領域の応力が参考となる³¹⁾。硬さ試験にはスプリング式硬さ試験（A 形および C 形）、低荷重（オルゼン）式硬さ試験、低荷重（ブセイ・ジョンズ）式硬さ試験の 3 種類があるが²⁾、一般にゴム質材料の硬さには Shore-A Durometer Hardness^{3,33~37)} が用いられていることから、スプリング式硬さ試験 A 形を用いた。A 形では試験片を 12 mm 以上の厚さにして測定する必要があり、本実験では厚さ 2 mm の試料片を 7 枚重ねて 14 mm として任意の測定点を 5 カ所求め、その平均値を求めた。用いた測定器は試験機の加圧面を試料に接触させてから測定値が一定となるまで 2 秒間保持する方法をとり、定圧荷重器（1,000 gf 荷重）を補助装置として用いた。この補助装置は測定者による個人差、測定誤差などを最小にすることができる。

3. 結果について

1) ポリオレフィン系軟質裏装材

この材料で現在市販されているのは MOL. のみであるため、同系における複数の製品の比較はできない。使用した 9 種類の製品中、引張応力を除いてすべての測定項目が最も大きな値を示し、本材料の特性をよく表している。製造業者の物理試験結果をみると³⁸⁾伸びは 850 ± 100 (%)、引張強度は 70 ± 20 (kg/cm²)、硬さは 70 ± 3 (JIS A 規格)（以上いずれも室温 $25^\circ\text{C} \pm 1^\circ$ の雰囲気中）で、伸び、強度、硬さ共に本実験結果とほぼ一致している。しかし、他の材料と比較してかけ離れた大きな値を示していることから、この性質が顎粘膜にとって適切であるかどうかは疑問に思われる。特に低伸長領域での応力をみるとかなり大きな値を示し、顎粘膜の動きに追従できるかどうかという点ではさらに検討する必要がある。本研究の今後のねらいとする変色との関係でこの初期物性値にどのような変化が現れるかが興味の持たれるところである。

2) シリコン系軟質裏装材

シリコン系は軟質裏装材として早くから応用され、古くは 1958 年、Lammie ら³⁹⁾の報告にみることができる。耐オゾン性、耐候性、耐油性、耐水性に優れているが機械的強度は弱く⁴⁰⁾、研削・研磨ができないことと、レジンとの接着性がないことが欠点である。機械的強度は本実験結果をみると、ほぼフッ素樹脂系、アクリル系と同等の性質を持ち、硬さでは MOLLOS. が軟らかい傾向にあった。シリコン系軟質裏装材はシリコン印象材の常温重合型（重縮合型）と加熱重合型（重付加型）の 2 つのタイプと考えることができ⁴⁰⁾、EVA., MOLLOS., SIM. は前者、MOLLOP. は後者にあたる。これら重合タイプの違いによる機械的性質では、加熱重合型の MOLLOP. が引裂強度に大きな値を示した。

3) フッ素樹脂系軟質裏装材

この系の材料は耐水性、耐溶剤性、耐摩耗性、化学的安定性に優れていることから⁴¹⁾、義歯床用軟質裏装材として使用されている。代表的な製品は KURE. であるがこの製品とシリコン系材料との理工学的性質の比較では吸水量、引張強度、床用レジンとの接着力、接触角などは優れているといわれている⁴¹⁾。本結果からも KURE. はほぼシリコン系材料と似た性質を有していたが、NOV. はやや大きい値を示した。KURE. と NOV. の同系材料の比較ではすべての項目

に明らかに NOV. の値が大きく、これは KURE. がエステル側鎖にフッ素系オリゴマーを有するメタクリレートモノマーとフッ素系ポリマーとから成り、このエステル側鎖に分子量の大きなフルオロアルキル基を持つため、重合率が低く、未反応モノマーの残留が多くなる性質を持つためとゴム質弾性材料を含有せず、主な成分は軟質フッ素樹脂と酸化珪素であるため⁴⁰⁾低い値が現れたものと考えられた。一方、NOV. はリン・窒素原子を骨格とする炭化フッ素の側鎖を持つ安定した化合物であり、ポリフォスファゼンラバーを含有することから⁴²⁻⁴⁴⁾大きな値が得られたものと思われる。これら両者の性質のどちらが顎粘膜に有効であるのか、あるいは経日的な種々の変化に耐性を持つかは今後の検討を待たねばならない。

4) アクリル系軟質裏装材

このタイプの軟質裏装材は常温ゲル化型、常温化学重合型、加熱重合型のそれぞれ3種類の成形方法に分けられるが⁴⁰⁾、SOFT. は常温化学重合型に、SUPER. は加熱重合型に属する。いずれも可塑剤が添加され、使用中、可塑剤がレジン表面に拡散し唾液中に溶出し、変質あるいは劣化が生じ次第に硬くなる⁴⁵⁾といわれ、長期使用に際し物性に懸念が持たれている。SUPER. と SOFT. をみると、機械的性質は概して加熱重合型の SUPER. の値の方が大きく、統計的には引張応力、25% 低伸長応力、硬さがほぼ同じである。実験に使用した材料の中では最も吸水性が大きいと考えられるため、材料の物性に影響を与える可能性が大きいと思われる。

以上4種類の系の9種類の材料について初期物性値を得たが、それぞれ特徴ある機械的性質を有し、同系に属する材料でもそれぞれ異なった値を示し、どの性質が顎粘膜に最も適しているかとの判断は難しく、さらに検討する必要がある。今後はこれらの初期物性値を基にして、各種溶液に浸漬試験を行った時の変色と物理・機械的性質に与える影響について検討を進める所存である。

V. 結 論

市販軟質裏装材のうち4種類の系に属する9種類の材料について物理試験を行った結果、以下の結論を得た。

1. 系の異なる材料はもとより、同系の材料でも物理・機械的性質が個々に異なることが明らかとなった。

2. 各種材料中ポリオレフィン系軟質裏装材が著しく大きな値を示し、市販軟質裏装材の規格基準の必要性が示唆された。

3. 軟質裏装材に必要な物理・機械的性質を検討するための、また経日的な変化を知るための基礎的な数値を得た。

本論文の要旨は第89回日本補綴歯科学会学術大会(1993年5月28日、札幌)において発表した。

本研究の一部は平成5年度文部省科学研究費補助金(一般研究C、課題番号05671642)に依った。

文 献

- 1) 津留宏道, 長澤 亨, 佐藤隆志ほか: 弾性裏装材の特性およびその臨床応用, 日本歯科評論, 417: 59~67, 1977.
- 2) 日本規格協会編: K 6301 加硫ゴム物理試験方法, JIS ハンドブック ゴム, 104~123, 1990.
- 3) 山本幸雄: 歯科用軟性樹脂に関する研究(第1報)市販ならびに試作した歯科用軟性樹脂の耐水性, ショアー硬さ, 耐摩耗性について, 歯理工誌, 8: 30~35, 1967.
- 4) 鷹股哲也, 井上義久, 橋本京一ほか: ポリオレフィン系軟質裏装材の基礎的検討 各種溶液における変色について, 松本歯学, 16: 268~275, 1990.
- 5) 鷹股哲也, 落合公昭, 倉澤郁文ほか: 最近の軟質裏装材3種類の変色について, 補綴誌, 35: 542~555, 1991.
- 6) 鷹股哲也, 倉澤郁文, 落合公昭ほか: 最近の軟質裏装材3種類の変色について 第2報 分光反射率特性による経日的变化, 補綴誌, 36: 7~14, 1992.
- 7) 鷹股哲也, 倉澤郁文, 舩田篤之ほか: 軟性裏装材の術後経過観察ーポリオレフィン系軟質裏装材についてー, 松本歯学, 18: 64~70, 1992.
- 8) 早川 巖: 軟質裏装材の適応と材料の特性, 東京都歯医師会誌, 39: 13~20, 1991.
- 9) Braden, M.: Tissue conditioners: Rheological properties, J Dent Res, 49: 496~501, 1970.
- 10) Duran, R.L., Powers, J.M. and Craig, R.G.: Viscoelastic and dynamic properties of soft liners and tissue conditioners, J Dent Res, 58: 1801~1807, 1979.
- 11) 賛川勝吉: 暫間軟質裏装材の組成と粘弾性的性質の関係に関する研究, 口病誌, 53: 157~183, 1986.
- 12) 川上道夫, 竹花庄治: Dynamic impression materials のクリープとその回復, 歯理工誌, 6: 7~11, 1965.
- 13) 三輪英則, 服部正巳, 佐藤志貴ほか: 動的ならびに合成ゴム印象材のクリープに関する研究, 補綴誌, 20: 393~398, 1976.
- 14) 日高里史: 軟性裏装材の物性に関する基礎研究, 九州歯会

- 誌, 34 : 678~695, 1981.
- 15) 竹内敏洋：機能印象材のレオロジカルな性質に関する研究, 九州歯会誌, 37 : 283~303, 1983.
- 16) 平沼謙二：粘膜調整材ならびに軟性床用裏装材の臨床的評価に関する検討, 日歯医師会誌, 41 : 607~616, 1988.
- 17) Travaglini, E.A., Gibbons, P. and Craig, R.G. : Resilient liners for dentures, J Prosthet Dent, 10 : 664~672, 1960.
- 18) Storer, R. : Resilient denture base materials, Part 2, Clinical trial, Br Dent J, 113 : 231~239, 1962.
- 19) Bates, J.F. and Smith, D.C. : Evaluation of indirect resilient liners for dentures, J Am Dent Assoc, 70 : 344~353, 1965.
- 20) 西山 実：エチレン酢酸ビニール共重合体の歯科的応用について—義歯床弾性ライニング材の試作に関する基礎的研究, 歯材器誌, 27 : 120~141, 1972.
- 21) 鷹股哲也, 黒岩昭弘, 落合公昭ほか：光重合型軟質裏装材の変色について, 補綴誌, 37 : 308~317, 1993.
- 22) Gruber, R.G., Lucatorto, F.M. and Eugene, J.M. : Fungus growth on tissue conditioners and soft liners, J Am Dent Assoc, 73 : 641~643, 1966.
- 23) Baker, C.R. : Occlusal reactive prosthodontics, J Prosthet Dent, 17 : 566~569, 1967.
- 24) Williamson, J.J. : The effect of denture lining materials on the growth of *Candida albicans*, Br Dent J, 125 : 106~110, 1968.
- 25) Frisch, J., Levin, M.P. and Surindar, N.B. : Clinical study of fungal growth on tissue conditioners, J Am Dent Assoc, 76 : 591~592, 1969.
- 26) 笠原克彦, 佐藤重臣, 野本種邦：弾性印象材 Silastic 390 Soft Liner 使用中に発生した White nodule とその対策について (会), 補綴誌, 14 : 215~216, 1970.
- 27) Roger, P.M., Charles, T.D. and William, R.L. : The preventions of growth of *Candida* on Silastic 390 Soft Liner for denture, J Prosthet Dent, 33 : 250~257, 1975.
- 28) Thomas, C.J. and Nutt, G.M. : The in vitro fungicidal properties of Viscogel, alone and combined with nystatin and amphotericin B, J Oral Rehabil, 5 : 167~172, 1978.
- 29) Mäkilä, E. and Honka, O. : Clinical study of a heat-cured silicone soft lining materials, J Oral Rehabil, 6 : 199~204, 1979.
- 30) Wright, P.S. : Soft lining materials, their status and prospects, J Dent, 4 : 247~256, 1976.
- 31) 新保 悟：エビテーゼ材料の材料特性に関する実験的研究, 顎顔面補綴, 10 : 1~29, 1987.
- 32) 大澤善次郎：高分子の劣化と安定性, 85~88, 武蔵野クリエイト, 東京, 1992.
- 33) Gonzalez, J.B. : Polyurethane elastomers for facial prostheses, J Prosthet Dent, 39 : 179~187, 1978.
- 34) 増原英一, 永田勝久, 佐藤雅彦ほか：義歯床用軟質フッ素系ポリマーに関する研究, 歯理工誌, 20 : 115~120, 1979.
- 35) Lewis, D.H. and Castleberry, D.J. : An assessment of recent advances in external maxillofacial materials, J Prosthet Dent, 43 : 426~432, 1980.
- 36) Abdelnabi, M.M., Moore, D.J. and Sakumura, J.S. : In vitro comparison study of MDX -4-4210 and polydimethyl siloxane silicone materials, J Prosthet Dent, 51 : 523~526, 1984.
- 37) Dootz, E.R., Koran, A. and Craig, R.G. : Comparison of the physical properties of 11 soft denture liners, J Prosthet Dent, 67 : 707~712, 1992.
- 38) モルテンメディカル研究所編：モルテノに関する各種性質, モルテノ資料, 1~6, 1986.
- 39) Lammie, G.A. and Storer, R. : A preliminary report on resilient denture plastics, J Prosthet Dent, 8 : 411~424, 1958.
- 40) 平澤 忠, 平林 茂：市販各種リベース材の現況とその材料学的な整理として, Quintessence Dent Technol, 12 : 53~66, 1987.
- 41) 早川 巖, 打田年実, 河江 信ほか：新しい軟質裏装材 (軟質フルオロポリマー) の臨床への応用, 歯界展望, 54 : 1019~1033, 1979.
- 42) 酒井貴明：無機高分子, 塩川二郎, 足立吟也, 池田 功ほか編, カーク・オスマー化学大辞典, 1374~1375, 丸善, 東京, 1989.
- 43) Gettleman, L.R., Ross-Bertrand, L., Gebert, P.H. et al : Novel elastomers for denture and maxillofacial prostheses, Biomedical Engineering, IV : 140~144, 1985.
- 44) Farris, C.L., Gettleman, L. and Rawls, H.R. : Improvement of bonding and strength of a polyphosphazene elastomer for denture liners, IADR Abstract, No. 957, 1982.
- 45) Phillips, R.W. : Skinner's Science of Dental Materials, 206~209, W.B. Saunders, Phila., 1982.