

義歯床用軟質リライン材のクリープ挙動の温度依存性

渡 辺 崇 文¹ 井 上 勝 一 郎² 鱒 見 進 一¹

Temperature dependence of creep behaviors of soft denture liners

Takafumi WATANABE¹, Katsuichiro INOUE² and Shin-ichi MASUMI¹**Keywords** : Soft denture liner, Creep, Creep compliance, Temperature dependence

The purpose of this study was to examine the effects of temperature on the viscoelastic properties of soft denture liners. The materials used were 3 acrylic-type materials (Comfortner, COE-SOFT, and PHYSIO SOFT REBASE) and 4 silicone type materials (GC RELINE II, MolloSil plus, GC Silfy, and SOFRELINER TOUGH). The apparatus used was a modification of the instrument for impression materials in JIS. Creep measurement was performed under a 200-g load for 300 seconds for each specimen in water (23, 28, 37, and 42°C) and air (23°C). The weight change characteristics with time of soft denture liners in water were determined to examine the water's influence. Each specimen was immersed in a constant-temperature water bath maintained at 23 or 37°C. The weight of the specimen was recorded after immersion for 0.17, 0.25, 0.5, 1, 3, 6, 12, 24, 72, 168, and 336 hours. As the results, acrylic-type materials exhibited various viscoelastic properties, but they were easily affected by water and temperature. The viscoelastic properties of silicone-type materials were more stable compared with those of acrylic materials.

キーワード : 軟質リライン材, クリープ, クリープコンプライアンス, 温度依存性

本研究の目的は義歯床用軟質リライン材のクリープ挙動の温度依存性を調べることである。使用した材料はアクリル系材料3種類（コンフォートナー、コーソフト、フィジオソフトリベース）、シリコン系材料4種類（ジーシーリラインII、モロジルプラス、ジーシーシルフィ、ソフリライナータフ）である。実験装置はJISに示される印象用弾性ひずみ試験器を改良して使用した。クリープ試験において、測定温度は水中23、28、37、42°Cおよび空气中23°Cの5種類とし、荷重200g、荷重時間300秒とした。さらに、水の影響を調べるため、水中における重量変化を測定した。測定温度は23、37°Cで、浸漬時間は0.17、0.25、0.5、1、3、6、12、24、72、168、336時間とした。その結果、アクリル系材料は弾性、粘性において幅広い値を持つが、水や温度の影響を受けやすい性質であった。シリコン系材料は、水の存在や温度に対する粘弾性的性質の変化は小さく、安定した挙動を示すことがわかった。

緒 言

歯の喪失や加齢による歯槽骨の著明な吸収が認められたり、顎堤上の鋭利な骨縁の局在や顎堤粘膜が菲薄し弾性が失われている症例においては、義歯床用材料として

通常使用されているアクリルレジンでは、咀嚼時疼痛が生じてしまう、このような義歯難症例に対する疼痛緩和を主目的に、日常臨床において義歯床用軟質リライン材が使用されている¹⁻⁷⁾。また、軟質リライン材が有する粘弾性的性質を利用して、義歯の維持力改善や顎補綴の

原稿受付 2018年7月3日, 受理 2018年8月27日

¹九州歯科大学口腔機能学講座顎口腔欠損再構築学分野 (〒803-8580 福岡県北九州市小倉北区真鶴2丁目6-1)²バイオマテリアルリサーチラボラトリー (〒751-0872 山口県下関市秋根南町1丁目3-1-308)¹ Division of Occlusion & Maxillofacial Reconstruction Department of Oral Function, Kyushu Dental University (2-6-1 Manazuru, Kokurakita-ku, Kitakyushu, Fukuoka 803-8580)² Biomaterials Research Laboratory (1-3-1-308 Minamimati, Akine, Shimonoseki, Yamaguchi 751-0872)

Table 1 Materials used

Code	Material	Type	Manufacturer	Lot No.
CF	Comfortner	Photo polymerization acrylate	KAMEMIZU CHEM	1409232
CS	COE-SOFT	Plasticing acrylate	GC America	1506051
PS	PHYSIO SOFT REBASE	Heat-curing acrylate	NISSIN	127065P
GR	GC RELINE II (Extra Soft)	Self-curing silicone (R.T.V)	GC	170601
MP	Mollosil plus	Self-curing silicone (R.T.V)	DETAX	5D2364780
SI	GC Silfy	Self-curing silicone (R.T.V)	GC	1412121
SR	SOFRELINER TOUGH (M)	Self-curing silicone (R.T.V)	Tokuyama Dental	2813

オブチュレータなどにも応用されている^{8,9)}。

これまで様々な軟質リライン材が開発され、過去にはフルオロ系、オレフィン系の材料も存在していたが⁷⁾、取扱いの煩雑さから広範に使用されることはなく、現在ではアクリル系、シリコン系の2種類の材料が主流となっている。しかしながら、依然として市販軟質リライン材の数は多く、同系材料であってもその物性は一律ではない。

軟質リライン材硬化物の物性に関しては、これまでに数多くの研究がなされているが¹⁰⁻²³⁾、水中でのクリープ特性や温度依存性に関する報告はほとんどみられない。そのため、温度変化に富む口腔内でリライン材がどのような挙動を示すかについては不明な点も多い。

そこで本研究では、軟質リライン材硬化物の水中におけるクリープ挙動や重量の温度特性を調べ、力学モデルを使用してその特徴を明確にすることを目的とした。

材料および方法

1. 材料

実験に使用した材料は、現在市販されているアクリル系材料3種類、シリコン系材料4種類である。それらのコード、製造元、Lot No., 硬化方法についてTable 1に示す。試験片は、各材料の練和物を直径20 mm、厚さ2 mmの塩化ビニル製モールドに流し込み、モールド上下をガラス板で圧接し、 $\phi 20 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ の円板状に成形した。それぞれの重合条件は以下の通りとした。CFは技工用光重合器(α -LIGHT II, モリタ東京製作所)を用いて15分光照射を行った。PSは練和開始から20分まで室温に放置したのち、70°Cの熱湯中に30分係留してから60分煮沸させ、その後室温まで徐冷した。SIは70°Cの熱湯中に30分係留し重合させた。CS, GR, MP, SRは室温にて30分ゲル化あるいは重合させた。試験片は各条件に対し5個ずつ作製した。すべての材料の練和および試験片の作製は $23 \pm 0.5^\circ \text{C}$ の室温環境で行った。

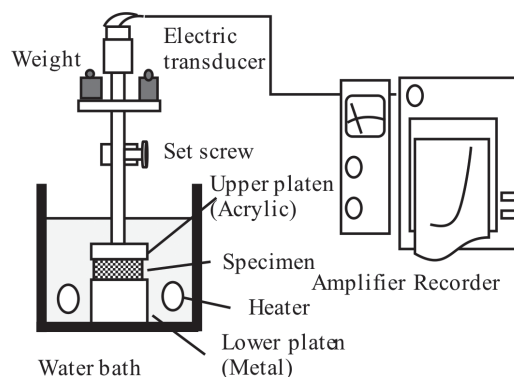


Fig. 1 Schematic representation of instrument used

2. 方法

1) クリープ測定

クリープ測定に使用した装置は、JIS (T6505-1995)に示される印象用弾性ひずみ試験器を改良したものである。Oil bath (HOB-50D, AS ONE)を利用し、改良型クリープ試験器をOil bath中に置き、水中での測定を可能にした。その原理図はFig.1に示す。本装置は、アクリル製の上部プラタン ($\phi 20 \text{ mm}$) とステンレス製の下部プラタン ($\phi 30 \text{ mm}$) の間に試験片を介在させ、荷重により生じた試料の変位を差動トランス (AC-5 L, Shinko Denshi) で捉え、アンプ (M-5, Shinko Denshi) を介してレコーダ (SS-250F, SEKONIC) で記録する仕組みとなっている。

測定温度は、口腔内で容易に起こりうる温度範囲で、水中23, 28, 37, 42°Cおよび空气中23°Cの5種類とした。各材料は離型後、23°Cデシケーター中に1時間放置した。その後下部プラタン上に移し、10分間水中に浸漬してから測定に供した。クリープ測定は荷重200 g, 荷重時間300 secとした。

2) クリープコンプライアンスの決定

5回のクリープ測定を行い、得られた γ -時間(t)曲線をもとにクリープコンプライアンス ($J(t)$) を次式を用いて算出し、平均値を求めた。

$$J(t) = \gamma(t) / f_c$$

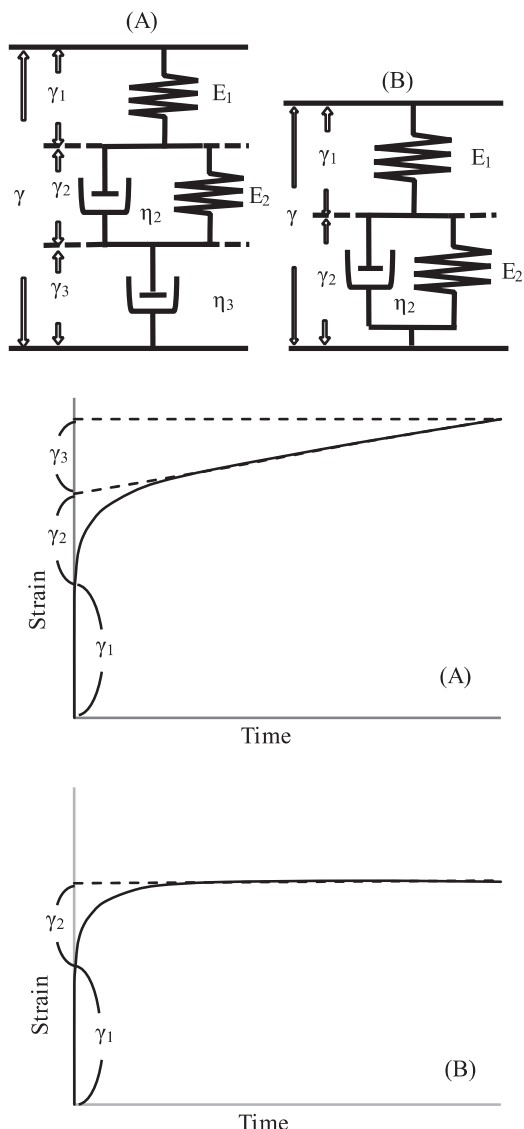


Fig. 2 Elements model and creep curve
(A) : 4 elements, (B) : 3 elements

3) 力学模型解析

本研究で用いた力学模型を Fig.2に示す. クリープ曲線をもとに, 次式を用いて瞬間弾性 (E_1), 遅延弾性 (E_2 , η_2), 流動変形 (η_3) を求めた.

$$\gamma = \gamma_1 + \gamma_2 + \gamma_3$$

$$= f_c / E_1 + (f_c / E_2)(1 - e^{-t/\tau}) + f_c t / \eta_3$$

ただし, f_c は一定荷重によって生じる応力, γ は全ひずみ, $\gamma_1, \gamma_2, \gamma_3$ は各要素におけるひずみ, E_1, E_2 は弾性率, η_2, η_3 は粘性係数, τ は遅延時間 (η_2 / E_2) である.

アクリル系材料では, 荷重負荷後 60~100 秒で $\gamma(t)$ が直線的に増加したが, シリコン系材料では, 荷重負荷後 50 秒付近からは $\gamma(t)$ に変化がみられなかった. そのため, アクリル系は Fig.2 に示す 4 要素力学模型 (A)

で近似させ, シリコン系は流動変形要素のない 3 要素力学模型 (B) で近似させた.

4) 水中における重量変化

先に示した方法と同様にして作製した試験片を各試料 10 個ずつ準備した. すべての試験片をシリカゲルの入った乾燥器 (23℃) の中で 1 時間乾燥させたのち, 各試料 5 個は 23℃, 残りの 5 個は 37℃ の恒温水槽中に浸漬した. 重量の測定は, クリープ試験開始から終了までの時間を含め, 経時的に測定するため, 0.17, 0.25, 0.5, 1, 3, 6, 12, 24, 72, 168, 336 時間後に, 5 個の合計重量について電子天秤 (AEX-180, SHIMADZU) を用いて 0.1 mg の精度で行った. 乾燥直後の重量を初期重量 W とし, 指定した時間水中に浸漬したのち, 試験片を恒温水槽から取り出し, 濾紙 (定性濾紙 No.1, アドバンテック東洋) を用いて表面を軽く拭き取ったものを浸漬後の重量 W_t とした. 試験片の重量変化は次式を用いて求めた.

$$\text{Weight change}(\%) = (W_t - W) \times 100 / W$$

5) 統計処理

統計処理は, 統計解析ソフト (SPSS statistics ver.22, IBM) を用いて行った. 5 回の測定で得られた E_1, E_2, η_2, η_3 の温度間における有意差検定については, 一元配置分散分析後, Bonferroni 法で有意差検定を行った. また, 空気中と水中の比較では, 対応のない t 検定を行った. 有意水準は $p=0.05$ とした.

結 果

1. クリープコンプライアンス $J(t)$

各試料の $J(t)$ -時間曲線を Fig.3~9 に示す. アクリル系材料では, 測定開始から 60~100 秒後, $J(t)$ は t に対して直線的に増加した. CF と PS 間の比較では, CF の $J(t)$ は PS よりも幾分大であったが, 挙動は類似しており, 温度に対する同一時間での $J(t)$ は PS よりも小さかった. これに対し, CS の各温度間における $J(t)$ の差は大であり, 28℃ 以上の温度では特に大となることがわかった. シリコン系材料では, SI は他のシリコン材料と比較して同一時間での $J(t)$ はやや大であるものの, いずれの材料も $J(t)$ の温度依存性は小さく, また, 測定開始後 50 秒付近から $J(t)$ はほぼ一定値を示した. $t=300$ のときの各試料のクリープコンプライアンス $J(300)$ を Fig.10 に示す. CS および CF は他の試料よりも $J(300)$ は大であり, 温度が高いほど大となる傾向を示した. PS およびシリコン系材料の $J(300)$ は同程度の値であり, 温度による変化はほとんど認められなかった.

2. 力学模型解析

力学模型解析の結果を Table 2 に示す. アクリル系材料では, CF では E_1 および η_3 の要素において, 温度が

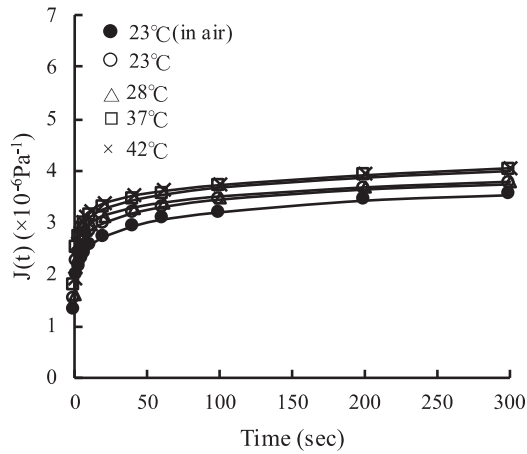


Fig. 3 Variation of creep compliance $J(t)$ with time of CF

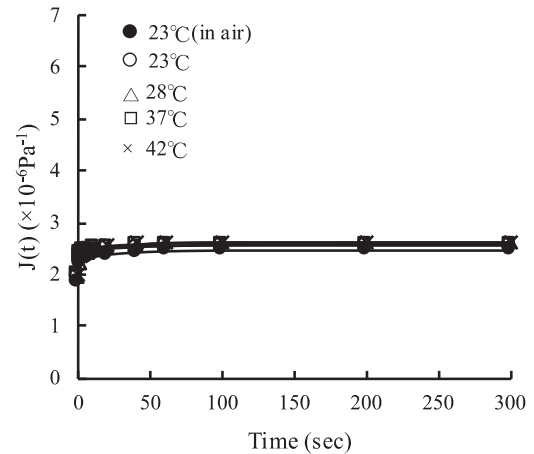


Fig. 6 Variation of creep compliance $J(t)$ with time of GR

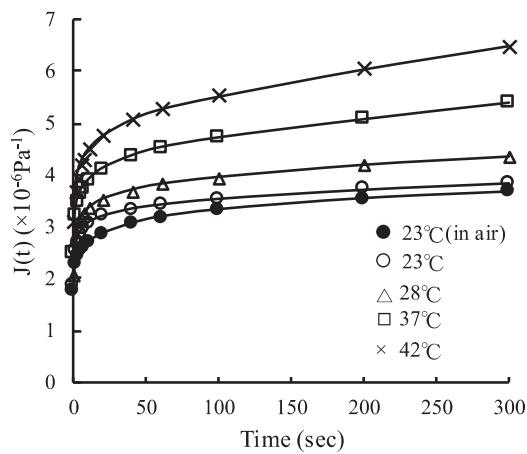


Fig. 4 Variation of creep compliance $J(t)$ with time of CS

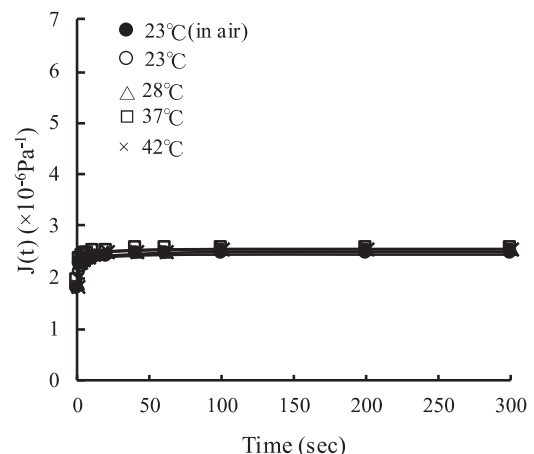


Fig. 7 Variation of creep compliance $J(t)$ with time of MP

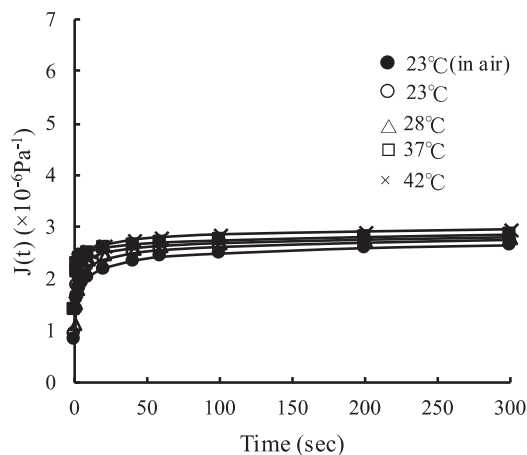


Fig. 5 Variation of creep compliance $J(t)$ with time of PS

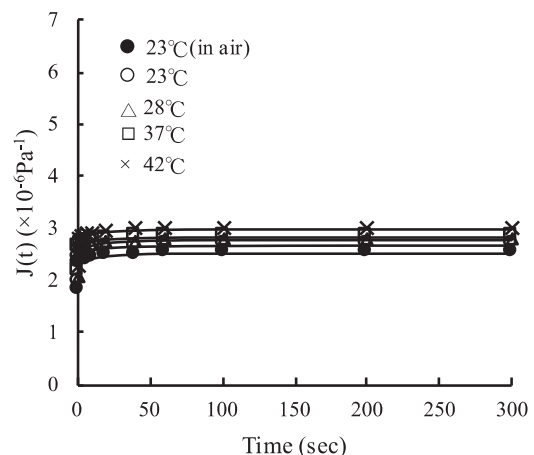


Fig. 8 Variation of creep compliance $J(t)$ with time of SI

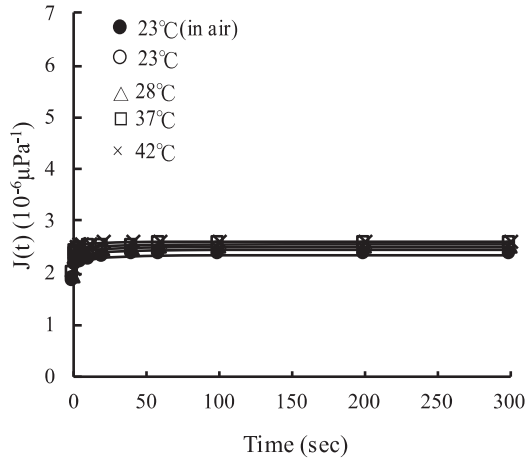


Fig. 9 Variation of creep compliance $J(t)$ with time of SR

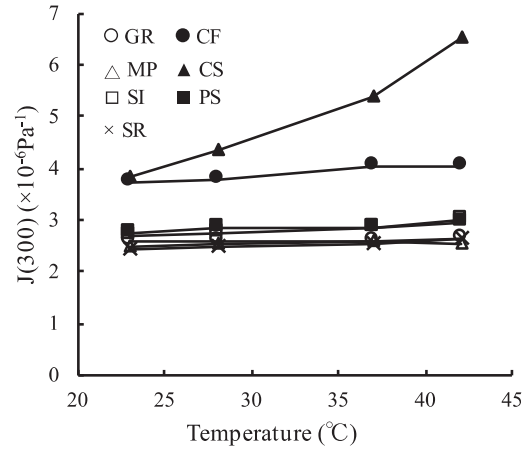


Fig. 10 Variation of creep compliance $J(300)$ in water with temperature

Table 2 Temperature dependence of elastic modulus and viscosity coefficient

Code	Temperature °C	E_1 MPa	E_2 MPa	η_2 MPa·s	η_3 GPa·s
CF	23a	0.78 (0.043)	0.53 (0.055)	21.5 (1.40)	0.94 (0.030)
	23w	0.68 (0.016)	0.52 (0.020)	21.9 (1.80)	1.00 (0.079)
	28w	0.62 (0.060)	0.55 (0.022)	20.8 (0.73)	0.91 (0.053)
	37w	0.57 (0.066)	0.54 (0.022)	19.7 (2.42)	0.77 (0.044)
	42w	0.53 (0.035)	0.58 (0.060)	20.7 (2.20)	0.74 (0.055)
CS	23a	0.56 (0.056)	0.67 (0.057)	26.6 (2.24)	0.81 (0.036)
	23w	0.55 (0.054)	0.62 (0.033)	22.4 (2.23)	0.80 (0.048)
	28w	0.49 (0.055)	0.56 (0.030)	20.1 (3.09)	0.62 (0.048)
	37w	0.41 (0.053)	0.51 (0.026)	14.1 (1.30)	0.32 (0.031)
	42w	0.32 (0.020)	0.50 (0.031)	14.7 (1.61)	0.22 (0.018)
PS	23a	1.23 (0.129)	0.60 (0.051)	18.8 (2.17)	1.87 (0.145)
	23w	1.05 (0.086)	0.61 (0.024)	17.1 (2.16)	1.83 (0.043)
	28w	0.86 (0.066)	0.66 (0.048)	17.7 (0.79)	2.05 (0.164)
	37w	0.73 (0.097)	0.76 (0.043)	22.4 (3.97)	2.07 (0.248)
	42w	0.65 (0.034)	0.79 (0.050)	23.3 (3.09)	2.24 (0.302)
GR	23a	0.55 (0.071)	1.67 (0.119)	30.5 (2.75)	-
	23w	0.52 (0.049)	1.64 (0.073)	28.7 (1.88)	-
	28w	0.52 (0.085)	1.59 (0.136)	30.9 (2.36)	-
	37w	0.50 (0.047)	1.74 (0.147)	30.0 (1.66)	-
	42w	0.50 (0.040)	1.66 (0.132)	30.7 (1.85)	-
MP	23a	0.57 (0.068)	1.47 (0.171)	23.8 (3.72)	-
	23w	0.58 (0.069)	1.39 (0.116)	22.3 (3.21)	-
	28w	0.55 (0.067)	1.51 (0.252)	22.6 (1.11)	-
	37w	0.52 (0.033)	1.56 (0.169)	23.5 (3.25)	-
	42w	0.55 (0.038)	1.47 (0.151)	23.1 (1.76)	-
SI	23a	0.55 (0.032)	1.51 (0.078)	22.7 (1.45)	-
	23w	0.52 (0.060)	1.41 (0.046)	21.2 (1.83)	-
	28w	0.49 (0.036)	1.46 (0.128)	20.8 (1.07)	-
	37w	0.47 (0.051)	1.49 (0.061)	20.8 (1.21)	-
	42w	0.45 (0.056)	1.40 (0.117)	22.7 (2.02)	-
SR	23a	0.56 (0.052)	1.84 (0.288)	24.7 (3.30)	-
	23w	0.54 (0.049)	1.82 (0.105)	24.5 (2.22)	-
	28w	0.52 (0.057)	1.81 (0.135)	23.6 (1.52)	-
	37w	0.50 (0.040)	1.86 (0.178)	24.6 (2.02)	-
	42w	0.48 (0.036)	1.87 (0.146)	22.9 (2.35)	-

Connecting bar indicates significant difference ($p < 0.05$)

a : measured in air w : measured in water

() : SD

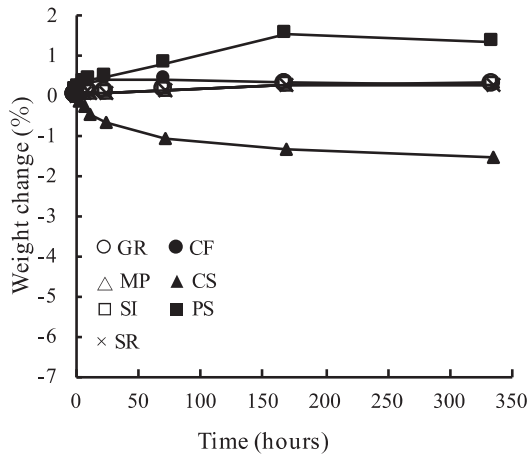


Fig. 11 Percentage weight change in water at 23°C

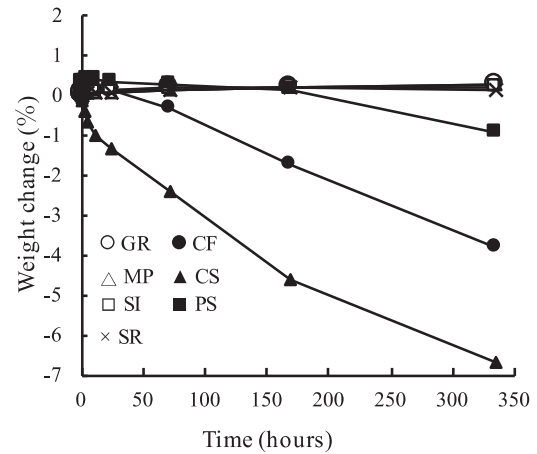


Fig. 12 Percentage weight change in water at 37°C

高いほど値が有意に小さくなったが、CSでは E_2 , η_2 , E_1 および η_3 すべての要素において、温度が高いほど有意に小さくなった。PSの E_1 は温度が高いほど有意に小さくなったが、他の要素は大となる傾向を示した。一方、シリコン系材料では、温度依存性はどの要素においても極めて小さく、すべての材料で同程度の値を示した。アクリル系とシリコン系を比較すると、 E_2 はシリコン系の方がアクリル系と比較して約3倍大きく、中でもSRが最大であった。23°Cにおける空気中と水中の各要素を比較すると、CFおよびPSの E_1 およびCSの η_2 は、空気中の方が水中よりも有意に大であった。シリコン系材料では、どの要素においても有意差は認められなかった。

3. 水中における重量変化

23°Cおよび37°Cの水中における試験片の0.17, 0.25, 0.5, 1, 3, 6, 12, 24, 72, 168, 336時間後の重量変化をそれぞれFig.11, 12に示す。シリコン系材料は、浸漬直後からわずかに増加し、その後変化は小さくなった。アクリル系材料は、浸漬初期は一時的に増加するものの、その後減少する傾向が認められた。アクリル系材料はシリコン系材料よりも重量変化の増減が大であり、23°Cよりも37°Cの方がその増減は大となる傾向であった。アクリル系材料のうち、37°Cの水中で重量変化が最も小さいのはPSであった。なお、23°Cの水中における0.17時間後のすべての材料の重量変化は、CF:0.072%, CS:0.043%, PS:0.068%, GR:0.012%, MP:0.024%, SI:0.017%, SR:0.021%であった。

考 察

1. クリープコンプライアンス $J(t)$

$J(t)$ は時間 t におけるひずみと応力との比として定義される²⁴⁾。アクリル系材料のCF, PSの $J(t)$ -時間曲線は比較的類似しており、23~42°Cの温度差による $J(t)$ の

差は少なく、温度依存性は小さかった。また、100秒後の時間に対する勾配は温度に対して差はほとんどみられなかった。これに対しCSは、CF, PSとは挙動が異なり、 $J(t)$ の温度依存性は大きく、特に28°C以上では温度の影響を受けやすいことがわかった。また、CSの $J(300)$ は、3種の材料の中で温度依存性が最大であった(Fig.10)。CSがCF, PSに比べて $J(t)$ の温度依存性が大である理由の一つとして、前者がポリマーを有機溶媒で可塑化し、弾性に富む均一な餅状物(高粘度溶液)として使用するのに対し、後者の2材料は重合操作を加えることにより、分子量を高め、前者よりも僅かにガラス転移温度(T_g)の高いゴム状態になっていることであると推察された。CSは他の2種の材料よりもひずみやすく、温度依存性があるため、リライン時に咬合力による応力集中が生じる部位が存在すると、同部位の材料の厚みが薄くなり、顎堤粘膜の疼痛を惹起することとなり、さらに温度依存性があることから、口腔内環境温度が高いほどその傾向は強くなることが推測された。一方、シリコン系材料では、SIを除きいずれも $J(t)$ の温度依存性は小さいため、温度変化による影響は少ない材料であるといえる。また、シリコン系材料では測定開始後50秒付近から $J(t)$ が一定値を示したことから、弾性体に近い挙動であることがわかった。アクリル系材料のCF, PSはシリコン系材料の $J(t)$ -時間曲線と類似した挙動を示したが、これらの材料はいずれも重合操作により分子量を高めて使用する材料であるため、CSよりも安定した挙動を示したものと推察された。

2. 力学模型解析について

疼痛緩和を目的とした軟質リライン材の有効性は、主に衝撃緩衝効果と咬合圧の分散に依存する^{13, 14, 25, 26)}。これは、軟質リライン材が有する粘弾性特性によって左右されるところが大きい。本研究では、粘弾性特性を分析するために力学模型を用いた解析を行った。瞬間弾性

(E_1) は衝撃緩衝効果に関与し、遅延弾性 (E_2 , η_2) や流動変形 (η_3) のような時間に依存する要素は、主に咬合圧の分散に関与していると考えられる。解析の結果、CF は E_1 , η_3 において、また CS, PS はすべての要素において温度依存性がみられた。CF, CS は温度が高いほど変形しやすくなるような傾向を示したが、PS は瞬間弾性部では変形しやすく、遅延弾性部では変形しにくくなり、流動変形量は小さくなる傾向があった。そのため、PS は温度が高いほどシリコン系材料の物性に類似した挙動を示す傾向があることがわかった。シリコン系材料は、いずれも温度に伴う 3 要素の変化はほとんど認められなかった。口腔内は温度変化に富む環境であるため、軟質リライン材の物性は、温度依存性ができる限り小さく、安定した粘弾性を有する材料が望ましいと考えられる。

アクリル系材料の 23°C の空気中と水中での各要素を比較すると、CF および PS の E_1 および CS の η_2 は、空気中の方が有意に大であった。この理由については、本研究では明らかにすることができなかったが、アクリル系軟質リライン材に関して、乾燥した状態では本来の性能が発揮されないと推察された。

口腔内温度 (37°C) におけるアクリル系およびシリコン系試料の E_1 は、それぞれ 0.41~0.73 MPa, 0.47~0.52 MPa と、ほぼ同程度であった。理想的な瞬間弾性率がどの程度かについて明確な結論は出ていないが¹³⁾、軟質リライン材は菲薄した粘膜を補填するものであるとするならば、口腔粘膜の弾性率と近似した値であることが望ましい。さらに、粘膜の弾性率よりも材料の弾性率が大きいと、粘膜の方がひずみやすくなってしまいうため、軟質リライン材の弾性率は粘膜よりも小さい方がより疼痛緩和に対して効果的であると考えられる。Inoue ら²⁷⁾ は口腔粘膜の弾性率を $6.6 \times 10^6 \sim 4.4 \times 10^7$ dyne/cm² と報告しているが、本研究で得られた 37°C の水中における E_1 は、口腔粘膜よりもやや小さい値であり、どの材料も効果的な疼痛緩和能を有すると推察された。

E_2 については、シリコン系材料はアクリル系材料の約 3 倍であったが、これは、シリコン系材料は時間に依存する弾性変形が小さいということを示している。本研究で使用した材料の中では SR が最大であり、他の材料よりも瞬間弾性の要素が強い材料であることがわかった。

流動変形を示す η_3 では、アクリル系材料すべてに温度依存性が認められた。CF, CS は、温度が高いほど流動変形が大となる傾向が認められ、CS は 3 種の材料の中で最大であった。流動変形が大であると、咀嚼時などの咬合力のような繰り返し荷重によって、リライン材の厚みが薄くなる可能性がある。Tooth Contacting Habit

(TCH) やブラキシズムといった長時間の持続的な力が想定される症例では、この傾向はより顕著に生じることが予想されるため、流動変形が大である材料を使用する際には注意が必要である。一方で、流動変形がほとんどないシリコン系材料は、顎補綴のオブチュレータのようにアンダーカットを維持に利用するような場合に、着脱時に生じる材料の変形に伴う維持力低下は少ないと考えられる。

3. 水中における重量変化

軟質リライン材は、水中で吸水や可塑剤の溶出が起り、しだいに物性が変化する^{19, 28~30)}。アクリル系材料の重量は、浸漬初期は一時的に増加するものの、その後減少する傾向が認められたことから、吸水と同時に可塑剤やアルコール成分等の溶出が生じていることが推測される。23°C における 0.17 時間後の重量変化は、CF : 0.072%, CS : 0.043%, PS : 0.068% であり、シリコン系材料よりも初期の重量変化の増減が大きかった。そのため、本研究における力学モデル解析において、アクリル系材料が空気中と水中で異なる物性を示したのは、吸水や可塑剤の溶出に起因するものであると推察された。アクリル系材料のうち 37°C の水中で重量変化が最も安定していたのは PS であった。

アクリル系材料は、温度が高いほど重量の増減の幅が大となる傾向があった。Ogawa ら³¹⁾ は、アクリル系軟質リライン材の経時的な劣化の重要な予測因子は、喫煙、睡眠中の義歯装着、義歯洗浄剤の使用、義歯の種類および唾液の pH であると報告しており、アクリル系軟質リライン材の変質を避けるためには、就寝時は義歯を外し、義歯洗浄剤を用いた清掃を行ったのち、できるだけ温度変化が小さい場所で、口腔内温度よりも低い水中に保管するよう患者教育する必要があると思われる。

シリコン系材料は重量変化が小さかったことから、アクリル系材料に比べてシリコン系材料の方が水中において初期の粘弾性挙動を長期にわたって維持するものと推察された。

結 論

アクリル系材料は、ポリマーに有機溶媒を用いることにより粘稠な可塑性物質を作り出して流動性を期待するものから、重合操作を加えてシリコンゴムに近い粘弾性挙動を示すものまで物性が幅広いことから、その応用範囲は広い。しかし、アクリル系材料は温度依存性があるため、温度変化に富む口腔内では物性変化が起りやすく、加えて、温度が高いほど吸水や溶出が生じやすいため、その使用については注意が必要である。本研究に使用した材料のうち、PS は流動変形が少なく、吸水や成分溶出が比較的小さいため、シリコン系材料に近い

使用が可能であると考えられる。一方、シリコーン系材料は、水分の影響や温度変化に対する粘弾性的性質の変化は小さいため、長期に安定した挙動を期待できることがわかった。本研究で使用したシリコーン系材料の中では、SRが最も遅延弾性変形が小さく、瞬間弾性要素が強い材料であることがわかった。これらの結果は、義歯難症例に対する材料選択の一助となると同時に、さらなる材料の改良や開発に対し、有用であることが示唆された。

文 献

- Kimoto S, So K, Yamamoto S, Ohno Y, Shinomiya M, Ogura K, 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.
- Murata H, Taguchi N, Hamada T, Kawamura M, McCabe JF. Dynamic viscoelasticity of soft liners and masticatory function. *J Dent Res* 2002; 81: 123-128.
- Hayakawa I, Hirano S, Takahashi Y, Keh ES. Changes in the masticatory function of complete denture wearers after relining the mandibular denture with a soft denture liner. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 227-231.
- Schmidt WF Jr, Smith DE. A six-year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part I: Patient response. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 308-313.
- Tata S, Nandeeshwar DB. A clinical study to evaluate and compare the masticatory performance in complete denture wearers with and without soft liners. *J Contemp Dent Pract* 2012; 13: 787-792.
- 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.
- 守谷直史, 赤川安正. 義歯床用軟質裏装材の現状と将来. *廣大歯誌* 1994; 26: 360-368.
- 大月佳代子, 大西正俊, 海野圭介. 顎顔面欠損症例に対する補綴的修復の臨床的意義. *山梨医大誌* 1986; 1: 39-44
- Montgomery PC, Kiat-Amnuay S. Survey of currently used materials for fabrication of extraoral maxillofacial prostheses in North America, Europe, Asia, and Australia. *J Prosthodont* 2010; 19: 482-490.
- 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* 1984; 38: 864-879.
- 矢野健三郎. 義歯用軟性裏装材の弾性ならびにクリープ特性の変化. *九州歯会誌* 1990; 44: 874-889.
- 守谷直史. 軟質裏装材の粘弾性特性に関する研究. *廣大歯誌* 1993; 25: 186-199.
- 河野文昭, 永尾 寛, 野田正純, 松本直之, 今 政幸, 浅岡憲三. 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—. *日補綴会誌* 1993; 37: 1172-1179.
- 河野文昭, 永尾 寛, 野田正純, 岡 謙次, 友竹偉則, 川端修一ほか. 軟質裏装材の衝撃緩衝に関する研究—第2報 裏装法の違いが衝撃緩衝能に与える影響—. *日補綴会誌* 1996; 40: 501-507.
- 河野文昭, 永尾 寛, 岡 謙次, 友竹偉則, 今 政幸, 浅岡憲三ほか. 粘弾性解析による軟質裏装材の有用性に関する研究—第3報 軟質裏装材の粘性が床下組織の応力分布に及ぼす影響—. *日補綴会誌* 1995; 39: 1004-1009.
- Tamura F, Suzuki S, Mukai Y. An evaluation of the viscoelastic characteristics of soft denture liners. *J Prosthodont* 2002; 11: 270-277.
- 寺尾隆治. 義歯床用軟性裏装材の物理的ならびに機械的性質と耐久性に関する研究. *歯材器* 1993; 12: 265-278.
- 藤井孝一, 有川裕之, 蟹江隆人, 寺尾隆治, 鶴田浩範, 糸永昭仁ほか. 振動リード法による義歯床用軟性裏装材の動的粘弾性. *歯材器* 1993; 12: 117-122.
- 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* 1981; 34: 678-695.
- 蟹江隆人, 中村勇三, 寺尾隆治, 糸永昭仁, 有川裕之, 藤井孝一ほか. 義歯床用軟性裏装材の緩めずり弾性率. *歯材器* 1992; 11: 1013-1018.
- 有川裕之, 寺尾隆治, 蟹江隆人, 藤井孝一, 井上勝一郎, 門川明彦ほか. 各種義歯床用軟性裏装材の理工学的性質. *歯材器* 1992; 11: 642-646.
- Robinson JG, McCabe JF. Creep and stress relaxation of soft denture liners. *J Prosthet Dent* 1982; 48: 135-140.
- Braden M, Clarke RL. Viscoelastic properties soft lining materials. *J Dent Res* 1972; 51: 1525-1528.
- 秀島光夫. クリープ. 高分子学会, レオロジー委員会. *レオロジー測定法*: 共立出版; 1965. p.161-177.
- Parker HM. Impact reduction in complete and partial dentures A pilot study. *J Prosthet Dent* 1966; 16: 227-245.
- Kimoto S, Kimoto K, Gunji A, Kawai Y, Murakami H, Tanaka K, et al. Clinical effects of acrylic resilient denture liners applied to mandibular complete dentures on the alveolar ridge. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 862-869.
- 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* 1985; 4: 47-53.
- Muraoka G, Takahashi H, Hayakawa I. Effects of cyclic loading on viscoelastic properties of soft lining materials. *Dent Mater J* 2003; 22: 251-261.
- Kazanji MNM, Watkinson AC. Soft lining materials their absorption of, and solubility in, artificial saliva. *Br Dent J* 1988; 165: 91-94.
- Waters MG, Jagger RG, Winter RW. Water absorption of (RTV) silicone denture soft lining material. *J Dent* 1996; 24: 105-108.
- Ogawa A, Kimoto S, Saeki H, Furuse N, Kawai Y. The influence of patient characteristics on acrylic-based resilient denture liners embedded in maxillary complete dentures. *J Prosthodont Res* 2016; 60: 199-205.