

〔原著〕 松本歯学 18 : 45~53, 1992

key word : soft lining material — physical property — polyorefin and silicone

軟質裏装材の物理的性質に関する基礎的研究  
—ポリオレフィン系ならびに  
シリコン系の特性について—

鷹股哲也, 落合公昭, 各務篤彦  
井上義久, 倉澤郁文

松本歯科大学 歯科補綴学第1講座 (主任 鷹股哲也 助教授)

高橋重雄, 永沢 栄, 洞沢功子

松本歯科大学 歯科理工学講座 (主任 高橋重雄 教授)

A Study of Physical Properties of Resilient  
Lining Materials for Denture Bases  
—Characteristics of polyorefin and silicone—

TETSUYA TAKAMATA, KIMIYAKI OCHIAI, ATSUSHIKO KAGAMI,  
YOSHIHISA INOUE and IKUFUMI KURASAWA

*Department of Complete and Partial Denture Prosthodontics,  
Matsumoto Dental College  
(Chief : Asso. Prof. T. Takamata)*

SHIGEO TAKAHASHI, SAKAE NAGASAWA and NORIKO HORASAWA

*Department of Dental Technology, Matsumoto Dental College  
(Chief : Prof. S. Takahashi)*

**Summary**

Resilient denture base 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.

The desirable properties of resilient denture base materials and certain clinical requirements have been suggested : (1) non-irritable and non-toxic to the oral mucosa, odorless and tasteless, (2) dimensionally stable during processing and in use, (3) low water absorption, (4) high abrasion resistance, (5) permanent resilience, (6) color stability, (7) adequate bond

strength to the rigid denture-base resin, (8) no adverse effects on the denture base such as distortion, loss of strength, crazing, or blanching, (9) ease of processing, finishing and polishing and (10) ease of repair.

Physical and mechanical properties of resilient lining materials are very important for these suggestions and are recommended to have consistent quality in order to be used in clinics for as long as possible.

The purpose of this study is to evaluate the physical properties of two soft lining materials, polyurethane and silicone.

## 緒 言

軟質裏装材は適応症例を誤らなければ効果の期待できる義歯床用材料の1つである。しかし現在市販されている軟質裏装材は口腔内での長期間の使用に変色、剝離、劣化が見られ、特に劣化の中では表面の粗造化、弾力性の低下などが挙げられる。これらの材料は適度な軟らかさを持つ高分子材料であるために、組織構造は粗で分子間に容易に色素が沈着あるいは侵入し、変色・着色の原因となる。また物理・機械的性質も咀嚼圧下で繰り返し圧縮、開放が行なわれ分子間結合が離断され易い条件にあり、劣化も軟質裏装材の宿命的な欠陥であると考えられる。さらに口腔内では化学的、細菌学的影響も当然考えられ、変色、劣化だけではなく、床用レジンの接着強度の持続性にも関係する。

著者等は軟質裏装材の変色と物理・機械的性質の低下との関係について一連の研究を行なってきたが、その第一段階として市販各種軟質裏装材の初期物性について検討し、今回、ポリオレフィン系軟質裏装材とシリコン系軟質裏装材の材料学的特性について調査したので報告する。

## 材料と方法

### 1. 材料ならびに試料の作製

実験に使用した材料はポリオレフィン系軟質裏装材「モルテノ・レギュラー」Butch No. 210003(モルテンメディカル社製)(以下、MOLと呼ぶ)、シリコン系軟質裏装材「エヴァタッチ・ソフト」ベース Butch No.FG02キャタリスト Butch No. FI01(ネオ製薬社製)(以下、EVAと呼ぶ)の2種類である。

#### 1) 物理試験測定項目

JIS K6301(加硫ゴム物理試験方法)に準拠し<sup>1)</sup>、

引張試験、伸び、引裂試験、引張応力、25%低伸長応力試験、硬さ試験の6項目について物理試験を行なった。

#### 2) 試料の作製

試料作製用金型(120×120×2.0 mm)(高分子計器社製)を用い、MOLはモルテノヒーティングボックス(モルテンメディカル社製)にて約4分間加熱軟化し、金型に置き、ただちに卓上型テストプレスI型(テスター産業社製)を用いて、約60 kg/cm<sup>2</sup>で持続加圧し、温度120℃で30分間加熱した。1枚のスラップに4本のMOLを必要とした。室温にて放冷後、スラップを取り出し、試料の採取に供した。EVAはメーカーの指示書に従い、ベース1 mlにキャタリスト1 cmの割合で、1枚のスラップの製作にベース約50 mlを使用した。気泡を混入しないように注意し、約1分間練和し、金型に入れ、卓上型テストプレスI型にて約50 kg/cm<sup>2</sup>で持続加圧し、室温にて7～8分、40℃にて10分間加熱し、スラップを製作した。以上、MOL、EVA共に3枚のスラップを製作し、この各スラップより測定に必要な試料片を各7枚ずつ採取し、得られた試験片は試験室内の暗箱に保管し、速やかに実験に供した。試験機はオートグラフDSS-500(島津製作所製)を使用し、室温23℃±1°、湿度60%で行なった。

試験片の作製はJIS K6301(加硫ゴム物理試験方法)に準拠した。

#### (1) 引張試験

引張試験片はダンベル状1号形を用いた。この試験片は平行部分の幅が10 mm、平行部分の長さが40 mm、厚さ3 mm以下を必要とするため、打ち抜きカッター(ヨシミツ精機社製)を試料打ち抜き機(ヨシミツ精機社製)に取り付け採取した。採取した試験片には標線印を用いて40 mmの標線を印記した。なおスラップの作製には前述した

試料作製用金型（厚み2.0 mm，高分子計器社製）を用いた。標線間の厚さの差が、0.1 mm 以上あるもの、幅の異なるもの、異物、気泡、傷のあるものは除外した。試験片の厚さは、標線間5カ所の厚さを測厚器 SS-10型（高分子計器社製）にて測定し、その平均とした。引張速度は500 mm/min で5 kgf のロードセルを使用した。本試験より引張強さ(MPa)，伸び(%)，100%引張応力(MPa)を求めた。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、引張速度500 mm/min で行なった。各値は次式により求めた。

引張強さ (MPa)  $T_B = \frac{F_B}{A}$  ( $F_B$ : 最大荷重,  $A$ : 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)

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。

#### (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R13.5 mm，平行部分との移行部の彎曲はR20 mmである。市販打ち抜きカッター（ヨシミツ精機社製）を打ち抜き機（ヨシミツ精機社製）に取り付け採取した。試験片の厚さを2.0 mm とし、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/min で行ない、計算は次式による。

引裂強さ (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

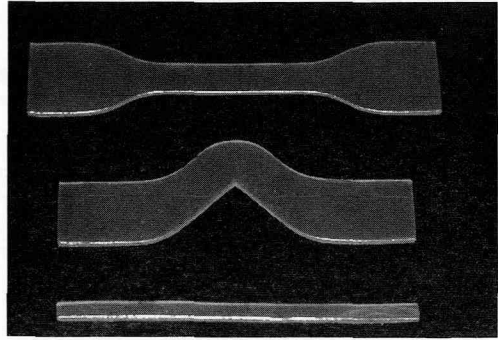


図1: JIS K6301に準拠して作られた試験片

で除して25%伸長応力 (MPa) を算定した。

図1に各試験に用いた試験片を示す。

#### (4) 硬さ試験

スプリング式硬さ試験(A型)<sup>1)</sup>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 DD2-JA型（高分子計器社製）を用いた。硬度計にはデジマチックミニプロセッサ DP-1D（アスカー社製）が接続され、自動的に平均値ならびに標準偏差値が計算され、プリントアウトされる（図2）。測定には引張試験用試験片を7枚重ね、厚さを12 mm 以上とし任意の計測点を5カ所測定し、その平均値と標準偏差値を求めた。

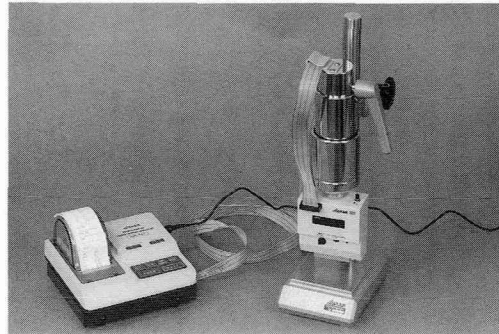


図2: 定圧荷重硬度計 DD2-JA 型

## 結 果

測定結果を表1、図3に示す。MOL と EVA の物理的性質はMOL が各測定項目全てに大きな値を示した。

表1：MOLとEVAの各測定項目における平均値

	Tensile strength (MPa)	Elongation (%)	Tensile stress (MPa)	Tear strength (kgf/cm)	25% Low elongation stress (MPa)	Hardness
MOL	6.8 (0.58)	920.8 (51.03)	2.8 (0.07)	45.3 (1.65)	1.6 (0.18)	69.9 (2.33)
EVA	2.3 (0.47)	112.8 (10.21)	2.3 (0.07)	5.1 (1.29)	0.2 (0.02)	40.7 (1.93)

( ) : S.D

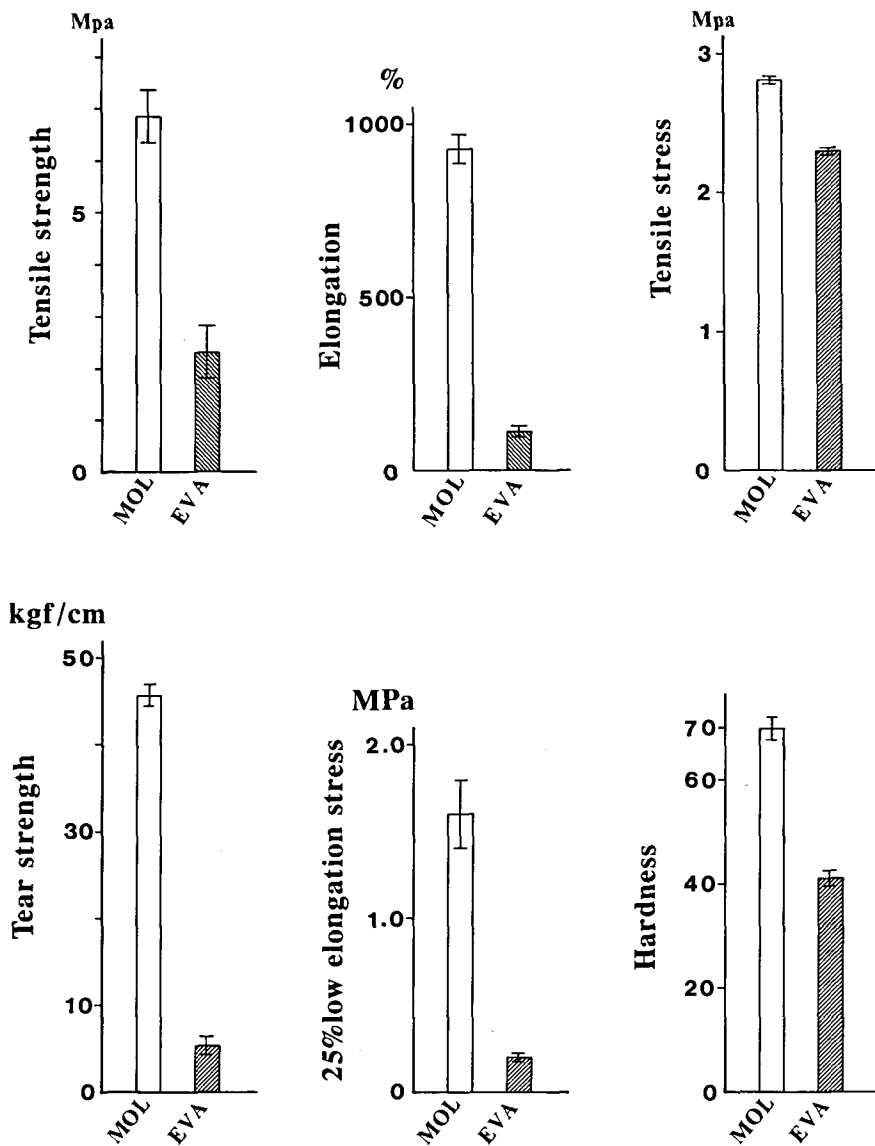


図3：各計測項目における結果

## 考 察

軟質裏装材の経日的な変色と物理的性質の低下との相互関係を調査するための前段階として、市販各種軟質裏装材の初期物性値を得るための検討を行なった。その中でポリオレフィン系軟質裏装材 MOL とシリコン系軟質裏装材の1つである EVA の物理的特性を調べた。

### 1. 軟質裏装材の物理的性質に関するこれまでの研究

軟質裏装材の物理的性質に関する研究は、同じ義歯床用高分子材料である歯科用アクリリックレンジと比較すると少ない。1930年代後半、義歯床用材料としてポリメチルメタアクリレート樹脂 (PMMA) が紹介されて以来、義歯床用樹脂はその優れた操作性、審美性、耐久性により今まで長く臨床に使用され続けてきている。一方、義歯を長期間使用していると顎堤の吸収のために義歯床と顎堤粘膜との間に隙間が生じ、義歯の維持・安定が損なわれ、咀嚼ならびに発音等の機能時に障害を引き起こす。この不適合となった義歯を裏打ちし、顎堤との再適合を図る裏装法についてもその後報告され、古くは1940年代に軟質裏装材に関する文献を見ることが出来る<sup>2-9)</sup>。50年代は軟質裏装材の有床義歯への応用が盛んとなり<sup>6-11)</sup>、60年、70年代には物理的性質について検討した報告が数多く見られる<sup>12-24)</sup>。70年代後半から80年代にはいと一般工業界での高分子化学工業の発達に伴い、歯科医学にもラバー系印象材をはじめコンポジット樹脂など数多くの歯科用高分子材料が市場に現れ、義歯床用軟質裏装材もその種類が一段と増した<sup>25-37)</sup>。そして80年代後半から現在にいたるまで従来の軟質裏装材の欠点を補うべく、さらに操作性、耐変色性、物理的性質の向上を意図して新しい材料が開発されている<sup>38-41)</sup>。

軟質裏装材をレジン床義歯に適用する時の問題点として、レジンとの接着強度<sup>12,15)</sup>、変質あるいは変色<sup>42-47)</sup>、細菌学的検索<sup>23,48-54)</sup>、裏装材の厚さ<sup>14)</sup>などが取り上げられ検討されているが、経日的な変色あるいは着色と材料の物理的性質の変化との関係についての報告は少ない。著者等は軟質裏装材の変色と劣化との関連について一連の研究を行なっているが、本報告はその第一段階である市販

各種軟質裏装材のうちポリオレフィン系 MOL と、シリコン系の1つである EVA について物理試験を行い、その特性を調べたものである。

### 2. 試験方法について

軟質裏装材の力学的性質の評価方法については未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あるが<sup>55,56)</sup>、使用目的が軟質裏装材とは異なりその物理的性質を客観的に評価する方法としては難点がある。特に弾性印象材は短期間のうちに流動し、速やかに硬化する性質が求められ、重合あるいは加硫による過程を経る。一方、軟質裏装材では混和後はゲル状態にあり、硬化のメカニズム、所要時間は弾性印象材とはかなり異なる。当然、粘弾性特性の中でも粘性が重要な性質になる。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、一旦、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。従って粘性、弾性の両側面から検討することが必要となり、一般的にはクリーブ曲線の解析、Voigt 型 4 要素模型が簡便で臨床に結びつけ易いと云われている<sup>57)</sup>。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く<sup>58-62)</sup>、機械的強度を主眼とした報告は少ない。著者等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、本来の軟質裏装材の目的を永く発揮できれば良いと考えている。したがって本実験では、先人のこのようなレオロジカルな検討は参考にとどめ、軟質裏装材の特性を、材料力学的特性から考察し、その機械的性質を検討したものである。また、今後これらの機械的特性が口腔内環境で経日的にどのように変化するか、そして変色との関係を検討するための基礎的な資料となり得ることを考慮し、実験を行なったものである。

### 3. 実験結果について

引張強さは材料の最大応力を示し、この応力以上では破壊する。図 3 から明らかなように MOL の値は大きく、EVA の約3.5倍を示した。同様に破断時の伸びも大きく、塑性加工のし易さか

らは明らかにEVAが優れているといえよう。この影響は製作方法にも如実に現れ、MOLが間接法でのみ製作が可能であるのに対してEVAは直接法、間接法の両方で製作ができる。すなわちMOLは100℃以上の温度で加熱することにより軟化し可塑性が現れ、軟化している状態で模型に圧接成形することになり、口腔内に直接応用することは不可能である。さらに研磨操作では伸びの大きい材料は研削が不可能に近く、研磨用パーに材料が粘着しまとわりつく。そのためMOLでは特別に研磨用のポリッシングローラーが使用され、MOLの表面を一層軟化しながら滑沢にする作業が行なわれる。このような研磨方法はMOL独特のものであり、他の軟質裏装材の研磨には見られない。一方、EVAは引張強さ、伸び共に小さく、この性質だけを見るとポイント類による研削も可能であるが、研磨は容易とはいえない。

引張応力は引張荷重の大きさにより、材料内部にどれほどこの荷重に抵抗する力が働いているかを見るものである。引張強さ、伸びの値から比較するとMOL、EVAの値は近い。MOLとEVAの引張強さ、伸びの各値の大きな差を考慮すると、この引張応力の近接した値は、EVAの引張りに対する機械的強度が如何に大きいものであるかが推察される。材料の剛性の指標として用いられているこの引張応力も、咀嚼圧下で顎堤粘膜の動きに追従する軟質裏装材を考えると、もっと初期の引張応力の測定が臨床的に意義があると思われる。このようなことから新保<sup>63)</sup>はエビテーゼ用材料の機械的性質の評価試験に25%低伸長応力の採用を提唱している。本実験はエビテーゼ用材料を対象としたものではないが、低伸長応力すなわち静的弾性率を知る上で有効と思われたのでこの試験方法を取り入れた。100%引張応力の値と比べるとEVAはきわめて低い値を示し、MOLのおよそ1/8である。初期の引張応力が小さいことは顔面皮膚のように動きの大きい組織に隣接する材料としては対応が困難であるかも知れないが、顎堤粘膜のように咀嚼圧、咬合力による圧縮沈下が主と考えられる軟組織の動きでは大きな問題とならない。むしろ材料の適度な追従があれば良いように思える。いずれにせよ現在のところ顎堤粘膜の粘弾性的性質が解明されていないため、材料に必要な物理的性質がどの程度の値を持たなければな

らないかの基準はなく、今後の大きな課題と考えられる。

引裂強さを見ると、EVAはMOLよりもはるかに小さな値で、シリコン系の特徴の一つがうかがえる。この値が小さいことは研磨、研削という観点からすればMOLよりも研削しやすいといえる。

軟質材料の硬さの評価方法は、一般的にはDUROMETERを用いたショアーA硬さによる方法が採用されている<sup>64-68)</sup>。JIS K 6301もこの方法に準拠しており、本実験では特に人の手圧による誤差をなくするために定圧荷重装置を使用し、これに硬度計を取り付け、試験機の荷重を1,000gfに設定し測定した。EVAの硬さはMOLの約半分であるが、性差、年齢、個人差、部位差の大きい顎堤粘膜の性状にどれくらいの硬さが最も適当であるのか今のところ明らかではない。軟らかすぎれば咀嚼圧が逃げることになり、食物の粉碎が困難となる。また硬すぎれば軟質裏装材としての本来の目的が失われてしまう。これは材料の厚さにも影響する。しかし、あまり厚い層にするとレジン部分が薄くなり、強度的問題が生じ、二次的にレジン床の破折を見ることがある。いずれにせよ顎堤粘膜の性状を臨床的に把握できるシステムの開発が先ず必要と思われる。

## 結 論

物理試験を行なった結果、軟質裏装材の物性の両極端を持つのではないと思われるほど、その測定値に大きな開きがあり、特性を調べるには材料の選択が適切だったといえる。市販軟質裏装材のうちポリオレフィン系とシリコン系の材料をとり挙げ、ポリオレフィン系はモルテノ、シリコン系はエヴァタッチを使用し、物理試験を行ない、これら2種類の材料の材料力学的特性を検討し次の結論を得た。

1. 測定項目の全てにモルテノの値が大きく現れた。
2. 引張応力は両者間に有意差はあるものの他の測定項目に比較すると近い値であった。
3. 引裂強さではモルテノはエヴァタッチの約8倍を示した。
4. 低伸長応力ではモルテノはかなり大きな値を示し、硬さはエヴァタッチはモルテノの約50%

であった。

以上の結論は、今後、多種類の軟質裏装材の特性を検討するに際して有益な基準を与えてくれるものである。

#### 文 献

- 1) JIS ハンドブックゴム(1990) K6301, 加硫ゴム物  
理試験方法, 104~123.
- 2) Skinner, E. W. and Pomes, C. E. (1945) Self-  
hardening lining materials. *J. A. D. A.* **32**: 419  
-430.
- 3) Matthews, E. (1945) Soft resin lining for den-  
tures. *Br. Dent. J.* **78**: 140.
- 4) Beall, J. R. and Caul H. J. (1946) "Liners" for  
dentures. *J. A. D. A.* **33**: 304-318.
- 5) Nelson, A. A. (1948) Soft cushion lining for  
artificial dentures and process. US Patent No.  
2446298.
- 6) Australian Dental Association (1952) Dental  
Materials Current Notes No. 8. Resilient  
Polyvinyl Denture Lining. *D. J. Australia*, **23**:  
429.
- 7) Christie, D. R. (1951) Relining acrylic dentures  
without distortion. *J. C. D. A.*, July: 374-377.
- 8) Kuck, M. (1954) Die physiologische Prothese im  
zahnlosen Unterkiefer. *Dtsch. Zahn. Arztl. Z.* **9**:  
1352-1359.
- 9) Langer, H. (1958) Die Unterfütterung von Kun-  
stoffpallen als prothetische Aufgabe. *Osterr. Z.*  
*Stomatol.* **55**: 244.
- 10) Lammie, G. A. and Storer, R. (1958) A prelimi-  
nary report on resilient denture plastics. *J.*  
*Prosthet. Dent.* **8**: 411-424.
- 11) Lytle, R. B. (1959) Complete denture construc-  
tion based on a study of the deformation of the  
underlying soft tissues. *J. Prosthet. Dent.* **9**: 539  
-551.
- 12) Travaglini, E. A., Gibbons, P. and Craig, R. G.  
(1960) Resilient liners for dentures. *J. Prosthet.*  
*Dent.* **10**: 664-672.
- 13) Craig, R. G. and Gibbons, P. (1961) Properties of  
resilient denture liners. *J. A. D. A.* **66**: 382-390.
- 14) Storer, R. (1962) Resilient denture base mate-  
rials, Part 1, Introduction and laboratory evalu-  
ation. *Br. Dent. J.* **113**: 195-203.
- 15) Storer, R. (1962) Resilient denture base mate-  
rials, Part 2, Clinical trial. *Br. Dent. J.* **113**: 231  
-239.
- 16) Eick, J. D., Craig, R. G. and Peyton, F. A. (1962)  
Properties of resilient denture liners in simulat-  
ed mouth conditions. *J. Prosthet. Dent.* **12**: 1043  
-1052.
- 17) Parker, H. M. (1966) Impact reduction in com-  
plete and partial dentures, a pilot study. *J.*  
*Prosthet. Dent.* **16**: 227-245.
- 18) Gonzales, J. B. and Lany, W. R. (1974) Resilient  
materials for denture prostheses. *J. Prosthet.*  
*Dent.* **16**: 438-444.
- 19) Wendt, D. C. (1966) The degenerative denture  
ridge-Care and treatment. *J. Prosthet. Dent.* **32**:  
477-492.
- 20) Bascom, P. W. (1966) Resilient denture base  
materials. *J. Prosthet. Dent.* **16**: 646-649.
- 21) Sauer, J. L. (1966) A clinical evaluation of Silas-  
tic 390 as a lining material for dentures. *J.*  
*Prosthet. Dent.* **16**: 650-660.
- 22) Plotnick, I. J. (1967) Stress regulator for com-  
plete and partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*  
**17**: 166-170.
- 23) Baker, C. R. (1967) Occlusal reactive prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.* **17**: 566-569.
- 24) Woelfel, J. B. and Paffenbarger, G. C. (1968)  
Evaluation of complete dentures lined with  
resilient silicone rubber. *J. A. D. A.* **76**: 582  
-590.
- 25) Crum, R. J., Laiselle, R. J. and Rooney, G. E.  
(1971) Clinical use of a resilient mandibular  
denture. *J. A. D. A.* **83**: 1093-1096.
- 26) Bernhausen, E. R. (1971) Resilient material used  
between the teeth and the denture base: A  
preliminary report. *J. Prosthet. Dent.* **25**: 258  
-264.
- 27) Heinrich, E. (1976) Querschnitt durch die deuts-  
chsprachige fachpresse. Aus der zahnersatz-  
kunde. *Die Quintessenz.* **3**: 67-71.
- 28) Ellis, B., Lamb, D. J. and Nakash, S. A. (1977)  
Water sorption by a soft liner. *J. Dent. Res.* **56**:  
1526.
- 29) Aydinlik, E. and Akay, H. U. (1980) Effect of a  
resilient layer in a removable partial denture  
base on stress distribution to the mandible. *J.*  
*Prosthet. Dent.* **44**: 17-20.
- 30) Amin, W. M., Fletcher, A. M. and Ritchie, G. M.  
(1981) The nature of the interface between  
polymethyl methacrylate denture base mate-  
rials and soft lining materials. *J. Dent.* **9**: 336 -  
346.
- 31) Parker, S. and Braden, M. (1981) New soft lin-  
ing materials. *J. Dent.* **10**: 149-153.
- 32) Robinson, J. G. (1982) Creep and stress relaxa-  
tion of soft denture liners. *J. Prosthet. Dent.* **48**:  
135-140.

- 33) Abdelnabi, M. M., Moore, D. J. and Sakumura, J. S. (1984) In vitro comparison study of MDX-4-4210 and polydimethyl siloxane silicone materials. *J. Prosthet. Dent.* **51**: 523—526.
- 34) Schmidt, W. F. and Smith, D. E. (1983) A six-year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part II: Liner serviceability. *J. Prosthet. Dent.* **50**: 459—465.
- 35) Whitsitt, J. A., Battle, L. W. and Jarosz, C. J. (1984) Enhanced retention for the distal extension-base removable partial denture using a heat-cured resilient soft liner. *J. Prosthet. Dent.* **52**: 447—448.
- 36) Duncan, J. D., Caswell, C. W. and Rommerdale E. H. (1985) Simplified technique for placement of a medical-grade adhesive silicone denture liner. *J. Prosthet. Dent.* **54**: 599—602.
- 37) Davis, D. M. and Carmichael, R. P. (1988) The plasticizing effect of temporary soft lining materials on polymerized acrylic resins. *J. Prosthet. Dent.* **60**: 463—466.
- 38) 津留宏道, 長澤 亨, 大川周造, 吉田耕一郎, 石田栄作 (1987) ポリオレフィン系軟質裏装材「モルテノ」の性質と使用法, *Quintessence Dent. Technol.* **12**: 1495—1500.
- 39) 津留宏道, 長澤 亨, 大川周造, 吉田耕一郎, 石田栄作 (1988) 新しい義歯床用軟質裏装材「モルテノ」, *DE.* **84**: 26—30.
- 40) 早川 巖, 野村知子, 松井一則, 鈴木勝美, 長尾正憲, 増原英一 (1986) 餅状フッ素系軟質裏装材の開発研究, *補綴誌*, **30**: 321—325.
- 41) Gettleman, L., Vargo, J. M., Gebert, P. H., Farris, C. L., Leboeuf, R. J. Jr. and Rawis. H. R. (1987) Polyphosphazine fluoroelastomer (PNF) as a permanent soft liner for removable dentures. In *Polymer Science and Technology Series, vol. 35. Advances in Biomedical Polymers*, C. G. Gebelein, ed. New York: Plenum, 55—61.
- 42) Bates, J. F. and Smith, D. C. (1965) Evaluation of indirect resilient liners for dentures. *J. A. D. A.* **70**: 344—353.
- 43) 山本幸雄 (1967) 歯科用軟性樹脂に関する研究 (第1報), *歯理工誌*, **8**: 30—35.
- 44) 西山 実 (1972) 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.
- 45) 鷹股哲也, 杉藤庄平, 橋本京一, 井上義久, 倉澤郁文, 舛田篤之, 田村利政 (1989) ポリオレフィン系軟質裏装材の基礎的検討—再加圧による色彩の変化について, *松本歯学*, **15**: 281—287.
- 46) 鷹股哲也, 井上義久, 橋本京一, 倉澤郁文, 舛田篤之, 田村利政 (1990) ポリオレフィン系軟質裏装材の基礎的検討 第2報 各種溶液における変色について, *松本歯学*, **16**: 268—275.
- 47) 鷹股哲也, 落合公昭, 倉澤郁文, 舛田篤之, 杉藤庄平, 井上義久 (1991) 最近の軟質裏装材3種類の変色について, *補綴誌*, **33**: 542—555.
- 48) Gruber, R. G., Lucatorto, F. M., and Eugene J. M. (1966) Fungus growth on tissue conditioners and soft liners, *J. A. D. A.* **73**: 641—643.
- 49) Williamson, J. J. (1968) The effect of denture lining materials on the growth of *Candida albicans*. *Brit. Dent. J.* **125**: 106—110.
- 50) Frisch, J., Levin, M. P. and Surindar N. B. (1969) Clinical study of fungul growth on tissue conditioners, *J. A. D. A.* **76**: 591—592.
- 51) 笠原克彦, 佐藤重臣, 野本種邦 (1970) 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.
- 52) Roger, P. M., Charles, T. D. and William R. L. (1975) The preventions of growth of *Candida* on Silastic 390 Soft Liner for denture. *J. Prosthet. Dent.* **33**: 250—257.
- 53) Thomas, C. J. and Nutt, G. M. (1978) The in vitro fungicidal properties of Viscogel, alone and combined with nystatin and amphotericin B. *J. Oral Rehab.* **5**: 167—172.
- 54) Mäkilä, E. and Honka, O. (1979) Clinical study of a heat-cured silicone soft lining materials. *J. Oral Rehab.* **6**: 199—204.
- 55) Duran, R. L., Powers, J. M. and Craig, R. G. (1978) Viscoelastic and dynamic properties of soft liners and tissue conditioners. *J. Dent. Res.* **58**: 1801—1807.
- 56) Braden, M. (1970) Tissue conditioners: Rheological properties. *J. Dent. Res.* **49**: 496—501.
- 57) 齋川勝吉 (1986) 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.
- 58) 日高里史 (1981) 軟性裏装材の物性に関する基礎的研究, *九州歯会誌*, **34**: 678—695.
- 59) 竹内敏洋 (1983) 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.
- 60) 平沼謙二 (1988) 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.
- 61) 川上道夫, 竹花庄治 (1965) Dynamic impression materials のクリープとその回復, *歯理工誌*, **6**: 7—11.
- 62) 三輪英則, 服部正巳, 佐藤志貴, 金沢俊文, 栗本清勝, 太田 功, 田中資郎, 大石司郎 (1976) 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.
- 63) 新保 悟 (1987) エピ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.
- 64) 山本幸雄 (1967) 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.
- 65) Moore, D. J., Glaser Z. R., Tobacco, M. J. and Linebaugh M. G. (1977) Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. *J. Prosthet. Dent.* 38: 319-326.
- 66) Gonzalez, J. B. (1978) Polyurethane elastomers for facial prostheses. *J. Prosthet. Dent.* 39: 179-187.
- 67) Lewis, D. H. and Castleberry, D. J. (1980) An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. *J. Prosthet. Dent.* 43: 426-432.
- 68) Bell, W. T., Chalian, V. A. and Moore, B. K. (1985) Polydimethyl siloxane materials in maxillofacial prosthetics: Evaluation and comparison of physical properties. *J. Prosthet. Dent.* 54: 404-410.