

学 位 論 文

弾性義歯裏装材の動的粘弾性が義歯の負担圧

および咀嚼に及ぼす影響に関する研究

学位申請者 田口則宏

広島大学歯学部歯科補綴学第二講座

(主任：濱田泰三教授)

1999年

謝辞

本研究に際し、終始御懇篤なる御指導ならびに御校閲を賜りました広島大学歯学部歯科補綴学第二講座濱田泰三教授に衷心より感謝の意を表します。また本論文作成上、御教示、御校閲を賜りました本学口腔生化学講座加藤幸夫教授ならびに本学歯科補綴学第一講座赤川安正教授に深厚なる謝意を表します。

本研究を進めるに際し、終始御指導いただきました本学歯科補綴学第二講座村田比呂司博士に深く感謝いたします。なお本研究を進めるにあたり御助力いただきました本学歯科補綴学第二講座の諸先生方に感謝いたします。最後に本研究に御協力いただいた被験者の皆様に深く感謝いたします。

目次

第 I 章	概要	1
第 II 章	弾性義歯裏装材の硬化過程および硬化後の動的粘弾性と その経時的変化	
第 1 節	緒言	2
第 2 節	材料ならびに方法	2
第 3 節	結果	8
第 4 節	考察	13
第 III 章	弾性義歯裏装材の粘弾性が義歯の負担圧に及ぼす影響	
第 1 節	緒言	20
第 2 節	材料ならびに方法	20
第 3 節	結果	23
第 4 節	考察	28
第 IV 章	弾性義歯裏装材の粘弾性が咀嚼に及ぼす影響	
第 1 節	緒言	32
第 2 節	材料ならびに方法	32
第 3 節	結果	34
第 4 節	考察	38
第 V 章	総括	42
	参考文献	43

第 I 章 概要

近年，高齢社会が急速に進行し，義歯装着者の増加に伴って高度な顎堤吸収や菲薄な粘膜を有する患者が増えている。このような症例の総義歯製作において，弾性義歯裏装材を使用することは有効であり，臨床において広く応用されている(Schmidt et al.,1983;Wright,1984)。弾性義歯裏装材の作用はその特有の粘弾性的性質により影響され，クッション効果により咀嚼時に生じる力を吸収，分散させることで機能的効果を発揮すると報告されている(Lammie et al.,1958;Jepson et al.,1993)。現在，種々の材質より構成される弾性義歯裏装材が開発されており，それぞれの粘弾性的性質はかなり異なっていると推察される(浜田ら,1991)。また，本物性が義歯の負担圧や咀嚼に及ぼす影響については不明な点が多く，ほとんど報告がなされていない。

そこで本研究では，各種弾性義歯裏装材についてパラレルプレート型動的粘弾性測定装置を用いた硬化過程における動的粘弾性の測定，ならびに非共振強制振動法による動的粘弾性測定装置を用いた硬化後の動的粘弾性の測定を行った。またシミュレーションモデルを用いて義歯の負担圧を測定し，各種弾性義歯裏装材の粘弾性的性質との関係について検討した。さらに，咀嚼時疼痛を訴える総義歯装着者に対して各種軟質義歯裏装材を裏装し，最大咬合力および各種食品の咀嚼時間を計測し，これらと弾性義歯裏装材の粘弾性的性質との関連について検討を行った。

第II章 弾性義歯裏装材の硬化過程および硬化後の動的粘弾性とその経時的変化

第1節 緒言

弾性義歯裏装材は一般に、適合も良く咬合関係の正しいレジン床義歯を用いても咀嚼時疼痛を生じる場合において使用される。このような患者では下顎骨の吸収が著しく、顎堤粘膜も菲薄で弾性に乏しい状態となっており、硬質の義歯床を介して咀嚼力が伝達されると骨の吸収が助長される可能性がある(Atwood,1962;Ortman,1962)。このような症例では、弾性義歯裏装材の有する粘弾性的性質により咀嚼力を吸収、分散させることが必要であると考えられる。Lammieら(1958)は、弾性義歯裏装材を使用することにより咬合圧が床全体に均等に分散されるため、顎堤には生理的に良好な効果を与え骨組織の再生が見られることを報告している。

現在開発されている弾性義歯裏装材はアクリル系、シリコーン系、フッ素系、ポリオレフィン系などに分類され、それぞれ異なる物性を有している。また、常温重合型の弾性義歯裏装材については、その硬化挙動は操作性と密接に関連している。

そこで本研究では、各材料の材質の違いが粘弾性的性質に及ぼす影響を検討するために、平行プレート型動的粘弾性測定装置を用いて各材料の硬化過程における動的粘弾性の測定を行った。さらに、非共振強制振動法による動的粘弾性測定装置を用い、硬化後の動的粘弾性とその経時的な変化についても検討を行った。

第2節 材料ならびに方法

1. 硬化過程における動的粘弾性

(1) 材料

本実験では、表1に示した弾性義歯裏装材のうち常温重合型アクリル系裏装材としてS0, SR, 常温重合型シリコーン系裏装材としてEV(H), EV(S), MOLL, SI, TSRの計7種類の材料を用いた。

表 1 本実験で使用した弾性義歯裏装材

Code	Material	Type	Manufacturer
SO	Soften	Acrylic autopolymerizing	Kamemizu Chem. Ind. Co., Ltd. Osaka, Japan
SR	Soft Reverse	Acrylic autopolymerizing	Nissin Dental Products Inc. Kyoto, Japan
CSS	COE Super-Soft	Acrylic laboratory-processed	Coe Laboratories Inc. Chicago, Illinois, USA
EV(H)	Evatouch · hard	Silicone autopolymerizing	Neo Dental Chemical Products Co., Ltd. Tokyo, Japan
EV(S)	Evatouch · soft	Silicone autopolymerizing	Neo Dental Chemical Products Co., Ltd. Tokyo, Japan
MOLL	Mollosil	Silicone autopolymerizing	Detax GmbH & Co. Ettlingen, Germany
SI	Simpa	Silicone autopolymerizing	Kettenbach, Dental Eschenburg, Germany
TSR	Tokuyama Soft Relining	Silicone autopolymerizing	Tokuyama Corp. Tokyo, Japan
MB	Molloplast-B	Silicone laboratory-processed	Detax Karl Huber GmbH & Co. Karlsruhe, Germany
KD	Kurepeet Dough	Fluoroethylene laboratory-processed	Kurecha Co. Tokyo, Japan
MOLT	Molteno	Polyolephin laboratory-processed	Molten, Co. Hiroshima, Japan
MOLT(S)	Molteno · Soft	Polyolephin laboratory-processed	Molten, Co. Hiroshima, Japan

(2) 測定方法

測定にはストレス制御式レオメーター(CSL500, Carri-Med 社製)を用いた(図1)。測定ジオメトリーは平行プレートにより行い、プレートの直径は 20.0mm, ギャップ間距離は 1.0mm とした。測定条件は角変位量 3×10^{-3} rad, 周波数 1Hz, 測定温度 37°C とした。試料は $22 \pm 2^\circ\text{C}$ のもとでメーカー指示に従い練和し, プレート間にセットし, 練和開始より 30 分間, 各 5 回ずつ測定した。硬化過程において生じるせん断応力を計測して, 貯蔵弾性率(G'), 損失弾性率(G'')および損失正接($\tan \delta$)の各係数を算出し, 材料間の比較を行った。

(3) 統計処理

得られた測定値は, 分散分析および Student-Newman-Keuls test(以下 SNK-test と略す)による多重比較を用いて統計処理を行った。

2. 硬化後における動的粘弾性とその経時的変化

(1) 材料

本実験では, 表1に示すアクリル系 3 種類, シリコン系 6 種類, フッ素系 1 種類およびポリオレフィン系 2 種類の計 12 種類の弾性義歯裏装材を用いた。

試料は, メーカー指示に従い操作し $30.0 \times 10.0 \times 2.0\text{mm}$ の形状に製作した。各材料につき 5 個ずつ製作し, 測定時以外は 37°C 蒸留水中に浸漬保管した。

(2) 測定方法

測定には非共振強制振動法による動的粘弾性自動測定器 Rheovibron(DDV-25FP, オリエンテック社製)を用いた(図2)。負荷方法は引張りとし, チャック間距離 15mm, 動ひずみ 0.27%, 測定温度 37°C で周波数 0.01 から 100Hz における貯蔵弾性率(E'), 損失弾性率(E'')および損失正接($\tan \delta$)を算出した。測定は各材料につき 5 回ずつ, 試料製作 1 日後, 7 日後, 14 日後, 1 ヶ月後, 2 ヶ月後, 4 ヶ月後, 6 ヶ月後, 1 年後, 2 年後, 3 年後に行った。

(3) 統計処理

得られた測定値は, 分散分析および SNK-test による多重比較を用いて統計処理を行った。

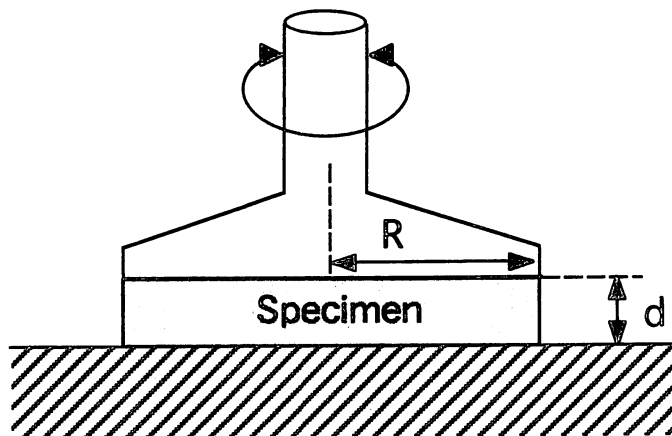


図1 パラレルプレート型動的粘弾性測定装置の模式図.
 R: パラレルプレート半径, d: ギャップ間距離

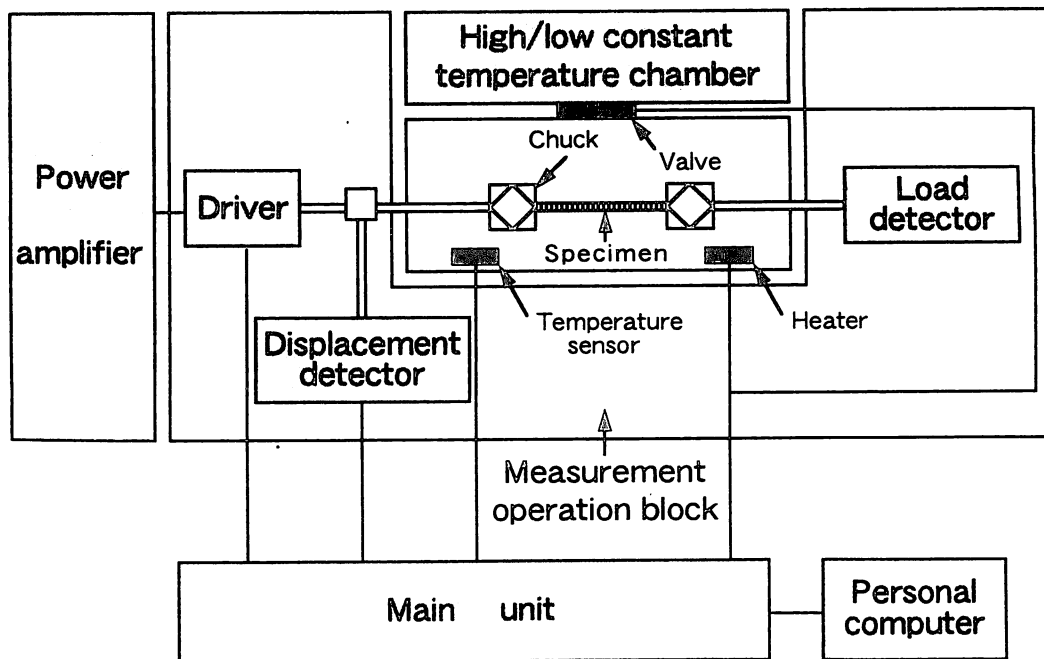


図2 非共振強制振動法による動的粘弾性測定装置の模式図.

3. 解析方法

動的粘弾性の測定では、試料に対して周期的に変化する正弦波振動を与える。その際、粘性的性質の寄与の大きさに依存して応答であるひずみが δ だけ遅れ、弾性体である場合、応力とひずみの位相差は 0° であり、粘性体では 90° となる(図3)。このような動的変化応力によって得られる弾性率は複素弾性率と呼ばれ、ひずみと同じ位相をもつ弾性成分である貯蔵弾性率と、粘性成分である損失弾性率に分けることができる。また位相のずれ δ の正接、すなわち損失正接はエネルギー損失の尺度を表す。

平行プレート型動的粘弾性測定装置による粘弾性測定において、

$$\gamma = \omega \times R/d$$

$$\sigma = T \times 2/\pi R^3$$

$$G^* = \sigma/\gamma$$

γ : せん断ひずみ, ω : 角変位量, R : 平行プレート半径,

d : ギャップ間距離, σ : せん断応力, T : トルク, G^* : せん断複素弾性率

と表される。

一方、非共振強制振動法による動的粘弾性の測定において、

$$|E^*| = (L + L_d)/S \times \Delta F/\Delta L$$

E^* : 引張り複素弾性率, L : 初期試料長, L_d : 変位試料長, S : 試料断面積, ΔF : 動的荷重, ΔL : 動的変位

と算出される。

以上より導かれた各複素弾性率から、各弾性率が算出される。

$$G^* = G' + iG''$$

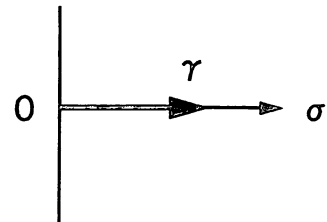
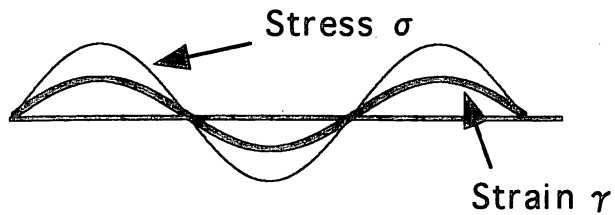
$$G' = |G^*| \cos \delta$$

$$G'' = |G^*| \sin \delta$$

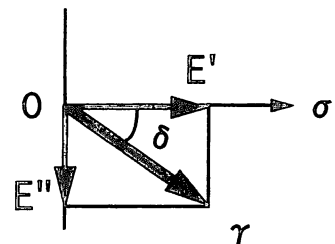
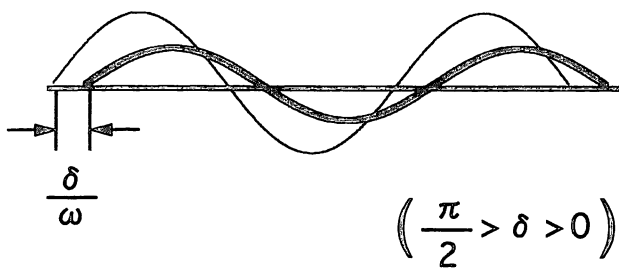
$$\tan \delta = G''/G'$$

G' : 貯蔵弾性率, G'' : 損失弾性率, δ : 位相角, $\tan \delta$: 損失正接
引張り複素弾性率(E^*)の場合においても、これと同様に貯蔵弾性率(E'),
損失弾性率(E''), 損失正接($\tan \delta$)が算出される。この方法に従い、各
材料の粘弾性的性質の比較を行った。

Elastic solid



Viscoelastic material



Viscous liquid

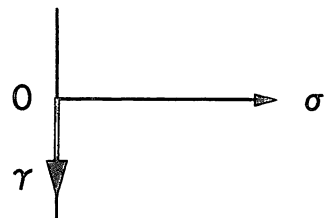
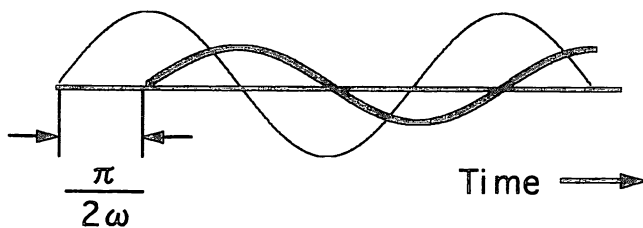


図3 粘弾性体の模式図.

弾性体(Elastic solid)では応力(σ)とひずみ(γ)の位相差(δ)が 0° であり, 粘性体(Viscous liquid)では 90° となる. 粘弾性体(Viscoelastic material)では位相差がこれらの間となる.

第3節 結果

1. 硬化過程における動的粘弾性

図4に各材料の練和開始直後からの貯蔵弾性率(G')の経時的変化を示す。アクリル系のS0, SRは練和開始約5分後より急速に弾性率が増加した。縮合型シリコーン系であるEV(H), EV(S)は練和開始直後より弾性率が増加する傾向であったが, MOLLの弾性率は他の材料に比べ緩やかな増加傾向であった。最も急速な弾性率の増加は付加型シリコーン系であるTSRで認められた。なお損失弾性率(G'')も同様の傾向であった。

図5に各材料の練和開始直後からの損失正接($\tan\delta$)の経時的変化を示す。EV(H), EV(S), SIおよびTSRにおいて練和開始直後より急速に減少傾向を示し, S0, SRは練和開始約3分後から減少した。MOLLは緩やかな減少傾向を示した。

図6に各材料の練和開始直後からゲル化点, すなわち損失正接($\tan\delta$)が1に至るまでの時間を示す。最も長い時間を示したのはシリコーン系のMOLL, ついでアクリル系のSRであった。最も短い時間を示したのはTSRおよびEV(H)で, これらの材料間では有意差が認められなかった($p>0.05$)。

2. 硬化後における動的粘弾性とその経時的変化

図7-a, bに各種弾性義歯裏装材の, 試料製作1日後における引張り複素弾性率(E^*), 貯蔵弾性率(E'), 損失弾性率(E'')の周波数依存性を示す。アクリル系およびフッ素系裏装材では周波数の増加とともに各弾性率が高くなり, 周波数の影響を強く受ける傾向であった。一方, シリコーン系およびポリオレフィン系裏装材は周波数により各弾性率に大きな変化は認められなかった。

図8に試料製作1日後の1Hzにおける各材料の貯蔵弾性率(E')と損失弾性率(E'')の関係を示す。アクリル系およびフッ素系裏装材は他に比較して有意に高い損失弾性率(E'')を示し($P<0.05$), 粘性と弾性を兼ね備えていた。一方, シリコーン系およびポリオレフィン系裏装材は粘性要素が少なく, きわめて弾性的であった。また, MOLLは全ての材料

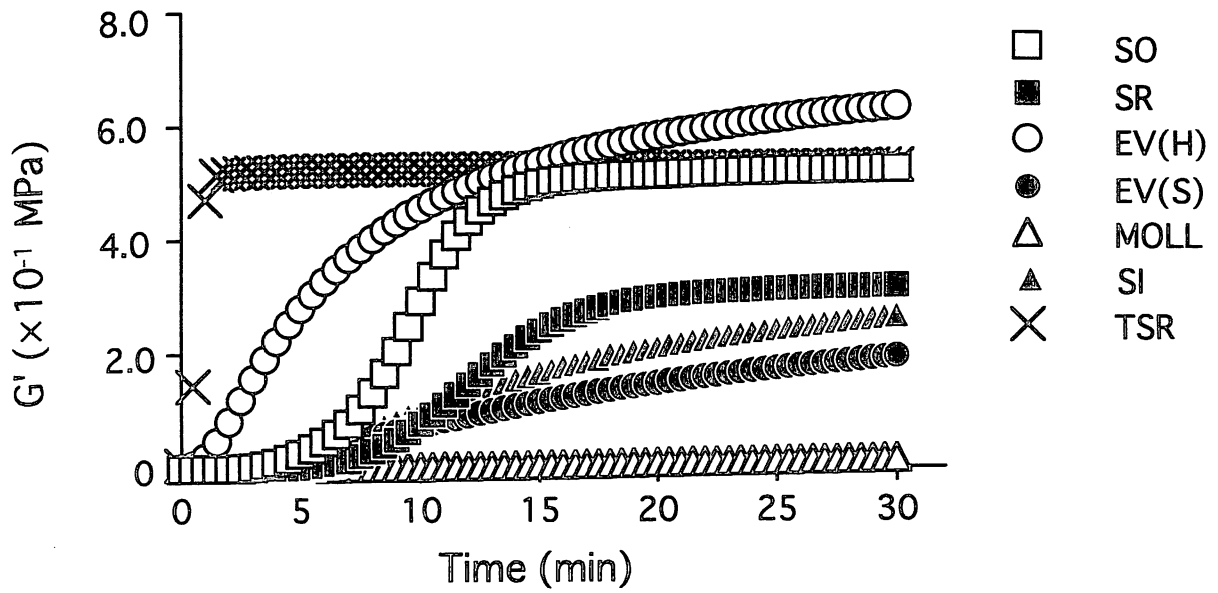


図4 常温重合型弾性義歯裏装材の練和開始直後からの貯蔵弾性率(G')の経時的変化.

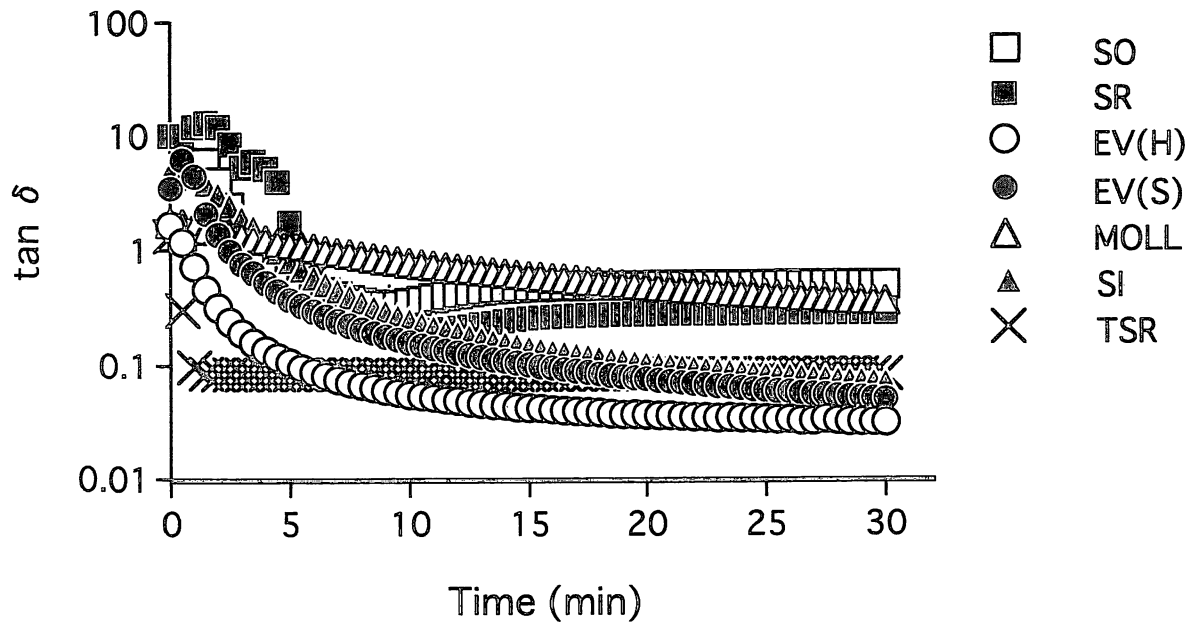


図5 常温重合型弾性義歯裏装材の練和開始直後からの損失正接($\tan \delta$)の経時的変化.

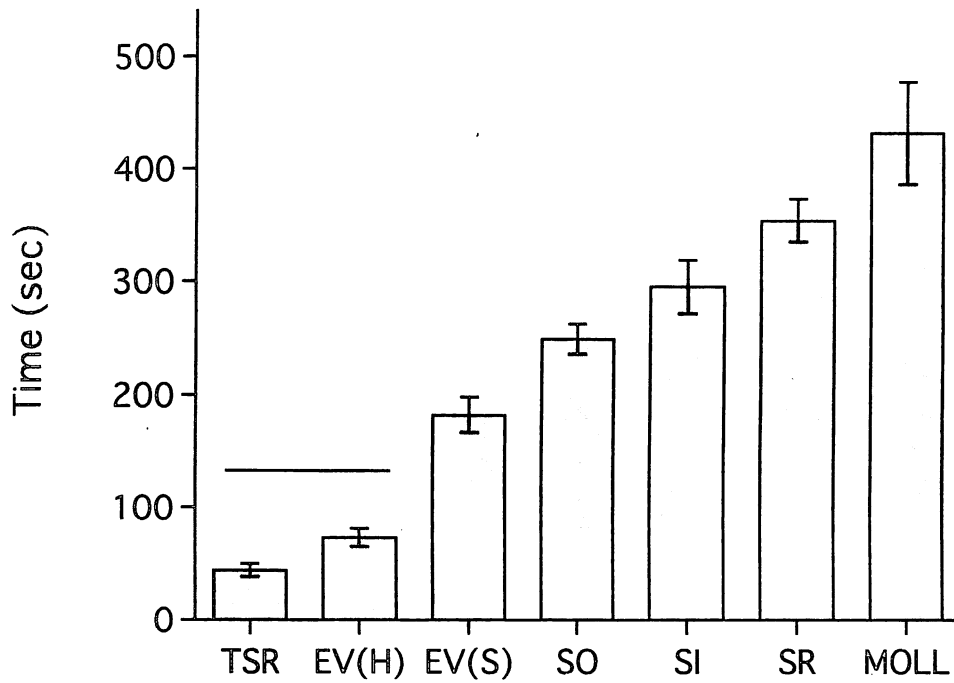


図6 常温重合型弾性義歯裏装材の練和開始直後からゲル化点に至るまでの時間。
横線の範囲は有意差なし($p > 0.05$)であることを示す。

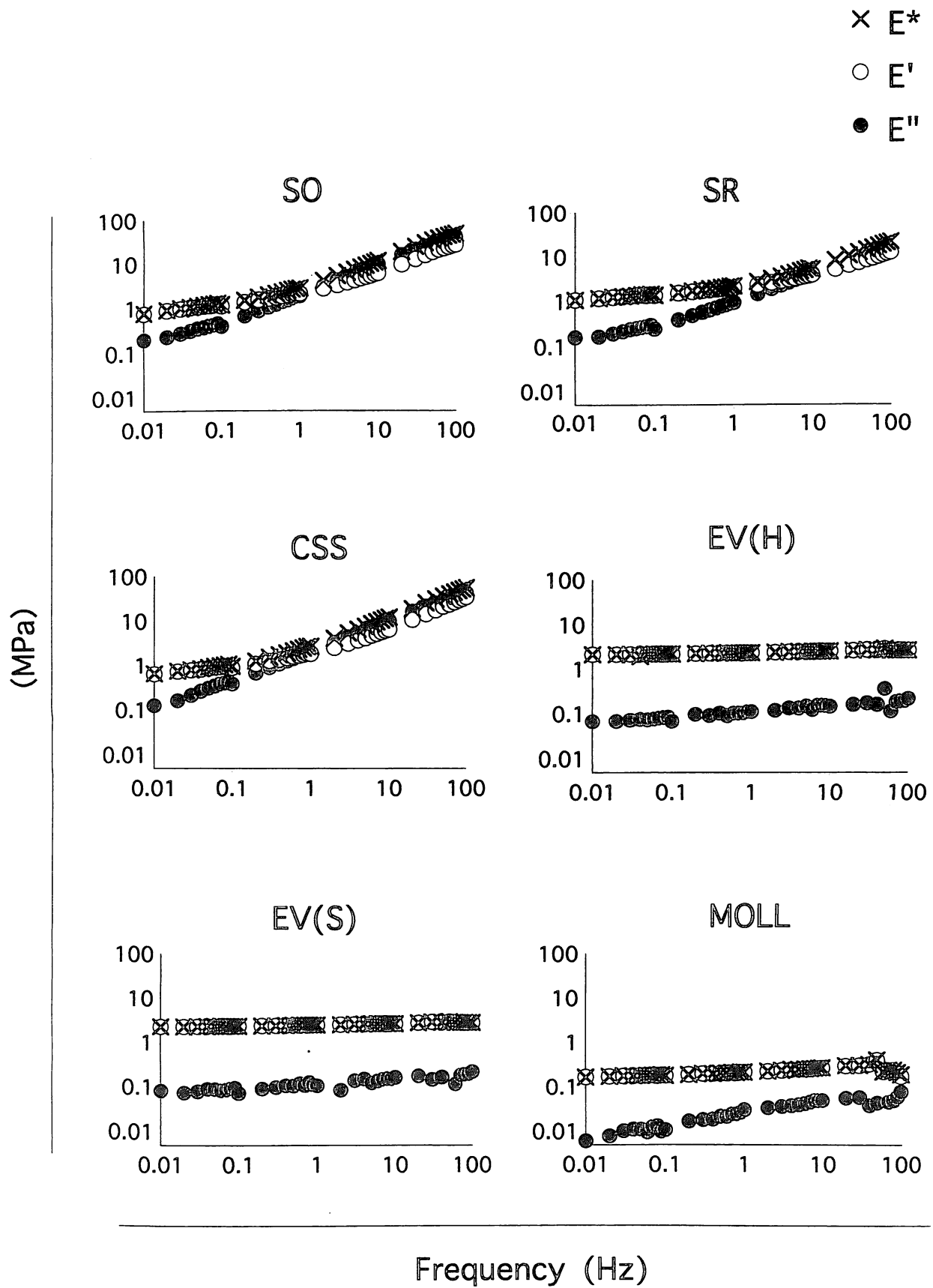


図7-a 試料製作1日後における各種弾性義歯裏装材の周波数依存性.

× E*
 ○ E'
 ● E''

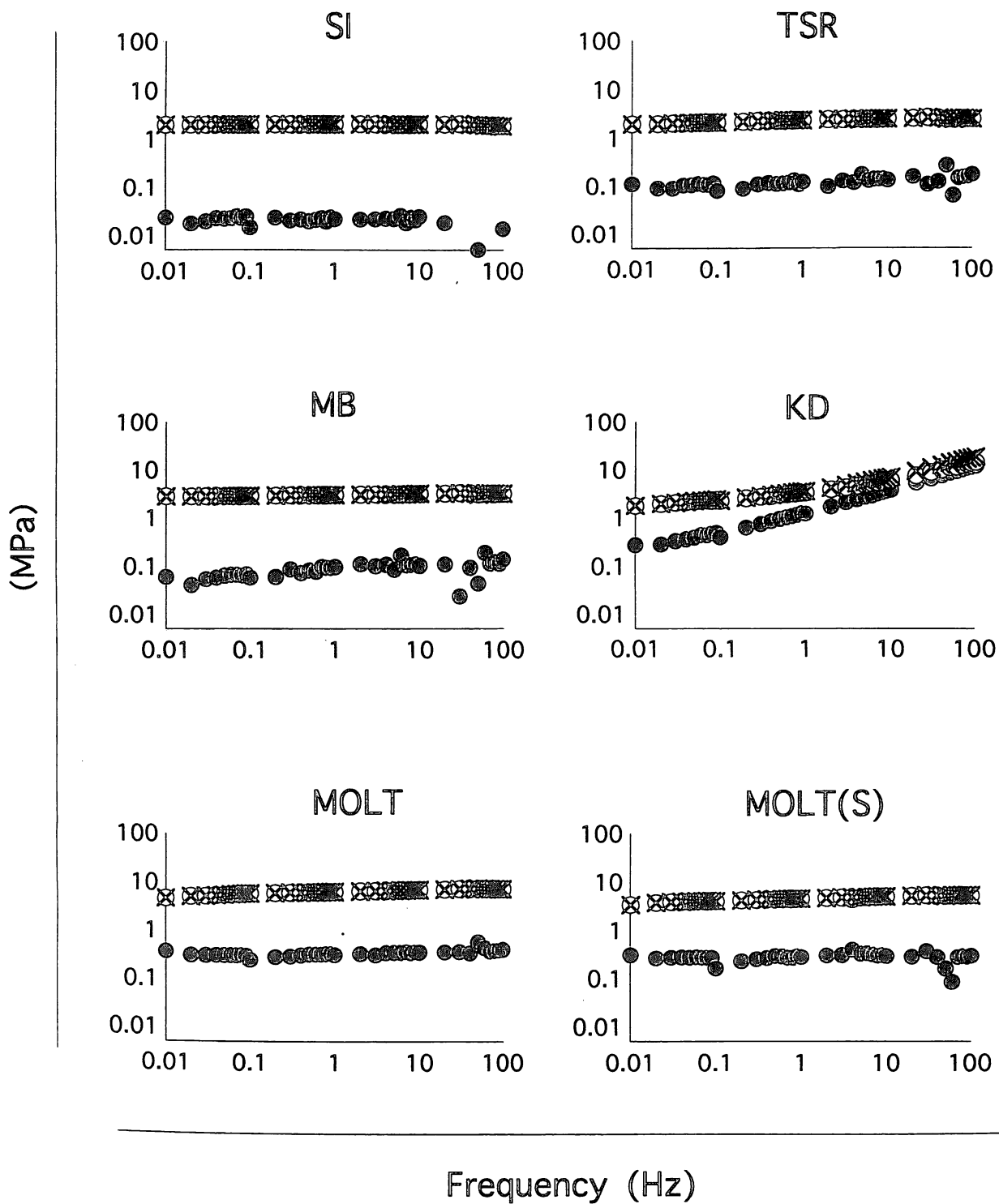


図7-b 試料製作1日後における各種弾性義歯裏装材の周波数依存性.

の中で最も低い貯蔵弾性率(E')を示した。

図9に試料製作1日後の1Hzにおける各材料の損失正接($\tan\delta$)を示す。検定の結果、最も高い値を示したのはCSS, 次いでS0, SR, KDの順であり, これらの材料間には有意差が認められた($p<0.05$)。一方, シリコン系, ポリオレフィン系は低い損失正接($\tan\delta$)を示した。

図10に各材料の1Hzにおける貯蔵弾性率(E')の経時的変化を示す。アクリル系, 特に常温重合型のS0, SRで経時的に高くなる傾向を示した。一方, シリコン系は経時的変化が小さい傾向で, 特に付加型のTSR, 加熱重合型のMBは最も安定していた。ポリオレフィン系は1年後より弾性率の低下が認められた。図11に各材料の1Hzにおける損失弾性率(E'')の経時的変化を示す。アクリル系裏装材は経時的に弾性率が高くなる傾向を示した。アクリル系以外の材料では経時的変化が小さく, シリコン系, ポリオレフィン系は低い損失弾性率を示した。また, フッ素系のKDはこれらの中間的な値を示した。図12に各材料の1Hzにおける損失正接($\tan\delta$)の経時的変化を示す。アクリル系, 特に常温重合型のS0, SRで損失正接($\tan\delta$)の値が経時的に高くなる傾向を示した。アクリル系以外の材料では損失弾性率(E'')の変化と同様, 経時的な変化が小さい傾向で, シリコン系, ポリオレフィン系は低い損失正接($\tan\delta$)を示し, またフッ素系のKDはこれらの中間的な値であった。

第4節 考察

1. 測定方法

平行プレート型動的粘弾性測定装置はプレート間に試料をセットし, これに対して周期的に一定の角変位量を与え, 結果として試料が流動した際のローターの動的変化応力を測定することにより粘弾性関数を算出するものである。この際, 角変位量が小さければ材料の構造的ダメージをさけることができる。また, 平行プレートを用いれば比較的low粘度から高粘度にかけての測定が可能となる。以上のことから, 弾性義歯裏装材の硬化過程における粘弾性の測定に平行プレート型動的粘弾性測定は有効である。しかし, 歯科用材料の硬化

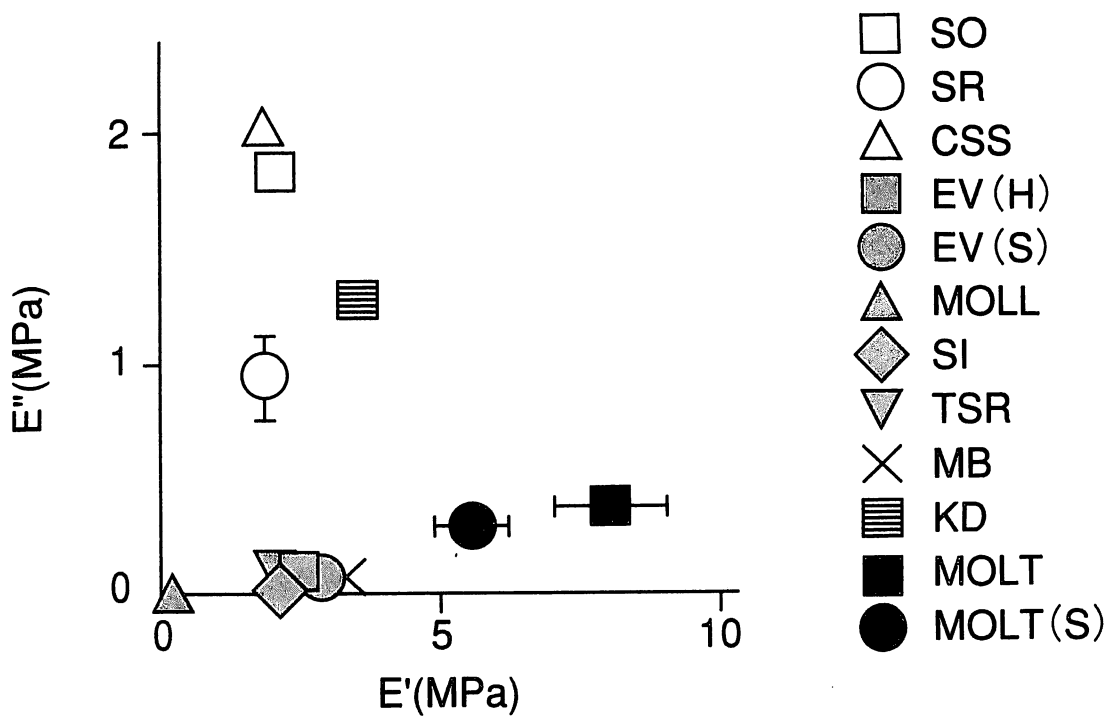


図8 各種弾性義歯裏装材の試料製作1日後の貯蔵弾性率(E')と損失弾性率(E'')との関係(1Hz)。

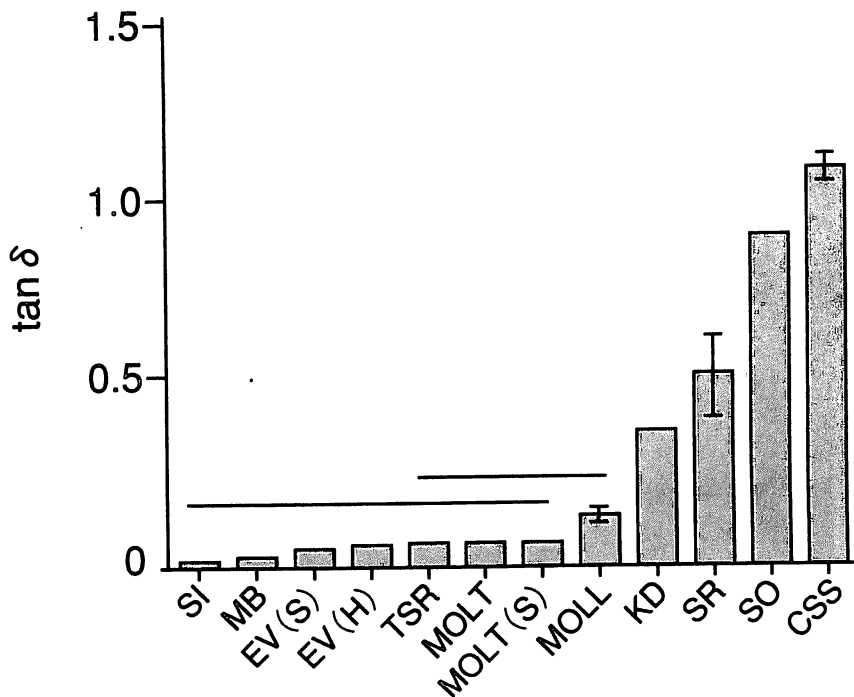


図9 各種弾性義歯裏装材の試料製作1日後における損失正接(tan δ)の比較(1Hz).
横線の範囲は有意差なし(p>0.05)であることを示す。

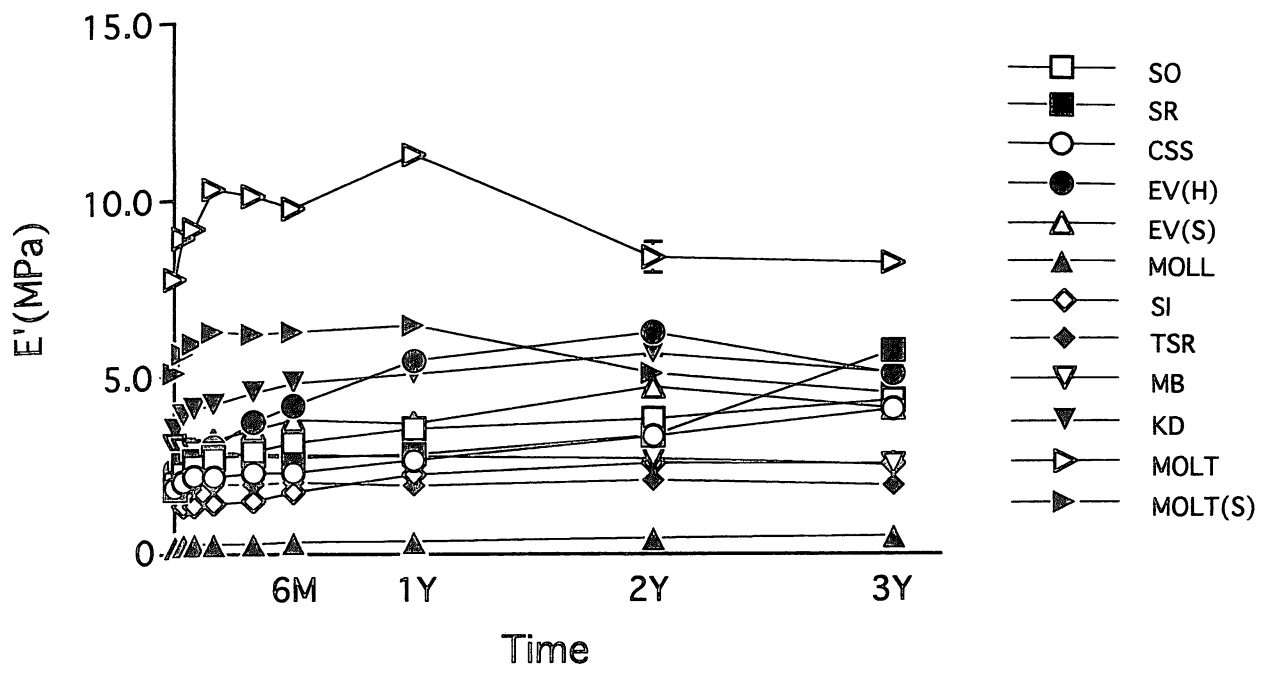


図 1 0 各種弾性義歯裏装材の貯蔵弾性率(E')の経時的変化(1Hz).

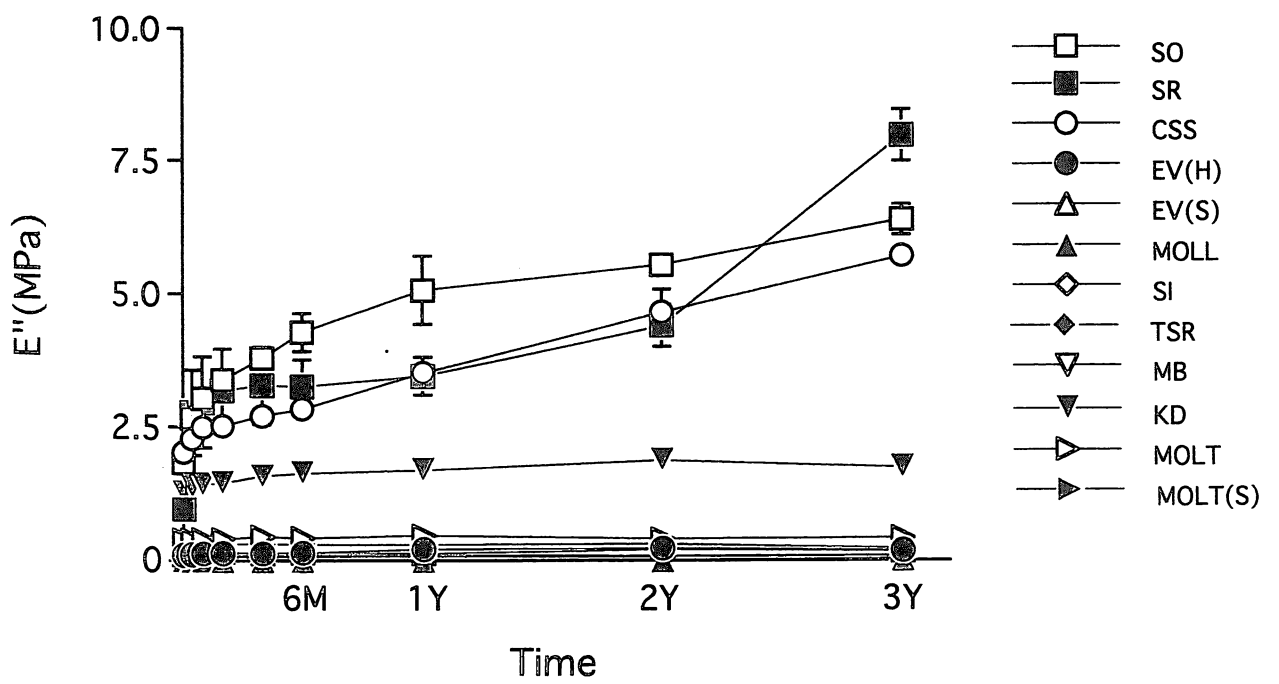


図 1 1 各種弾性義歯裏装材の損失弾性率(E'')の経時的変化(1Hz).

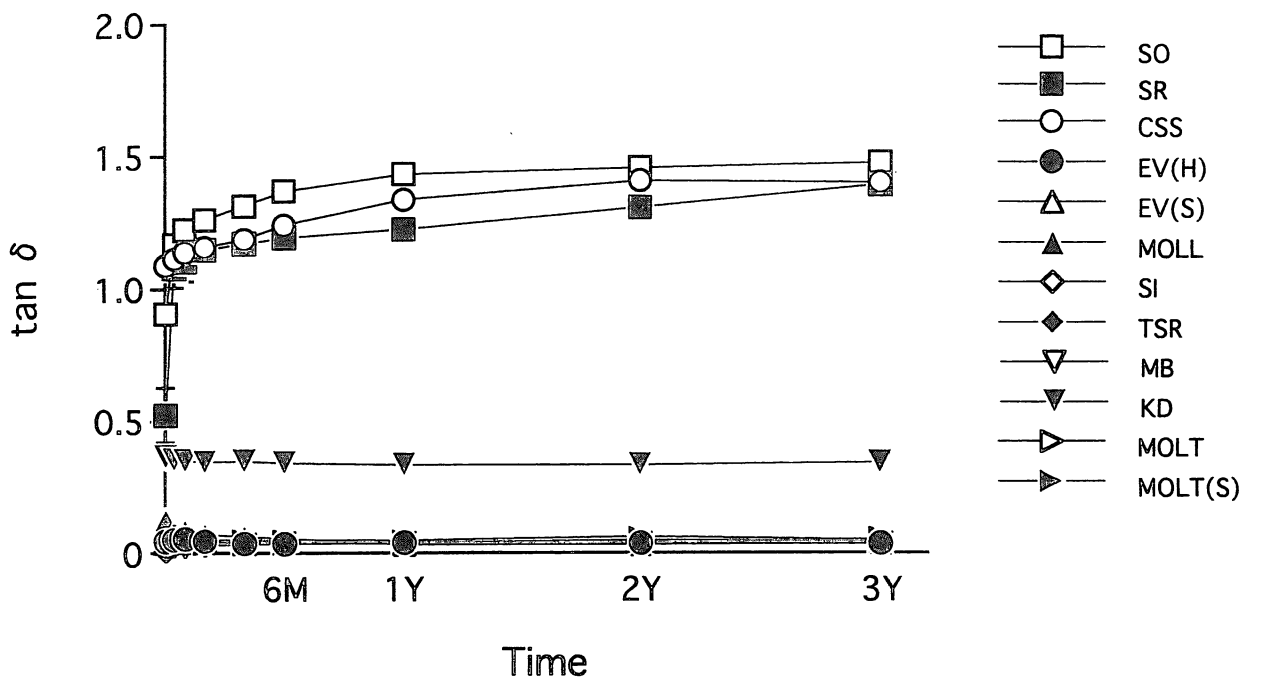


図 1 2 各種弾性義歯裏装材の損失正接($\tan \delta$)の経時的変化(1Hz).

過程における動的粘弾性の測定としては弾性印象材 (McCabe et al., 1989, 1998), ティッシュコンディショナー (岩永, 1994) 等に関する報告があるのみで, 弾性義歯裏装材における検討は見当たらない。

一方, 硬化後の粘弾性測定においては非共振強制振動法による動的粘弾性測定装置を用いた。本装置は駆動部と応答部の振幅の比と位相差を検出し, 粘弾性関数を求めるものである。すなわち, 試験片の一方より強制的な外力として正弦波振動を与え, 試験片の片方に生じる動的荷重を検出し粘弾性関数を算出する。歯科用高分子材料の硬化体の粘弾性的検討に関する従来の報告では, 静的試験, すなわちクリープ試験 (Jepson et al., 1993; Murata et al., 1996), 応力緩和試験 (守谷, 1993; Murata et al., 1998a; 1998b) がある。動的試験も本材の検討に使用されているが, 静的試験に比べると報告は少ない (藤井ら, 1993; Wagner et al., 1995a; 1995b; 村田ら, 1996)。一般にきわめて短時間の挙動に対して, 動的試験は静的試験に比べて優れている (Ferry, 1980)。また, 本材は口腔内において周期的に咀嚼力が加わっており, 周期的な応力あるいはひずみを与えて測定を行う動的試験は臨床的にも有用な方法であると考えられる。

2. 硬化過程における弾性義歯裏装材の動的粘弾性

現在開発されている弾性義歯裏装材の裏装術式には直接法と間接法がある。直接法はチェアサイドで行う術式であり, 患者から義歯を預かる必要がないため通院回数を短縮でき, また直接口腔内で操作するため寸法変化が少ない。しかしながら, 直接法で用いられる常温重合型弾性義歯裏装材を任意の厚さで裏装することは困難であり, 本材の硬化過程における物性の挙動変化は, 義歯粘膜面への裏装のタイミング, 機能運動等の操作性とも密接に関連すると考えられる。

アクリル系は硬化反応に誘導時間の存在が認められた。これはポリマー粒子内に可塑剤が浸透していく過程に相当する時間であると考えられる。各係数の変化は練和開始一定時間後より急速に起こり, その後短時間で安定する傾向であった。そのため, 臨床使用に際しては口腔内への挿入, 機能運動等のタイミングに注意を要するものと思われる。McCabe ら (1989) は各種印象材の粘弾性的な硬化挙動に関してコー

ンプレート型動的粘弾性測定装置を用いて検討を行っている。これによるとシリコン系印象材では硬化反応に誘導時間の存在が認められず、練和開始直後より反応が進行することが示されている。本実験でも同様に、シリコン系裏装材の硬化反応は経時的に進行していく傾向であった。

ゲル化点は高分子材料の硬化過程において、分子量が有限のものから無限大あるいは三次元網目構造となる過程における反応率の指標である。また、この時点より材料内部に弾性が発現するとされ、硬化挙動を特徴づける大きな要因となる(荒木,1985)。そこで、ゲル化点に至るまでの時間を各材料で比較した結果、材質によって広い範囲を示した。特に縮合型シリコン系では短いもので1分程度から長いもので7分程度と異なる傾向のものが存在した。これは各材料に含まれる触媒やフィラーの量、種類などによる影響であると考えられる(荒木,1985; 西山ら,1997)。

3. 硬化後の弾性義歯裏装材の動的粘弾性

弾性義歯裏装材は咬合力や咀嚼力を吸収、分散させ、義歯床下に伝達される圧力を減少させる必要がある。すなわち、緩圧効果が高いほうが好ましいと考えられる。Wagnerら(1995a)は12種類の市販弾性義歯裏装材の粘弾性的性質を検討した結果、損失正接が高いと緩圧効果が期待できるが、一方で永久変形が起こる可能性もあることを示している。しかしながら変形量によっては経時的な床下粘膜の変形に追従できるため、適合性の向上にもつながると報告している。

アクリル系およびフッ素系は貯蔵弾性率および損失正接がともに高く、弾性と粘性を兼ね備えた材料で緩圧効果が期待できると考えられる。また、これらの粘弾性的性質は周波数の影響を強く受ける傾向が認められた。一方、シリコン系やポリオレフィン系は損失弾性率が低く、粘性要素に乏しく弾性的な材料であると考えられる。特にMOLTとMOLT(S)は高い貯蔵弾性率を示すことから、きわめて弾性的で硬い物性を有している。これらはまた損失正接も低く、緩圧効果は期待できないものと推察される。

粘弾性的性質の経時的変化は材料の耐久性と関連している。アクリ

ル系は経時的に各係数とも増加傾向であり、特に初期に急激な変化が認められた。これは成分中の可溶性物質の溶出、あるいは吸水などによる影響であると考えられる(Kazanji et al.,1988;Wagner et al., 1995b)。また、経時的に損失正接も増加傾向を示したことから、永久変形を起こしやすく耐久性に欠けると推察される。シリコーン系はアクリル系と比較して経時的変化が小さい。特に、TSR は付加型で反応の過程において副産物を生成せず、また MB は加熱重合型で未反応部分が少ないことなどから物性が安定していたものと考えられる(西山ら,1997)。フッ素系の KD は高い緩圧効果を有し、また各係数の経時的な変化も小さいことから、臨床的に有効な材料であると考えられる。早川ら(1982)は KD を 10 名の被験者に裏装して臨床的な検討を行っており、約 2 年間満足な経過をたどったことを報告していることから、本材は耐久性に優れた物性を有するものと推察される。

弾性義歯裏装材の粘弾性的性質は、義歯床下粘膜の粘弾性や形態、義歯に加わる咬合力等と密接な関係があると考えられる。Inoue ら(1985)は無歯顎者の口腔粘膜のヤング率を測定した結果、0.66~4.4MPaであったと報告している。本実験で測定した貯蔵弾性率とこれらの結果を比較すると、シリコーン系の MOLL、ポリオレフィン系の MOLT、MOLT(S)を除いてこの範囲内にあり、本材は口腔粘膜に近い弾性を有しているものと考えられる。

第Ⅲ章 弾性義歯裏装材の粘弾性が義歯の負担圧に及ぼす影響

第1節 緒言

第Ⅱ章において、現在開発されている弾性義歯裏装材が様々な粘弾性的性質を有することが明らかとなった。これらの物性は咀嚼圧や機能圧の吸収、分散に関与する一方で、床下組織に対する圧力の伝達とも密接に関連しているものと推察される。しかしながら、弾性義歯裏装材の粘弾性的性質が義歯の負担圧や緩圧効果に対していかなる影響を及ぼすかについて検討した報告はほとんど見当たらない。また、裏装する厚さの違いが負担圧に与える影響についても十分明らかとはなっていない。

そこで本章では、下顎無歯顎臼歯部顎堤形態を想定したシミュレーションモデルに圧力センサーを設置した負担圧測定装置を製作した。実験義歯に粘弾性的性質が異なる弾性義歯裏装材を裏装し、本物性が義歯の負担圧および緩圧効果に及ぼす影響についてクリープ試験および応力緩和試験により検討を行った。

第2節 材料ならびに方法

1. 材料

本実験に使用した義歯裏装材を表2に示す。第Ⅱ章で各種弾性義歯裏装材の動的粘弾性の測定を行った結果より、異なる粘弾性的性質を有する材料を選択した。すなわち、貯蔵弾性率(E')が低く損失正接($\tan \delta$)が高い材料としてティッシュコンディショナーのVG(以下TC)、貯蔵弾性率が高く損失正接が低い材料としてシリコーン系弾性義歯裏装材のTSR(以下RDL1)、貯蔵弾性率と損失正接がともに高い材料としてアクリル系弾性義歯裏装材のSR(以下RDL2)を用いた。TCに関しては弾性義歯裏装材と同様の測定機器を用いてせん断負荷により動的粘弾性の測定を行い、各弾性率を算出した。物体が変形しても密度は変化しないと仮定した場合、ポアソン比は0.5となり

E=3G

E:ヤング率, G:せん断弾性率

の関係が導かれる。すなわち各弾性率は換算可能であることから、この値をもって材料間の比較を行った。なお、クリープ試験ではコントロールとして義歯裏装用レジン(Rebaron LC, GC社製)を使用した。

2. 実験方法

(1) シミュレーションモデルおよび実験義歯

シミュレーションモデルは図13に示すとおり、下顎無歯顎臼歯部顎堤形態を想定して顎堤相当部の高さを口腔底部より10mmとし、粘膜面部には擬似粘膜として厚さ2mmのポリサルファイドラバー印象材(Surflex F, GC社製)で置換した石膏模型(New Fujirock, GC社製)を用いた。圧力センサー(PS-2KB, 共和電業社製)はシミュレーションモデル上の顎堤頂部で頬舌的中央部と、顎堤舌側斜面部で上下的中央部の計2カ所に、圧力センサーの受圧面が擬似粘膜面と同一平面上となるよう設置した。実験義歯は、厚さ5mmの歯科用パラフィンワックス(GC社製)を圧接適合したシミュレーションモデルをフラスコ埋没し、義歯床用レジン(Acron MC, GC社製)を填入後、通法に従って重合操作を行った。取り出しは室温に1日放置後に行い、研磨仕上げを行った。その後、実験義歯に対してクリープ試験については1, 2, 3mm、応力緩和試験については2mmの厚さで各種軟質義歯裏装材を裏装した。

(2) 測定方法

測定は定荷重を与えるクリープ試験と定ひずみを与える応力緩和試験について行った。クリープ測定装置は実験義歯に対して定荷重を与える系と、荷重による負担圧およびひずみ量を測定する系よりなる。本実験で使用した定荷重圧縮試験器(青機社製)の圧迫桿は垂直方向に瞬時に降下できる構造となっており、実験義歯顎堤頂部の両側に19.6N(2.0kgf)の荷重を与え、義歯床下に生ずる負担圧を測定した。さらに、荷重による実験義歯の垂直的変位を変位変換器(DT-10D, 共和電業社製)を用いて経時的に測定した。一方、応力緩和測定装置も同様、実験義歯に対して定ひずみを与える系と、ひずみによる負担圧を測定する系より構成される。各種軟質義歯裏装材の厚さに対して10%

表 2 本実験で使用した義歯裏装材

Code	Material		E'(MPa)	tan δ
TC	Tissue conditioner		0.32	0.307
	Visco-gel			
RDL1	Resilient denture liner		1.98	0.048
	Silicone	Tokuyama Soft Relining		
RDL2	Acrylic	Soft Reverse	1.83	0.523

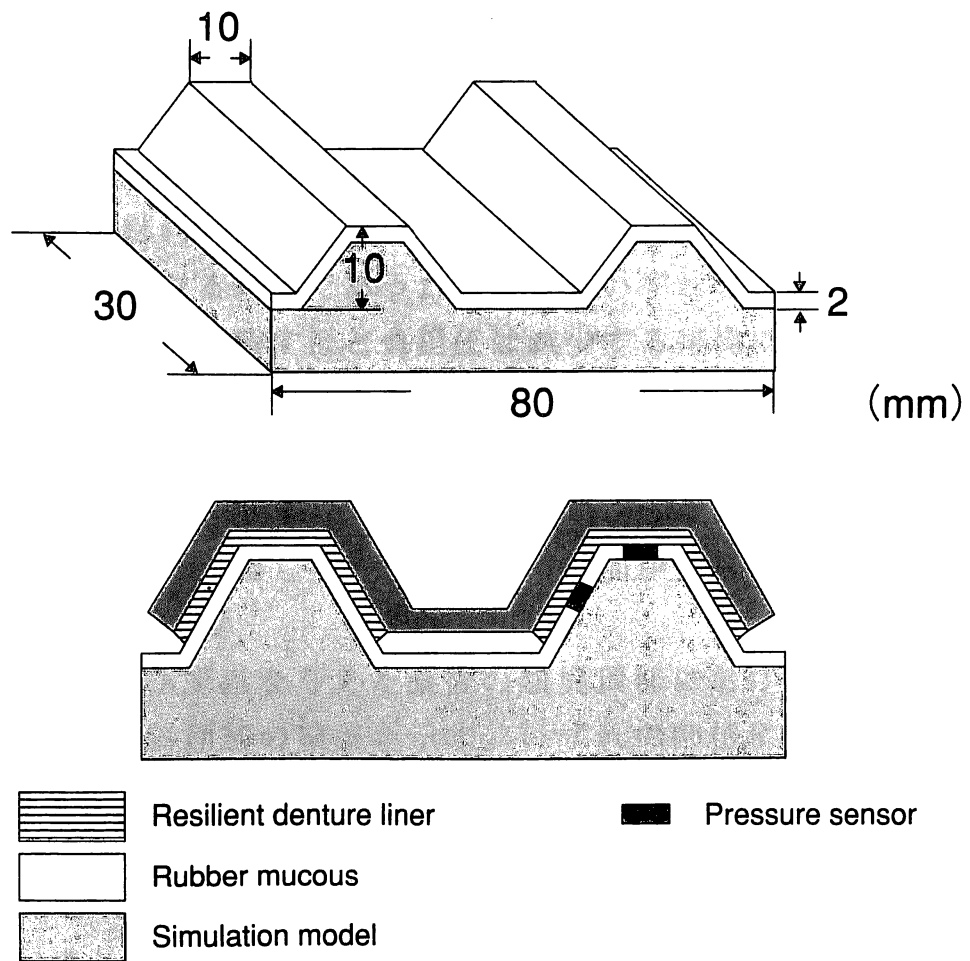


図 1 3 本実験で使用した装置の模式図.

のひずみ量を与え、これにより生ずる負担圧を経時的に測定した。圧力センサーおよび変位変換器からの出力電圧は動ひずみ測定器(DPM-711B,共和電業社製)により増幅し,自動平衡式記録計(EB22005,千野製作所社製)にてチャートスピード 60mm/min で記録した。測定は各材料裏装 1 日後に 5 分間,各 5 回ずつ行った。

3. 統計処理

得られた各測定値は,分散分析および SNK-test による多重比較により統計処理を行った。

第3節 結果

1. クリープ試験

図 1 4 -a に定荷重を与えた直後の顎堤頂部の,図 1 4 -b に舌側斜面部の各材料の厚さを変化させた場合の負担圧を示す。いずれの部位,厚さにおいても,コントロールである義歯裏装用レジンを裏装した場合に比較して負担圧は減少する傾向を示した。測定部位による比較では,いずれの材料,裏装厚さにおいても舌側斜面部の負担圧は顎堤頂部に比べて低くなる傾向であった。また,いずれの材料,部位においても裏装する厚さが増すほど負担圧は減少する傾向であった。図 1 5 に各種軟質義歯裏装材の荷重直後からの経時的なひずみ量を示す。全ての材料において裏装する厚さが増すほどひずみ量は大きくなる傾向であった。RDL1 は RDL2, TC と比較して経時的なひずみ量が小さく,また裏装する厚さが増してもひずみ量の増加が少ない傾向であった。

2. 応力緩和試験

図 1 6 -a にひずみを与えた直後の顎堤頂部における負担圧を,図 1 6 -b に舌側斜面部の結果を示す。いずれの部位においても最も高い圧力を示したのは RDL2 で,次いで RDL1, TC の順であった。顎堤頂部において各材料の負担圧に有意な差は認められなかった($p>0.05$)。図 1 7 -a にひずみを与えた直後の負担圧に対する負担圧の減少の割合を緩和率とし,ひずみを与えた 5 分後の顎堤頂部における結果を,図 1 7 -b に舌側斜面部の結果を示す。顎堤頂部において RDL2, TC は

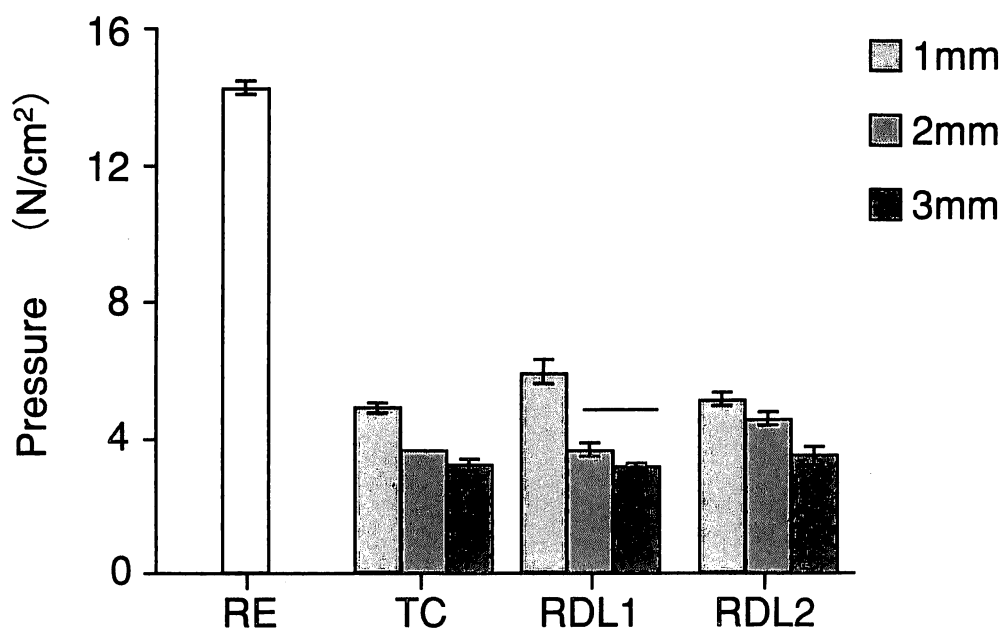


図14-a クリープ試験における顎堤頂部の荷重を与えた直後の負担圧。横線の範囲は有意差なし($p > 0.05$)であることを示す。

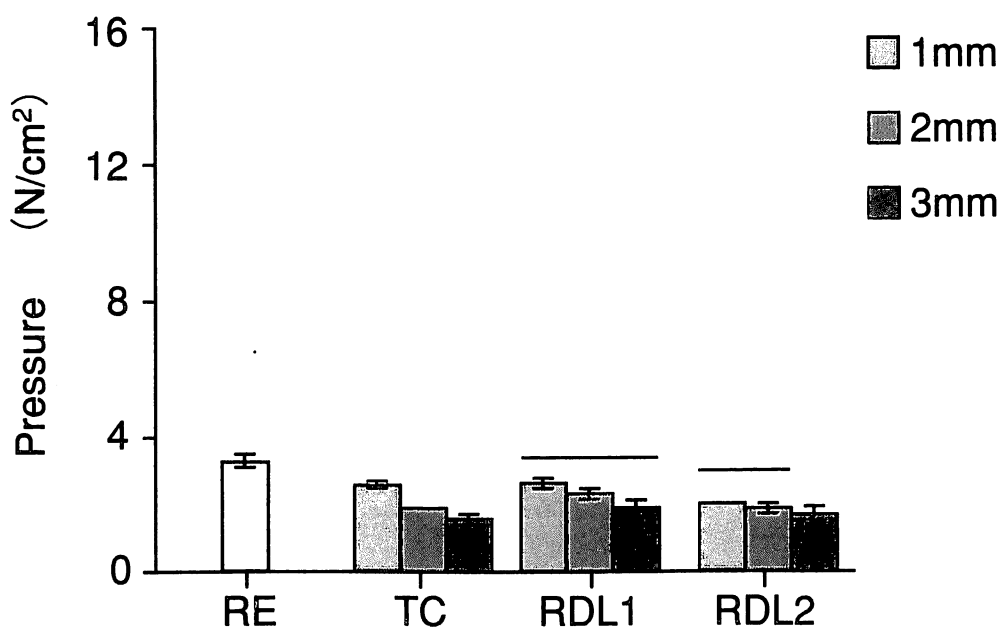


図14-b クリープ試験における舌側斜面部の荷重を与えた直後の負担圧。横線の範囲は有意差なし($p > 0.05$)であることを示す。

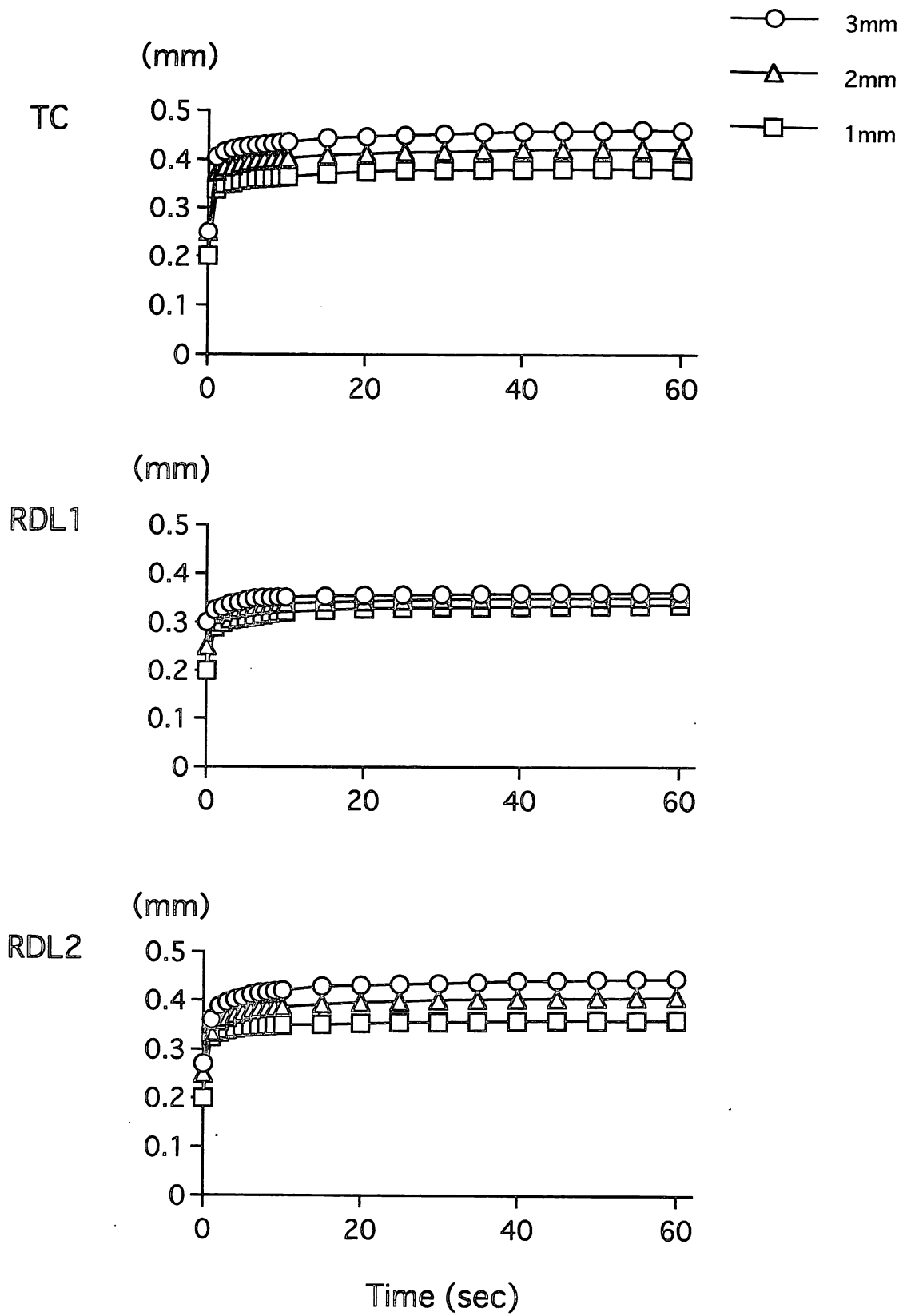


図15 クリープ試験における各材料の各裏装厚さでの荷重直後からの経時的なひずみ量.

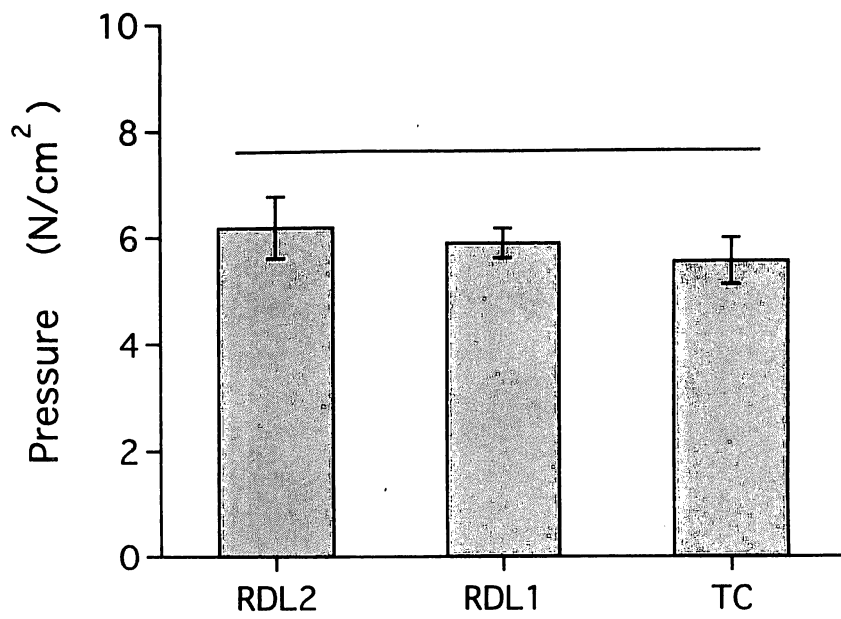


図 1 6 -a 応力緩和試験におけるひずみを与えた直後の顎堤頂部の負担圧. 横線の範囲は有意差なし($p > 0.05$)であることを示す.

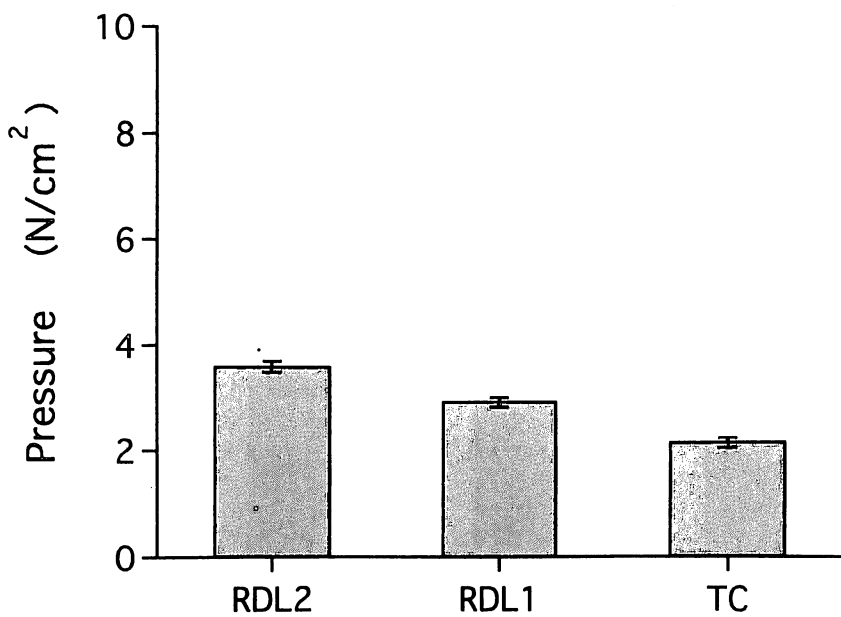


図 1 6 -b 応力緩和試験におけるひずみを与えた直後の舌側斜面部の負担圧.

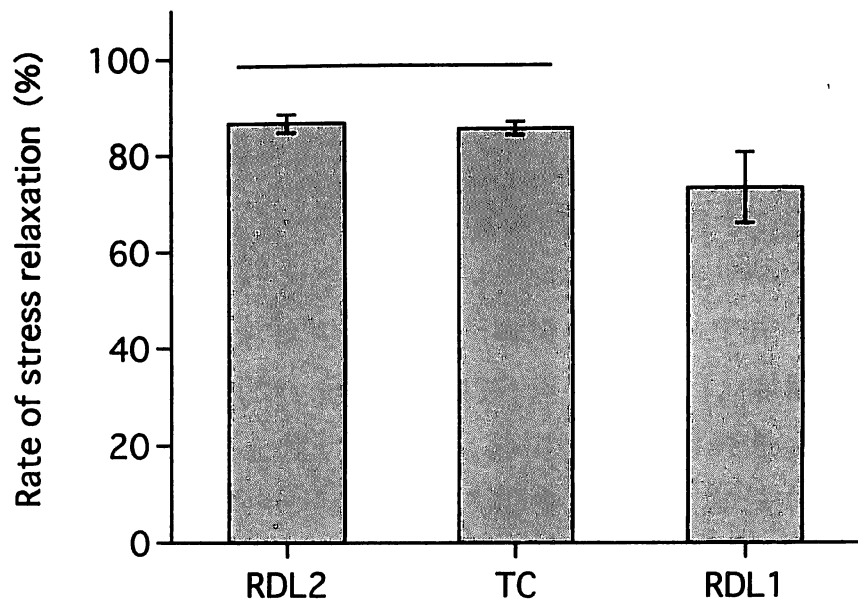


図17-a 応力緩和試験におけるひずみを与えた5分後の顎堤頂部の緩和率.
横線の範囲は有意差なし($p > 0.05$)であることを示す.

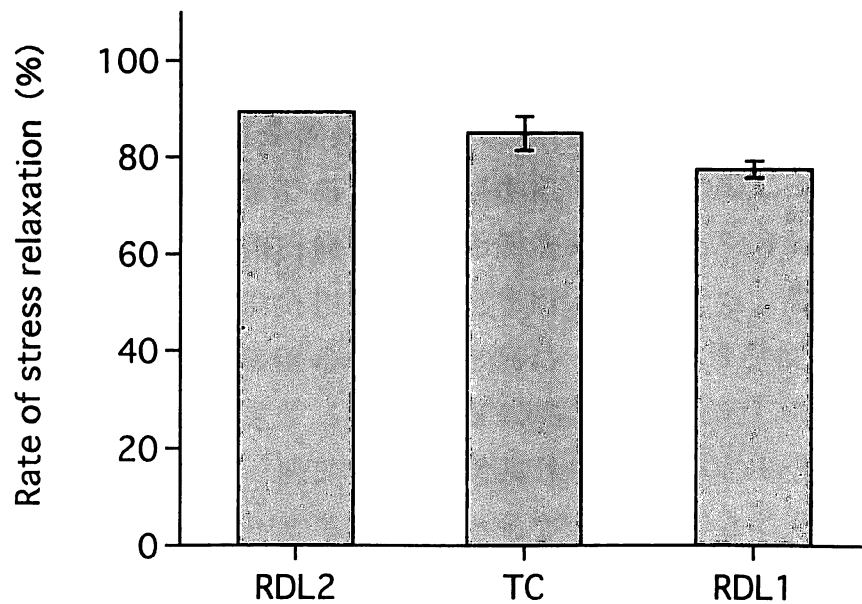


図17-b 応力緩和試験におけるひずみを与えた5分後の舌側斜面部の緩和率.

RDL1 に比べて有意に高い緩和率を示した($p < 0.05$)。舌側斜面部では最も高い緩和率を示したのは RDL2 であり、次いで TC, RDL1 の順であった。

第4節 考察

1. 測定方法

義歯の負担圧の測定は主として、口腔内において床下粘膜の負担圧を直接測定する方法(Stromberg, 1955; 黒田, 1971), 有限要素法を応用した解析プログラムを用いる方法(砂川, 1979; 河野ら, 1992), 顎堤を模倣したシミュレーションモデルを用いる方法(矢代, 1985; 藤森, 1989, Shigeto et al., 1995)に大別することができる。口腔内で直接測定する場合, 圧力センサーは義歯床に設置されるため床の薄い部位への設置は技術的に難しく, また床下粘膜の形状は種々の湾曲的様相を呈しているため, 圧力センサーの受圧面を粘膜に均等に接触させることは非常に困難である。加えて, 床下粘膜の厚さ(Tomlin et al., 1968; Kydd et al., 1971)や粘弾性(田中, 1973; 谷田部, 1991), 被圧変位性(Kydd et al., 1967)など多くの生体側の因子が負担圧に関与し, 明確な条件設定が問題となる。一方, 有限要素法による解析では計算上重要となる粘弾性的物理定数を各要素に対して与える必要があるが, 実際の床下粘膜や歯槽骨の物性は部位や個人によっても異なり, これを求めるのは困難であると推察される。以上のことを考慮して, 本研究では下顎無歯顎臼歯部顎堤形態を想定したシミュレーションモデルを製作し, 義歯の負担圧の測定を行った。また, 顎堤形態は圧力センサーの出力電圧感度の信頼性を高めるために3平面で構成させた。

実際の口腔内を想定するため, 擬似粘膜も可及的に口腔粘膜に近似させる必要がある。一般的に口腔粘膜は粘弾性体として取り扱われており擬似粘膜も同様とするべきであるが, 現在のところその材質に関して統一した見解はなく, 塩化ビニル(黒田, 1971), ホワイトシリコーン(沖倉, 1990), 合成ゴム(滝新, 1988)等の合成高分子材料が用いられている。本実験では藤森(1989), 清水(1989)の報告を参考に, 擬似粘膜としてポリサルファイドラバー印象材を使用した。予備実験で本

材のヤング率を測定したところ 2.29MPa であった。前述の Inoue ら (1985)の報告による口腔粘膜のヤング率と比較すると、本材の値はこの範囲内であったことから擬似粘膜として適切であると考えられる。なお、擬似粘膜の厚さに関しては、Kydd ら (1971)の口腔粘膜の厚さに関する報告を参考に 2mm とした。

床下粘膜が受ける圧力を測定する試みは、1955 年 Stromberg によって cantilever beam と strain gauge からなる負担圧測定装置が考案されて以来、様々な装置により行われている (黒田,1971;河野ら,1990;織井ら,1991)。1970 年に Fitzgerald らが diaphragm 型圧力センサーの精度について検討を加え、粘弾性体に対する圧力の測定に本装置が有効であることを報告して以来、負担圧測定にはこの種の圧力センサーが一般的に使用されている。そこで本実験では、小型軽量で圧感受性が鋭敏であり定性、定量的に測定可能 (高橋ら,1982)な diaphragm 型圧力センサーを用いることとした。一般に圧力センサーは、センサーに直接接する物体に発生する内部応力を感知し出力する。この内部応力に影響を与える因子としてセンサーに接触する材料の物性、厚さ、義歯の三次元的な動き、義歯の沈下に伴う裏装材内部での内圧の上昇、擬似粘膜面に対するセンサー受圧面の位置、荷重点とセンサーの位置関係などが挙げられる。これらの因子が複雑に絡み合う結果、圧力値は微妙に変化すると考えられる。そのため、このような影響を可及的に除外するよう測定部位は 2 カ所と限定した。また、圧力センサー受圧面は擬似粘膜面と同一平面上となるよう細心の注意を払い設置した。

2. 負担圧と粘弾性の関係

クリープ試験において、義歯裏装用レジンに比較していずれの材料を用いても負担圧は減少し、軟質義歯裏装材の使用が負担圧の緩和に有効であることが明らかとなった。佐藤ら (1998)はポリフッ化ビニリデンフィルムを応用した圧力センサーを用いて平板状の試験体を用いて弾性義歯裏装材使用時の義歯床下粘膜の負担圧測定を行い、粘膜面および顎骨面において負担圧が緩衝される可能性があると考えしており、測定方法は異なるものの本実験結果はこの報告を裏付けるもので

あると考えられる。また、いずれの材料および厚さでも顎堤頂部に比べて舌側斜面部で負担圧が小さくなる傾向であった。荷重により床が沈下した際、材料の粘性流動にもとづく内圧が顎堤頂部において高く、周縁部へ移るにしたがって低くなることがこの原因として考えられる。また、荷重時に義歯床の変位方向に一致する顎堤頂部と一致しない舌側斜面部では加わる圧が異なり、荷重の側方ベクトルを感知する舌側斜面部の負担圧が、その垂直ベクトルを感知する顎堤頂部より減少したことも一因であると考えられる。

弾性義歯裏装材の適切な厚さに関しては様々な報告がなされており、Wright(1976)は 2.0~3.0mm の厚さが適切であるとしている。また、咀嚼改善率の観点より本材の厚さを検討した鱒見(1984)は、2mm の厚さにおいて改善率が最も高くなったことを報告している。Bascom(1966)は本材を 1.5mm 以上で裏装すると患者はゴムボールを咬んでいるような感じがすると報告しており、本材の厚さが咀嚼や装着感とも密接に関連していると考えられる。臨床的には本材を適用する患者の床下粘膜や歯槽骨の状態等を考慮する必要があると考えられる。本実験では各材料、部位とも裏装する厚さが厚いほど負担圧が減少し、緩圧効果が高くなる傾向であった。しかしながら、裏装厚さを厚くするほど相対的に義歯床の厚さは薄くなるため、床破折の可能性もあり注意を要する(Mäkälä et al., 1979)。

RDL1 のような粘性成分に乏しく弾性成分に富む材料では、荷重時に裏装厚さに関わらずひずみ量が小さく、機能時の義歯の変位は小さいものと考えられる。一方、RDL2、TC のように粘性要素に富む材料はひずみ量が大きく、機能時に義歯が変位しやすい。河野ら(1992)は二次元有限要素解析により弾性義歯裏装材が床下組織の応力分布へ与える影響を検討している。その結果、クリープ変形が大きい材料は荷重時永久変形が生じ、義歯の変位が増大するため部分的に厚さが薄くなり、応力の集中が起こる部位が発生することを示唆している。そのため、このような材料を使用する際は定期的な予後観察が必要であると考えられる。

クリープ試験では持続的に荷重が加わるため、材料の流動変形によってひずみ量が異なり、負担圧の緩和挙動を材料間で比較することが

困難である。そこで、一定ひずみを与える応力緩和試験により材料の緩圧効果の検討を行った。その結果、損失正接の値が高い材料ほど負担圧の緩和率が高くなり、緩圧効果が増す傾向が認められた。米山(1990)は平板試験において各種弾性義歯裏装材が床下組織の負担圧に与える影響を検討しており、粘性要素を多く含む材料ほど緩圧効果が高くなることを報告している。前章で述べたとおり、動的粘弾性測定により得られる損失正接はエネルギー損失の尺度であり、刺激に対する応答の遅れの程度を表す。すなわち、損失正接が高いほど粘性要素の割合が多くなると考えられることから、緩圧効果を高めるためには粘性要素を多く含む材料を用いる必要があることが示唆された。

第IV章 弾性義歯裏装材の粘弾性が咀嚼に及ぼす影響

第1節 緒言

弾性義歯裏装材が総義歯装着者の咀嚼に及ぼす影響について検討した報告は少なく(高橋,1997),また,本材の粘弾性的性質の違いが咀嚼機能に与える影響を検討した報告は僅かである(鱒見,1984;Glantz et al.,1988)。本材は菲薄となった口腔粘膜を補い,クッション作用により咬合圧を緩和,分散させ,疼痛の発生を防止することにより,咀嚼に対しても何らかの影響を与えると推察される。早川ら(1980)は弾性義歯裏装材を裏装する際,弾性変形が小さい材料を用いるほど臨床試験の結果が良くなったことを報告しており,一方,鱒見(1984)は弾性変形の大きい材料を裏装したほうが咀嚼機能の改善効果に対して有効であると報告しているなど,本材の粘弾性的性質と咀嚼との関連は十分解明されていない。

前章までにおいて現在開発されている弾性義歯裏装材がそれぞれ異なる粘弾性的性質を有し,また負担圧の緩和にも関与していることが明らかにできた。そこで本章では,この粘弾性的性質の違いが最大咬合力,各種食品の咀嚼時間および装着感等の臨床的効果に与える影響について検討した。

第2節 材料ならびに方法

1. 材料

本実験で用いた材料は第III章と同様,ティッシュコンディショナー 1種類,弾性義歯裏装材 2種類,およびコントロールとして義歯裏装用レジン(Rebaron LC,GC社製)の計4種類を用いた(第III章,表2)。

2. 測定方法

(1) 被験者

通法にて製作した上下顎総義歯を被験者に装着させ 1ヶ月以上経過し,調整が終了した後においても依然咀嚼時疼痛が生ずるため,弾性

義歯裏装材の裏装が必要と判断された総義歯装着者 10 名(男性 5 名, 女性 5 名, 年齢 72~84 歳, 平均年齢 76.0±3.2 歳)を被験者(A~J)とした。実験に先立ち本研究の目的, 実験内容の説明を行った上で, 被験者としての協力の承諾を得た。

(2) 実験義歯

実験義歯はコピーラスコ(トーワ技研社製)により被験者の下顎義歯の印象採得を行い, 複製義歯製作用レジン(REPLICA, 亀水化学工業社製)を用いて製作した。義歯裏装材の裏装は以下に示す間接法で行った。口腔内において実験義歯の咬合調整を行った後, Visco-gel(De Trey/Dentsply 社製)により動的印象を採得し, ボクシング後石膏(New Fujirock, GC 社製)にて模型を製作した。模型および実験義歯をリライニング用咬合器に装着した後, 粘膜面を 2mm 削除し, 各種義歯裏装材をメーカー指示に従い裏装した。実験義歯は各種義歯裏装材につきそれぞれ 1 週間被験者に装着させた後, Glantz ら(1988)の報告を参考に以下に示す各種機能試験を行った。

(3) 最大咬合力の測定

最大咬合力の測定は被験者を座位安静状態とし, デンタルプレスケール(50H, type R, 富士写真フィルム社製)を用いて行った。測定は被験者に 3 秒間の最大咬みしめを各義歯裏装材につき 5 回ずつ行わせ, 各測定毎に 1 分間のインターバルをおいた。測定後の解析は, 専用解析装置(OCCLUZER FPD703, 富士写真フィルム社製)を用いて行った。

(4) 咀嚼時間の測定

咀嚼時間の測定は, 食品の咀嚼開始より嚥下するまでに要する時間を計測した。被検食品として軟性食品であるハム, 硬性食品であるタクアンを用い, いずれも一辺 15mm の立方体に調製した。測定は各食品, 各裏装材につきそれぞれ 5 回ずつ行い, 各測定毎に 1 分間のインターバルをおいた。

(5) Visual analogue scale による評価

各種義歯裏装材に対する患者の主観的な評価を検討するために, 装着感について Visual analogue scale(以下 VAS と略す)を用いて評価を行った。VAS は長さ 10cm の直線とし, 右端が最も良い状態, 左端が最も悪い状態に設定した。全長に対する左端から患者がチェックした部

位までの長さの割合を VAS スコアとした。

3. 統計処理

統計処理は、ノンパラメトリック分散分析の一つである Friedman 検定により行った。

第3節 結果

1. 最大咬合力

図 18 に、各種義歯裏装材が最大咬合力に及ぼす影響を示す。被験者 C, H を除く全ての被験者で義歯裏装用レジンに比べていずれの軟質義歯裏装材を裏装しても最大咬合力は大きくなる傾向であった。また RDL2 が最も大きくなる傾向で、ついで RDL1, TC の順となる傾向であった。検定の結果、RDL2, RDL1, TC の順に有意に最大咬合力が大きくなった ($p < 0.05$)。

2. 咀嚼時間

図 19 に、各種義歯裏装材が各種食品の咀嚼時間に及ぼす影響を示す。義歯裏装用レジンに比べて軟質義歯裏装材を裏装した場合、咀嚼時間は短くなる傾向が認められた。特にタクアンの咀嚼時間は RDL2 を裏装した場合、他の裏装材に比べて短くなる傾向であった。一方、ハムに関してはタクアンほどの変化は認められなかった。検定の結果、タクアンの咀嚼時間は RDL2, RDL1, TC の順に有意に短くなる傾向であった ($p < 0.05$)。

3. VAS

図 20 に各種義歯裏装材の VAS による評価の結果を示す。いずれの被験者においても義歯裏装用レジンに比べて軟質義歯裏装材を裏装した場合、VAS スコアは高くなる傾向であり、軟質義歯裏装材を裏装することにより装着感は向上する傾向であった。特に、RDL2 を裏装した場合、最も良好な装着感を示す傾向であった ($p < 0.05$)。

Bite force (N)

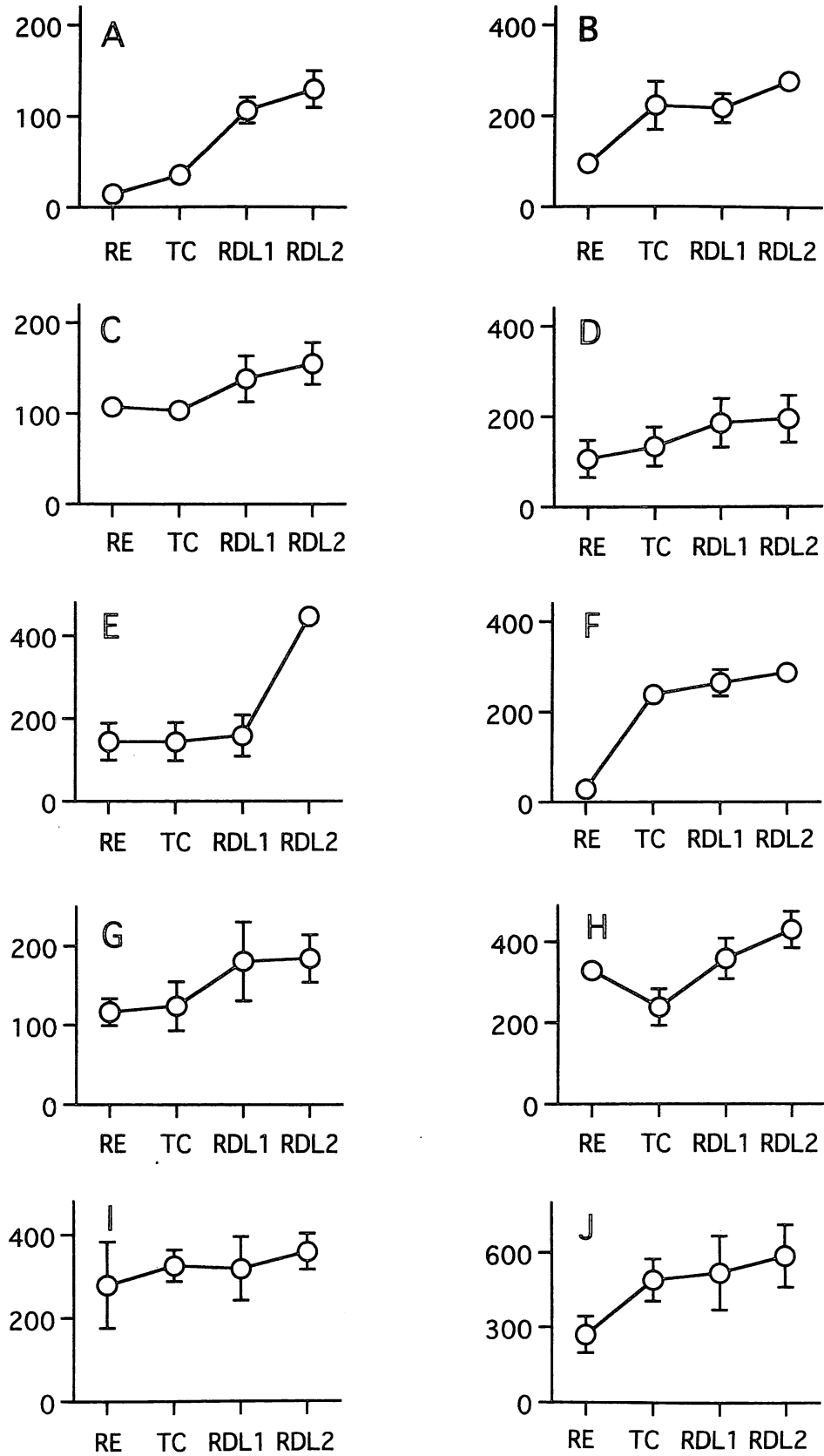


図 1 8 各種義歯裏装材が最大咬合力に及ぼす影響.

Chewing time (sec)

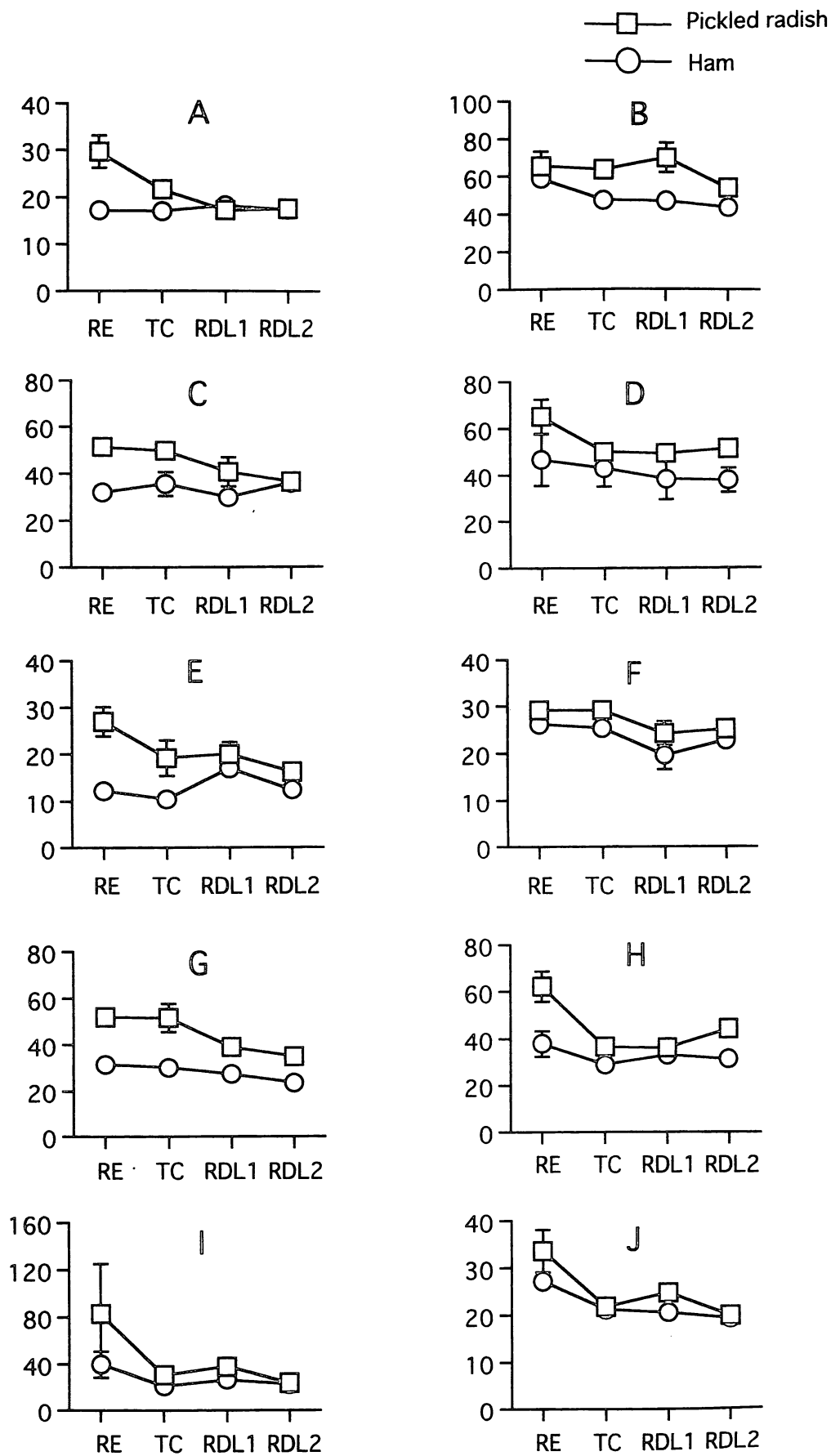


図 19 各種義歯裏装材が各種食品の咀嚼時間に及ぼす影響.

VAS score (%)

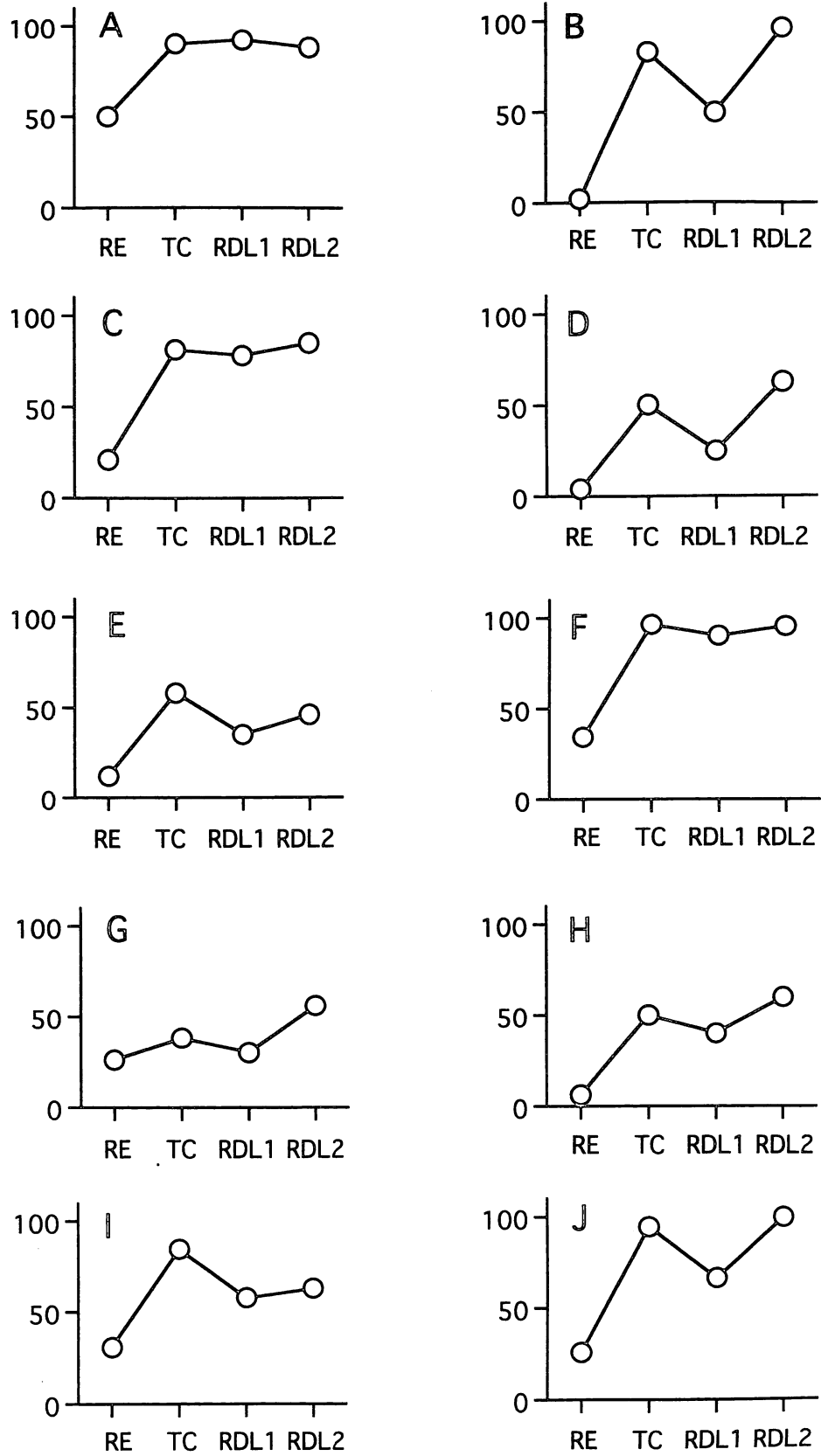


図 2 0 各種義歯裏装材の Visual analogue scaleによる評価.

第4節 考察

1. 測定方法

最大咬合力の測定は過去より種々の方法で行われており、主として義歯の中に測定装置を組み込む方法(De Boever et al.,1978), 上下歯列間に装置を介在させる方法(森谷,1967)に大別される。前者では機能時の測定が可能である反面、装置の製作が困難である。また、後者は咬合高径が上がる等の欠点を有する。本実験では感圧シートによる咬合圧測定システムであるデンタルプレスケールを用いた。本システムは簡便かつ分析が容易であり、臨床的な咬合力評価に対し十分な精度を有することが報告されている(鈴木ら,1994)。前述の分類では後者に属し咬合高径が上がることに懸念されるが、シートの厚さは約 98 μm であり、義歯裏装材間による咬合力の比較を行う範囲内では問題ないと考えられる。なお前章において、荷重が加わった際義歯裏装材が瞬間的にひずむことが明らかとなっており、咬合保持時間が短いと正確な最大咬合力が測定できないと考えられる。鈴木ら(1994)は、咬合保持時間が長いほどデンタルプレスケールにおける発色濃度は高くなる傾向であるが、保持時間が1秒と5秒では濃度に有意な差が認められなかったことを報告しており、また長時間咬合保持させるとシートのずれが生じやすいことを考慮して、本実験では3秒間の最大咬みしめで測定を行った。

咀嚼の総合的な能力の定量化は困難で、これまで種々の方法で試みられており、下顎運動測定装置や筋電図を用いた評価法(遠藤,1991;高橋,1998)などにより検討されている。しかしこれらの評価方法は操作が煩雑である、長時間要する、客観性に欠けるなどの問題点を有すると考えられる。咀嚼とは食物を摂取してこれを食塊にし嚥下するまでに口腔、咽頭中で行われる過程である。この運動は顎口腔系の機能のなかで最も生理的なものの一つであると同時に無意識かつ習慣性のものでもあり、きわめてリズムカルな運動である。また、その基本パターンに対して口腔、顔面領域からの末梢感覚入力に影響を与えていることが報告されている(Morimoto et al.,1989)。天然歯列における咀嚼運動は上位中枢の支配を受ける一方で、固有受容器である歯根膜か

らのフィードバック作用により種々の調節を受けている。しかしながら無歯顎者では歯根膜が存在しないため、これに代わるものとして床下粘膜の感覚が咀嚼運動の調節機構として重要な役割を果たしていることが報告されている(Crum et al.,1972)。遠藤(1991)は総義歯の粘膜面に疼痛が生じない程度の金属球を設置し、床下粘膜からの感覚情報と咀嚼運動調節の関連を検討しており、圧感覚の程度により咀嚼運動が容易に変化することを報告している。また、Jiffry(1983)は嚙下直前での食塊粒子の大きさの分布が、それに至るまでの咀嚼経過に違いがあっても各被験者においてほぼ一定であったことを報告している。これら観点より本実験では Glantz ら(1988)の報告を参考に、各種義歯裏装材の粘弾性的性質が咀嚼に及ぼす影響を、各種食品の咀嚼時間をパラメータとして検討した。

咀嚼機能を検討する際に用いられる被検食品については、従来から様々なものが使用されている。内田(1991)は総義歯装着者の咀嚼能力評価に適した食品は被粉碎性、被切断性を有する食品であると報告している。咀嚼機能の評価にあたって、被験者が感覚的に咀嚼作業の経過と結果を理解しやすい食品が有利であり、生体安全性および嗜好性なども考慮に入れる必要がある。また Yurkstas ら(1950)は総義歯装着者の咀嚼機能評価において軟性および硬性食品の両者を用いる必要があると報告している。これらの点より本実験では軟性食品としてハムを、硬性食品としてタクアンを用いた。

各種義歯裏装材に対する被験者の主観的な評価を検討する方法としては選択肢より回答させる方法、VASを用いる方法がある。de Glandmont ら(1994)は、義歯装着者の義歯に対する評価を患者の主観により双方で回答させた。その結果、二つの回答方法による結果は同様の傾向であったことを報告している。また Lamb ら(1994)は下顎総義歯装着者に対し、リライニングの効果を VAS により回答させており、被験者の主観的な感想など捕らえどころのないものを定量的に評価するのに本方法が有効であることを報告している。そこで本実験では VAS により、各種義歯裏装材の装着感について被験者の主観的な評価を検討した。

2. 咀嚼と粘弾性の関係

義歯裏装用レジンに比べていずれの軟質義歯裏装材を裏装しても最大咬合力は大きくなり、また食品の咀嚼時間も短くなる傾向が認められ、咀嚼時疼痛を有する被験者に本材を適用することは有効であることが示唆された。特に、アクリル系裏装材の RDL2 において最大咬合力が最も大きくなり、タクアンの咀嚼時間が短くなる傾向が認められた。動的粘弾性測定で明らかとなったとおり、アクリル系裏装材は貯蔵弾性率、損失正接ともに高く、粘性と弾性を兼ね備えた材料であると考えられる。また損失正接が高い材料ほど緩圧効果に優れていることが示された。すなわち大きい咬合力を発揮するためには瞬間的に力を伝達できる弾性要素が必要であり、その後伝達された力を吸収、分散させるよう粘性要素および緩圧効果も必要で、これにより咀嚼時疼痛を緩和させることができると考えられる。また、咀嚼運動の初期には食品を切断するために、食品に対して瞬間的に高い咀嚼圧を与える必要がある、さらに床下粘膜に伝達された咀嚼圧を吸収、分散するよう緩圧効果も必要である。これらのことより弾性と粘性を兼ね備えた軟質義歯裏装材が咀嚼機能向上の観点より有効であると考えられる。

シリコーン系裏装材の RDL1、およびティッシュコンディショナーの TC は最大咬合力、咀嚼時間ともアクリル系裏装材ほどの改善効果は認められなかった。シリコーン系裏装材は貯蔵弾性率が高いものの損失正接が低く、弾性要素に富み緩圧効果に乏しい材料であると考えられる。そのため瞬間的に咬合圧を伝達する効果はあるものの、加わった圧を緩和できず疼痛の発生を引き起こすものと予想される。一方、ティッシュコンディショナーは損失正接は高いものの貯蔵弾性率が低く、高い緩圧効果を有するが瞬間的に咬合力が発揮できにくくなるものと推察される。

食品の咀嚼時間について、ハムはタクアンほどの材料間での差は認められなかった。比較的柔らかい食品であるハムは咀嚼時にそれほど大きな咀嚼圧を必要とせず、容易に細分化されることが予想されるため、軟質義歯裏装材の粘弾性的性質の影響を受けにくかったものと推察される。

VAS による被験者の主観的な義歯裏装材に対する評価では、義歯裏装

用レジンに比べていずれの軟質義歯裏装材を裏装しても装着感は向上する傾向で、本材の柔軟な物性が装着感の改善にも有効であることが示された。特に最大咬合力、咀嚼時間の結果と同様アクリル系裏装材において最も装着感が向上する傾向であった。

以上のことより、軟質義歯裏装材の粘弾性的性質は咀嚼に対して大きく影響を与えることがわかった。咀嚼機能を向上させるために本材は、食品を咀嚼する際、瞬間的に咀嚼圧を伝えるようある程度の硬さを必要とし、咀嚼圧を伝えた後は床下粘膜に加わる咀嚼圧を分散させるよう緩圧効果が必要とされると考えられる。すなわち、貯蔵弾性率および損失正接が高い材料ほど咀嚼機能が向上することが示唆された。

第 V 章 総括

弾性義歯裏装材の硬化過程および硬化後における動的粘弾性、および硬化後の粘弾性的性質が義歯の負担圧や咀嚼に及ぼす影響を検討した結果、以下の結論を得た。

1. 常温重合型の各種弾性義歯裏装材の硬化挙動は材料によって大きく異なっていた。

2. 硬化後の各種弾性義歯裏装材の粘弾性値を比較した結果、シリコン系およびポリオレフィン系裏装材ではほとんど粘性挙動を示さず弾性的であり、アクリル系およびフッ素系裏装材では粘弾性的な性質が認められた。また常温重合型アクリル系裏装材において、経時的な粘弾性値の変化が最も大きい傾向にあった。

3. シミュレーション実験におけるクリープ試験の結果、義歯裏装用レジンに比較して軟質義歯裏装材を裏装した場合、負担圧は減少し、裏装材の厚さが増すほど負担圧は減少する傾向にあった。

4. シミュレーション実験における応力緩和試験の結果、損失正接が高い義歯裏装材ほど応力が緩和されやすく、緩圧効果が大きい傾向にあった。

5. 貯蔵弾性率および損失正接が高い義歯裏装材ほど咀嚼機能を向上させる傾向にあった。

以上のことより、現在開発されている弾性義歯裏装材は様々な粘弾性的性質を有することが明らかとなった。また本物性が緩圧効果により咀嚼機能を向上させることが明らかとなった。

参考文献

- 荒木吉馬: エラストマー印象材の硬化反応に伴う動的粘弾性変化. 齒材器 4, 49-66, 1985.
- Atwood, D.A.: Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J.Prosthet.Dent.* 12, 441-450, 1962.
- Bascom, P.W.: Resilient denture base materials. *J.Prosthet.Dent.* 16, 646-649, 1966.
- Crum, R.J., Loisel, R.J.: Oral perception and proprioception: A review of the literature and its significance to prosthodontics. *J.Prosthet.Dent.* 28, 215-230, 1972.
- De Boever, J.A., McCall, W.D., Holden, S., Ash Jr, M.M.: Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. *J.Prosthet.Dent.* 40, 326-333, 1978.
- de Grandmont, P., Feine, J.S., Tachě, R., Boudrias, P., Donohue, W.B., Tanguay, R., Lund, J.P.: Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: Psychometric evaluation. *J.Dent.Res.* 73, 1096-1104, 1994.
- 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 35, 316-340, 1991.
- Ferry, J.D.: Viscoelastic properties of polymers. 3rd ed. John Wiley & Sons, Inc., New York, 1-32, 1980.
- Fitzgerald, J.E., Hufferd, W.L.: Interaction of a diaphragm pressure gage with a viscoelastic halfspace. *Exp.Mech.* 257-265, 1970.
- 藤井孝一, 有川裕之, 蟹江隆人, 寺尾隆治, 鶴田浩範, 糸永昭仁, 門川明彦, 濱野 徹, 井上勝一郎: 振動リード法による義歯床用軟性裏装材の動的粘弾性. 齒材器 12, 117-122, 1993.
- 藤森克俊: 義歯床下組織の負担圧に関する基礎的研究 第1報 顎堤の高さと荷重の相違による影響について. 補綴誌 33, 17-28, 1989.
- Glantz, P-O., Jones, D.W., Strandman, E., El Ghazali, S.: Influence of tissue conditioners on the clinical deformation of maxillary complete dentures. *Dent. Mater.* 4, 8-14, 1988.

- 浜田泰三, 重頭直文, 村田比呂司: 義歯の裏装. 日本医療文化センター. 東京, 11-28, 1991.
- 早川 巖, 河江 信: 義歯床用軟質裏装材のその後. 日本歯科医学会会報 6, 3-7, 1980.
- 早川 巖, 辻 喜之, 鈴木 淳, 鈴木治美, 小林賢一, 竹内 智, 鈴木哲也, 打田 年実, 石川 治: フッ素系軟質裏装材(クレペート)の汚れについて. 補綴誌 26, 113-119, 1982.
- Inoue, K., Arikawa, H., Fujii, K., Shinohara, N., Kawahata, N.: Viscoelastic properties of oral soft tissue. 1. A method of determining elastic modulus of oral soft tissue. *Dent.Mater.J.* 4, 47-53, 1985.
- 岩永博行: Tissue conditioner のゲル化時間と動的粘弾性に関する研究. 広島大学 Thesis, 1994.
- Jepson, N.J.A., McCabe, J.F., Storer, R.: Evaluation of the viscoelastic properties of denture soft lining materials. *J.Dent.* 21, 163-170, 1993.
- Jiffry, M.T.M.: Variations in the particles produced at the end of mastication in subjects with different types of dentition. *J.Oral Rehabil.* 10, 357-362, 1983.
- 河野文昭, 永尾 寛, 多田 望, 羽田 勝, 松本直之: 全部床義歯床下組織の負担圧分布に関する基礎的研究 第1報 微小静電容量型負担圧測定システムの開発. 補綴誌 34, 68-76, 1990.
- 河野文昭, 浅岡憲三, 永尾 寛, 多田 望, 松本直之: 粘弾性解析による軟質裏装材の有用性に関する研究 第1報 軟質裏装材が床下組織の応力分布に及ぼす影響. 補綴誌 36, 1305-1311, 1992.
- Kazanji, M.N.M., Watkinson, A.C.: Soft lining materials: their absorption of, and solubility in, artificial saliva. *Br.Dent.J.* 165, 91-94, 1988.
- 黒田昌彦: 義歯床下粘膜の負担圧の分布状態に関する実験的研究. 歯科学報 71, 1445-1474, 1971.
- Kydd, W.L., Mandley, J.: The stiffness of palatal mucoperiosteum. *J.Prosthet.Dent.* 18, 116-121, 1967.
- Kydd, W.L., Daly, C.H., Wheeler, J.B.: The thickness measurement of masticatory mucosa in vivo. *Int.Dent.J.* 21, 430-441, 1971.

- Lamb, D.J., Ellis, B., Kent, G.: Measurement of changes in complete mandibular denture security using visual analogue scales. *Int.J.Prostodont.* 7, 30-34, 1994.
- Lammie, G.A., Storer, R.: A preliminary report on resilient denture plastics. *J. Prosthet.Dent.* 8, 411-424, 1958.
- McCabe, J.F., Carrick, T.E.: Rheological properties of elastomers during setting. *J.Dent.Res.* 68, 1218-1222, 1989.
- McCabe, J.F., Arikawa, H.: Rheological properties of elastomeric impression materials before and during setting. *J.Dent.Res.* 77, 1874-1880, 1998.
- 守谷直史: 軟質裏装材の粘弾性特性に関する研究. 広大歯誌 25, 186-199, 1993.
- Murata, H., McCabe, J.F., Jepson, N.J., Hamada, T.: The influence of immersion solutions on the viscoelasticity of temporary soft lining materials. *Dent.Mater.* 12, 19-24, 1996.
- 村田比呂司, 田口則宏, 浜田泰三, 二川浩樹: 非共振強制振動法を用いたティッシュコンディショナーの動的粘弾性. 補綴誌 40, 590-597, 1996.
- Murata, H., Hamada, T., Taguchi, N., Shigeto, N., Nikawa, H.: Viscoelastic properties of tissue conditioners- influence of molecular weight of polymer powders and powder/liquid ratio and the clinical implications. *J.Oral Rehabil.* 25, 621-629, 1998a.
- Murata, H., Haberham, R.C., Hamada, T., Taguchi, N.: Setting and stress relaxation behavior of resilient denture liners. *J.Prosthet.Dent.* 80, 714-722, 1998b.
- Mäkilä, E., Honka, O.: Clinical study of a heat-cured silicone soft lining material. *J.Oral Rehabil.* 6, 199-204, 1979.
- 鱒見進一: 軟性裏装材のレオロジカルな性質と咀嚼能力に及ぼす影響. 九州歯会誌 38, 864-879, 1984.
- Morimoto, T., Inoue, T., Masuda, Y., Nagashima, T.: Sensory components facilitating jaw-closing muscle activities in the rabbit. *Exp.Brain Res.* 76, 424-440, 1989.
- 森谷良彦: 総義歯の咬合力に関する研究補遺. 補綴誌 11, 1-26, 1967.
- 西山 實, 廣瀬英晴, 大木一三, 佐藤吉則, 小林喜平: 新しいシリコンラバー系軟質裏装材デンチャーライニングの物性と接着性について. 補綴誌 41, 796-803, 1997.

- 沖倉喜彰: 下顎全部床義歯の咬合調整と負担圧分布に関する研究. 補綴誌 34, 1247-1259, 1990.
- 織井康互, 清水政利, 森谷良彦, 塚越直行, 木村匡孝, 児玉 尚, 斎藤好文, 桜井恵子, 江田尚弘, 黒崎俊一, 山本克之, 井上恵司: 局所機能圧・負担圧に関する基礎的研究 I-1 ポリフッ化ビニリデンフィルムについて. 補綴誌 35, 1035-1044, 1991.
- Ortman, H.R.: Factors of bone resorption of the residual ridge. *J.Prosthet.Dent.* 12, 429-440, 1962.
- 佐藤 仁, 織井康互, 森谷良彦: 局所機能圧・負担圧に関する基礎的研究 V-1 弾性裏装材使用時のポリフッ化ビニリデンフィルムの出力特性について. 日大歯学 72, 519-562, 1998.
- Schmidt, W.F., Smith, D.E.: A six-year retrospective study of Molloplast-B lined dentures. Part I : Patient response. *J.Prosthet.Dent.* 50, 308-313, 1983.
- Shigeto, N., Hamada, T., Iwanaga, H., Murata, H.: Pressure distribution using tissue conditioners on simplified edentulous ridge models. Part 1: The influence of the height of the residual ridge. *Int.J.Prostodont.* 8, 490-495, 1995.
- 清水政利: 義歯床下組織の負担圧に関する基礎的研究 第2報 口蓋の深さと荷重量の相違による影響について. 補綴誌 33, 438-449, 1989.
- Stromberg, W.R.: A method of measuring forces of denture bases against supporting tissues. *J.Prosthet.Dent.* 5, 268-288, 1955.
- 砂川 孝: 弾性裏装材が咬合力および義歯沈下量に及ぼす影響に関する研究 下顎両側性遊離端義歯について. 補綴誌 23, 195-208, 1979.
- 鈴木哲也, 渡邊竜富美, 吉富信幸, 石鍋 聡, 熊谷 宏, 内田達郎, 水口俊介, 関田俊明, 小林賢一, 長尾正憲: 感圧シートを用いた新しい咬合力測定システムの有用性. 補綴誌 38, 966-973, 1994.
- 高橋宏嘉, 棚木徹也, 森戸光彦, 細井紀雄, 滝新典生, 尾花甚一: Diaphragm pressure sensor を応用した局所負担圧測定装置について. 補綴誌 26, 856-862, 1982.
- 高橋保樹: 軟質裏装材の使用が全部床義歯装着者の咀嚼機能に及ぼす影響. 口病誌 64, 518-533, 1997.

- 滝新典生: 義歯床の適合試験判定に関する実験的研究 ホワイトシリコーン被膜厚さと局所負担圧について. 補綴誌 32, 1396-1410, 1988.
- 田中資朗: 口蓋粘膜のクリープに関する研究. 補綴誌 16, 106-127, 1973.
- Tomlin, H.R., Wilson, H.J., Osborne, J.: The thickness and hardness of soft tissues. A preliminary clinical survey. *Br.Dent.J.* 5, 223-226, 1968.
- 内田達郎: 全部床義歯による咀嚼能力の評価に関する研究 咀嚼能力に影響する因子と評価に適した食品の検討. 口病誌 58, 182-197, 1991.
- Wagner, W.C., Kawano, F., Dootz, E.R., Koran III, A.: Dynamic viscoelastic properties of processed soft denture liners: Part I -Initial properties. *J.Prosthet. Dent.* 73, 471-477, 1995a.
- Wagner, W.C., Kawano, F., Dootz, E.R., Koran III, A.: Dynamic viscoelastic properties of processed soft denture liners: Part II -Effect of aging. *J.Prosthet. Dent.* 74, 299-304, 1995b.
- Wright, P.S.: Soft lining materials: their status and prospects. *J.Dent.* 4, 247-256, 1976.
- Wright, P.S.: The success and failure of denture soft- lining materials in clinical use. *J.Dent.* 12, 319-327, 1984.
- 矢代譲治: 床下粘膜の負担圧に関する基礎的研究 下顎両側遊離端局部床義における直接維持装置およびレストの影響について. 補綴誌 29, 582-599, 1985.
- 谷田部 優: 上顎顎粘膜の動的粘弾性測定に関する研究. 口病誌 58, 74-94, 1991.
- 米山喜一: 咬合力の床下支持組織への伝達に関する基礎的研究. 鶴見歯学 16, 173-195, 1990.
- Yurkstas, A., Manly, R.S.: Value of different test foods in estimating masticatory ability. *J.Appl.Physiol.* 3, 45-53, 1950.