

Tissue Conditioner のゲル化後の静的粘弾性

—使用目的のための評価—

村田比呂司, 浜田 泰三, 重頭 直文
有馬 隆, 岩永 博行

Static Viscoelastic Properties after Gelation of Tissue Conditioners

— Evaluation for Purposes of Clinical Use —

Hiroshi Murata, Taizo Hamada, Naofumi Shigeto, Takashi Arima and Hiroyuki Iwanaga

(平成6年9月30日受付)

緒 言

Tissue conditioner はその特有な粘弾性により、無歯顎患者などの補綴臨床に広く応用されており、高齢者の増加によりますます使用頻度が高くなっていくと思われる¹⁾。本材は主として、不適合義歯により生じた義歯床下粘膜のひずみを回復するための組織調整、動的印象あるいは即時義歯や新義歯作製までの旧義歯の暫間裏装などに使用されている²⁻⁵⁾。

われわれは、本材のゲル化特性についてオシレーティングレオメーターを用い測定し、各製品間で大きな違いがあり、それぞれの特色について報告した⁶⁾。一方、ゲル化後の物性も製品間でかなり異なっていると考えられる。さらに各材料がどの使用目的に適しているか明確でない。

そこで本研究では、tissue conditioner のゲル化後の静的粘弾性的性質を検討するため、応力緩和試験を行い、弾性と粘性を表す力学模型により分析した。さらに各材料の使用目的についても検討した。

材料ならびに方法

I. 試 料

本実験に用いた材料を表1に示す。前報⁶⁾と同様、アクリル系9種類およびビニル系1種類の計10種類のtissue conditioner を用いた。以下、表1に示す略号にて、各材料を示す。ビニル系はHSのみで、他はすべ

てアクリル系である。

試料は $22 \pm 2^{\circ}\text{C}$ のもとの、メーカー指示の粉液比で、ガラスカップ内で練和し、練和後内径 18 mm、深さ 2.0 mm の容器に流し込み、ガラスプレートで圧接した。室温に1時間放置後、ガラスプレートを取り除いて試料とした。試料は各材料につき5個作製した。なお測定時以外は 37°C 蒸留水中に浸漬保管した。

II. 測定方法

静的粘弾性の測定には、本教室で開発した応力緩和測定装置⁷⁾を用いた(図1)。

圧縮試験器(青機社製)の加圧部に直径 5.0 mm の圧迫桿が装着され、一方、試験器の受圧部には3個の小型荷重変換器(共和電業社製 LM-500GA)が正三角形に設置されている。加えるひずみ量は、変位変換器(共和電業社製 DT-10D)により測定する。

圧迫桿により、テーブル上の試料に瞬間的に一定ひずみを与え、変位をトリガーとして測定を開始し、荷重変換器より生ずる出力電圧を動ひずみ測定器(共和電業社製 DPM311A)により増幅し、A/Dコンバーター(カノーブス電子社製 ANALOG PRO)でA/D変換後、パーソナルコンピュータ(セイコーエプソン社製 PC-286V)により処理した。

37°C のもとの、試料練和後、2, 24時間, 2, 4, 7, 14日の計6回、応力緩和試験を行った。与えるひずみ量は20%とし、5分間、荷重の変化を記録した。

III. 解析方法

測定で得られた応力-時間曲線(応力緩和曲線)

広島大学歯学部歯科補綴学第二講座(主任: 浜田泰三教授) 本論文は一部文部省科学研究費(No. 02557076, 02670867, 03454449, 04771608)によった。

表1 本実験で使用した tissue conditioner

Code	Material	Batch No. Powder-Liquid	Manufacturer	P/L by Wt
CC	COE Comfort	042288B-080988A	Coe Laboratories Inc. Chicago, Illinois, USA Sybron/Kerr	0.90
F	FITT	81272-81279	Romulus, Michigan, USA	2.00
FS	Fit Softer	107-006	Sankin Industry Co., Ltd. Osaka, Japan	1.20
GC	GC Soft-Liner	061171-111171	G-C Dental Industrial Co. Tokyo, Japan	1.22
HC	Hydro-Cast	16387-14687	Kay-See Dental Mfg. Co. Kansas City, Mo., USA	0.90
HS	Hi-Soft	053365-088806	Shofu Inc. Kyoto, Japan	1.08
S	Softone	030289-35	Harry J. Bosworth, Co. Chicago, Illinois, USA	1.20
SR	SR-Ivoseal	333087-342256	Ivoclar AG Schaan, Liechtenstein	1.50
ST	Shofu Tissue Conditioner	098715-088770	Shofu Inc. Kyoto, Japan	1.17
VG	Visco-gel	HL112 88/11-HL130 88/12	De Trey Division Dentsply Ltd Weybridge, Surrey, England	1.21

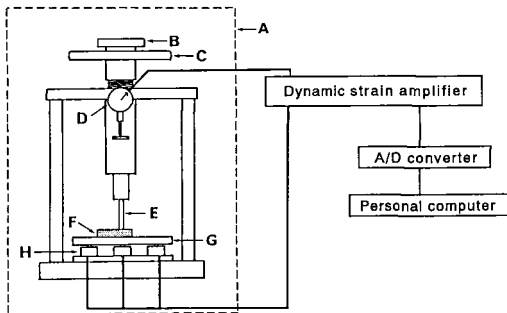


図1 応力緩和測定装置。

- A. 自動温度調節器 B. 荷重 C. ハンドル
D. 変位変換器 E. 圧迫桿 F. 試料
G. アルミ板 H. 荷重変換器

は、Murata らの方法⁷⁾により解析を行った。試料に一定ひずみを瞬間的 ($t=0$) に与えると、応力は時間とともに指数関数的に減少する。この応力緩和曲線を評価するため、二つの Maxwell 要素を並列に並べた四要素模型による解析を行った (図2)。

全体の応力を $\alpha(t)$ 、ひずみを γ_0 、それぞれの Maxwell 要素における応力を α_1, α_2 、弾性率を E_1, E_2 、粘性率を η_1, η_2 、緩和時間を τ_1, τ_2 ($\tau_1 > \tau_2$) とする。本四要素模型の緩和弾性率 $E_r(t)$ は次式で与えられる。

$$E_r(t) = \frac{\alpha(t)}{\gamma_0}$$

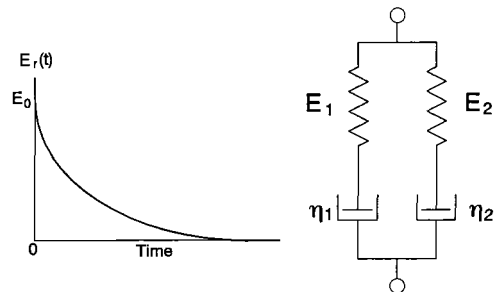


図2 応力緩和曲線および二つの Maxwell 要素を並列に並べた四要素模型。

$$= \frac{\alpha_1(0) \exp(-t/\tau_1) + \alpha_2(0) \exp(-t/\tau_2)}{\gamma_0}$$

$$= E_1 \exp(-t/\tau_1) + E_2 \exp(-t/\tau_2)$$

また瞬間弾性率 $E_0 (= E_r(0))$ 、各要素の緩和時間 τ_1, τ_2 、定常流粘度 η_0 は、それぞれ以下のごとく表される。

$$E_0 = E_1 + E_2 = E_r(0)$$

$$\tau_1 = \eta_1/E_1$$

$$\tau_2 = \eta_2/E_2$$

$$\eta_0 = \eta_1 + \eta_2$$

以上の式を用い、 E_0, τ_1, η_0 を算出し、材料間の粘弾性的性質を比較検討した。なお統計処理は分散分析を用い、Tukey の方法による多重比較により、各材料の各係数の平均の差の検定を行った。

結 果

各材料の練和後2時間における瞬間弾性率 E_0 を図3に、また定常流粘度 η_0 および最長緩和時間 τ_1 を図4、図5に示す。

最も高い E_0 を示したのは F (1.18×10^7 dyne/cm²) で、ついで GC, SR, FS, ST, VG, HS, S, HC で、 E_0 が最も低いのは CC (1.88×10^6 dyne/cm²) であった(図3)。一方、最も高い η_0 を示したのも F (3.65×10^9 poise) で、ついで FS, GC, SR, ST, VG, S, HC, CC で、 η_0 が最も低いのは HS (4.28×10^6 poise) であった(図4)。

τ_1 についても η_0 とほぼ同様の傾向で、最も長い

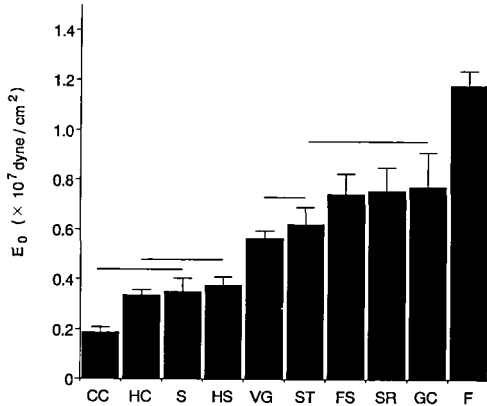


図3 各 tissue conditioner の練和後2時間における瞬間弾性率 E_0 . 横線の範囲は有意差なし ($P < 0.05$) であることを示す。

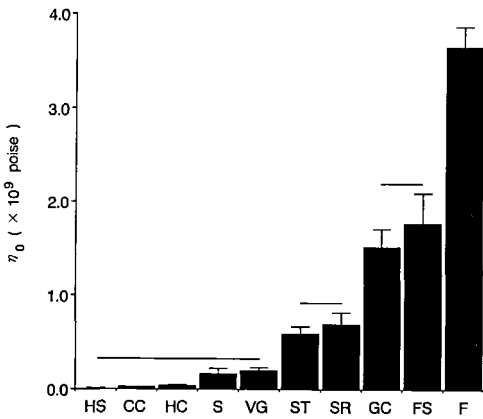


図4 各 tissue conditioner の練和後2時間における定常流粘度 η_0 . 横線の範囲は有意差なし ($P < 0.05$) であることを示す。

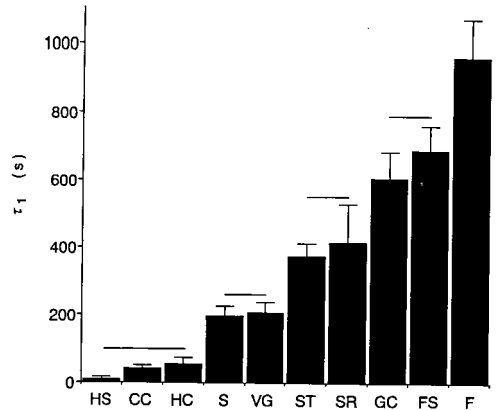


図5 各 tissue conditioner の練和後2時間における最長緩和時間 τ_1 . 横線の範囲は有意差なし ($P < 0.05$) であることを示す。

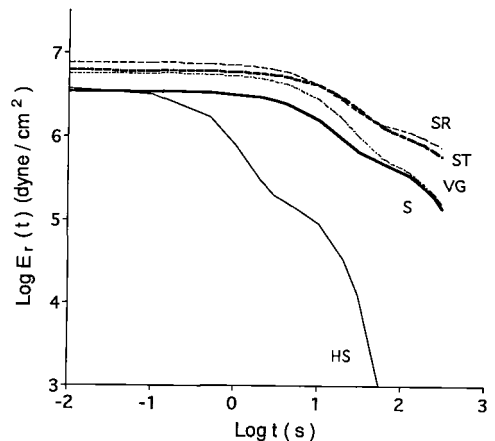
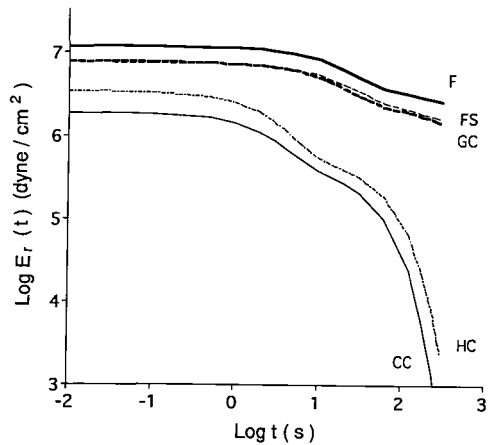


図6 各 tissue conditioner の緩和弾性率 ($E_r(t)$).

τ_1 を示したのは F (962.1秒) で、ついで、FS, GC, SR, ST, VG, S, HC, CC で、 τ_1 が最も低いのは HS (10.1秒)であった (図5)。Fは他の9種類の材料よりも有意に長い τ_1 を示した ($P < 0.05$)。HS, CC, HCの τ_1 間には有意差が認められなかった。また S, VG間, ST, SR間, GC, FS間もそれぞれ有意差が認められなかった。さらにこれらのグループの τ_1 間には有意差が認められた ($P < 0.05$) ($F > FS, GC > SR, ST > VG, S > HC, CC, HS$)。

図6に各 tissue conditioner の練和2時間後の緩和弾性率 ($E_r(t)$)の時間依存性を示す。緩和曲線は、橋かけをもたない無定形高分子のゴム状領域および流動領域を示している。HS, CC, HCは比較的短時間側から $E_r(t)$ が低下し、長時間側での曲線の傾斜が強く、緩和の度合いが大きかった。逆にFは最も緩和の度合いが小さかった。

図7に各材料の E_0 の経時的变化を、図8, 図9に η_0 および τ_1 の経時的变化を示す。

SRの E_0 を除き、各材料とも経時的に E_0 , η_0 , τ_1 の各係数の値が増加した。さらにその増加は各係数ともほぼ2日から4日後でほぼ一定になる傾向であった。また他の材料に比べ、CC, HS, VGの各係数の経

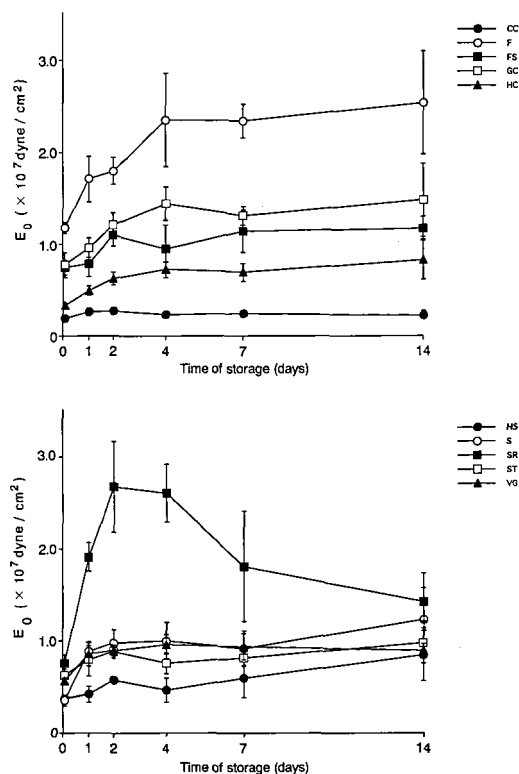


図7 各 tissue conditioner の瞬間弾性率 E_0 の経時的变化。

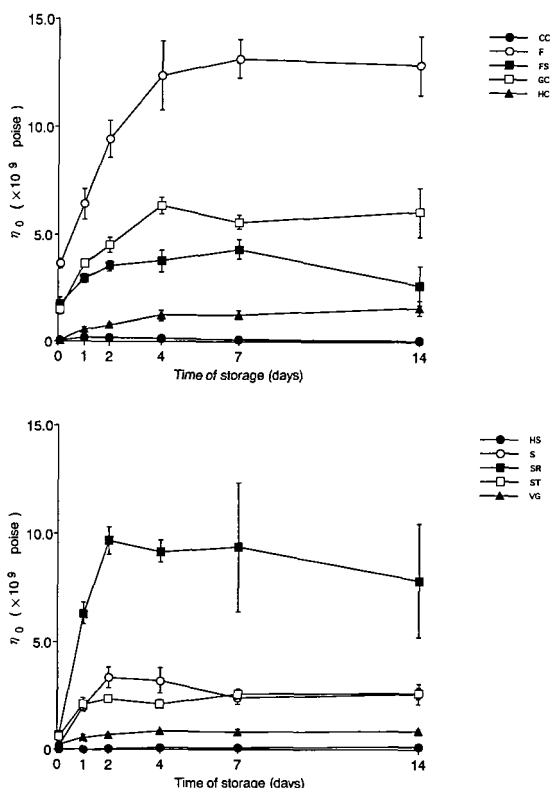


図8 各 tissue conditioner の定常流粘度 η_0 の経時的变化。

時的な増加傾向は緩やかであった。一方、F, SRは特に大きな経時的増加傾向を示した。その他の材料はこれらの中間的な性質を示した。

考 察

高分子物質は、粘性液体と純弾性固体との両者に類似した挙動を示す。その性質を有する tissue conditioner の力学的性質を臨床的に評価する際、弾性と粘性の両面より検討する必要がある。本材は橋かけを持たない無定形高分子であり、長時間の端で流動を起こし、緩和弾性率はゼロに至る。そこで本研究では、弾性要素と粘性要素をもつ二つの Maxwell 要素を並列に並べた四要素模型による解析を行った。

その結果、各材料の応力緩和曲線は本力学模型によって表すことができ、各 Maxwell 要素の弾性率、粘性率、緩和時間を求めた。

一般に粘弾性体は、急速な力に対しては弾性的に、長時間にわたる力に対しては粘性的に挙動する。本研究で用いた四要素模型では、咀嚼、嚥下等の瞬間的に加わる力に対しては、瞬間弾性率、すなわち各 Maxwell 要素のばねが作用し、弾性的挙動を示す。一方、

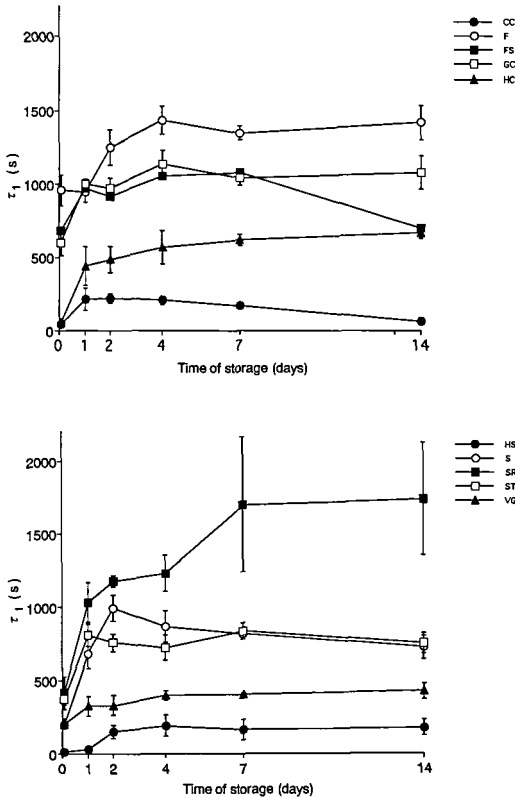


図9 各 tissue conditioner の最長緩和時間 τ_1 の経時的変化。

機能圧や口腔粘膜の変形回復など、長時間の粘膜の圧迫力に対しては、すべての要素が緩和し、粘性流体として作用する。

そこで得られた各要素の弾性率、粘性率、緩和時間より瞬間弾性率 E_0 、定常流粘度 η_0 、および最長緩和時間 τ_1 を算出し、材料間の比較を行った。

本材は主として、1) 義歯床下粘膜に対する組織調整、2) 動的印象、3) 旧義歯や即時義歯の暫間裏装に应用されている²⁻⁵⁾。このような用途に対して効果を発揮するためには、本材の粘弾性的性質は重要な要因の一つであり、さらに各使用目的に適した性質を有することが重要である。

各使用目的とも咬合力のような瞬間的な力に対し高い弾性を示し、クッションとして機能することが必要である^{8,9)}。すなわち、 E_0 がある程度大きな値を示すほうがよいと考えられる。このような傾向を示すのは、F, GC, SR, FS であり、逆に CC, HC, S, HS の E_0 は小さな値を示し、クッション作用は幾分小さい傾向があると考えられる。一方、粘度、流動性およびそれらの経時的変化については、各使用目的により適

する性質は異なると考えられる。

組織調整に使用する場合、本材が密接に適合している間、機能圧は等しく分布し、そのため組織は正常な状態に回復する。その際、本材は口腔粘膜の変形回復による持続的な弱い力に対して流動し、さらにその効果を維持するため、柔軟な性質が持続することが望まれる。そのため長時間側における流動性が高く、その経時的変化が少ないことが適切な性質と考えられる。

動的印象では、本材は種々の機能状態下で荷重を受けている間、軟組織の平均的な形態を記録する。口腔内に挿入し間もない時期では組織調整の場合と同様、機能圧によって流動する性質が望まれるが、印象を取り出す時点では撤去¹⁰⁾ あるいは石膏の自重による変形を防ぐため流動しないことが望まれる¹¹⁾。初期においては、長時間側における流動性が高く、印象撤去時では流動性が減少することが適切な性質と考えられる。経時的増加傾向はむしろ大きいほうがよい。

さらに暫間裏装では、本材が粘膜にいったん適合したのちは、流動により咬合高径など変化しないことが必要である。塑性変形せず、外力を吸収する程度に弾性が高いことが望まれる。流動性は低く、その経時的変化は少ないことが適切な性質と考えられる。

τ_1 および η_0 より各材料は流動性の高いグループより、HS, CC, HC > S, VG > ST, SR > GC, FS > F の5種類に分類することができる。また CC, HS, VG の流動性は経時的変化が比較的少なく、その他の材料、特に SR, F は特に大きな経時的増加傾向を示した。

以上の観点より、流動性が高く、経時的変化が少なく、初期の物性が比較的長く維持されている HS, CC, VG は、組織調整に適していると考えられる。動的印象には、初期においては流動性が高く、経時的な流動性の減少の度合いが大きい HC, SR, S, ST が適している。さらに暫間裏装に適しているのは、初期より流動性の低い F, FS, GC と考えられる。

このように材料間で粘弾性がかなり異なっているが、これは粉末の種類や分子量、液の可塑剤の種類やエチルアルコール含有量、粉液比等により影響される^{12,13)}。また粘弾性の経時的変化は、溶液に含まれる成分、特にエチルアルコールの溶出によるものと報告されている¹³⁻¹⁵⁾。

以上のことより、ゲル化後の粘弾性的性質およびその経時的変化が材料により異なっているため、各使用目的に応じて材料を使い分けることは非常に重要であることが示唆された。

総 括

Tissue conditioner のゲル化後の静的粘弾性的性質を検討するため、応力緩和試験を行い、力学模型により分析し、以下の結論を得た。

1) 各材料の応力緩和曲線は、二つの Maxwell 要素を並列に並べた四要素模型で解析することができた。

2) 瞬間弾性率 E_0 、定常流粘度 η_0 、および最長緩和時間 τ_1 各係数は材料間で有意に異なっていた。流動性の高いグループより HS, CC, HC>S, VG>ST, SR>GC, FS>F の 5 種類に分類された。

3) 各材料の瞬間弾性率 E_0 、定常流粘度 η_0 、および最長緩和時間 τ_1 各係数は経時的に増加し、流動性は減少する傾向であった。またこれらの傾向は材料間で異なっていた。

以上の結果より、各 tissue conditioner のゲル化後の粘弾性的性質およびその経時変化は材料により異なっており、各使用目的に応じて各材料を臨床応用できることが示唆された。

文 献

- 1) 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, 1-207, 1991.
- 2) Chase, W.W.: Tissue conditioning utilizing dynamic adaptive stress. *J. Prosthet. Dent.* 11, 804-815, 1961.
- 3) Pound, E.: Conditioning of denture patients. *J. Am. Dent. Assoc.* 64, 461-468, 1962.
- 4) Farrell, D.J.: Tissue conditioning and tissue conditioners. *Dent. Clin. North Am.* 19, 255-268, 1975.
- 5) Harrison, A.: Temporary soft lining materials. *Br. Dent. J.* 151, 419-422, 1981.
- 6) 村田比呂司, 岩永博行, 重頭直文, 浜田泰三: Tissue Conditioner の初期流動性—ゲル化特性ならびにゲル化に及ぼす粉液比の影響. 廣大歯誌 25, 228-237, 1993.
- 7) Murata, H., Shigeto, N. and Hamada, T.: Viscoelastic properties of tissue conditioners—stress relaxation test using Maxwell model analogy. *J. Oral Rehabil.* 17, 365-375, 1990.
- 8) Wilson, H.J., Tomlin, H.R. and Osborne, J.: Tissue conditioners and functional impression materials. *Br. Dent. J.* 121, 9-16, 1966.
- 9) Wilson, H.J., Tomlin, H.R. and Osborne, J.: The assessment of temporary soft materials used in prosthetics. *Br. Dent. J.* 126, 303-306, 1969.
- 10) McCarthy, J.A. and Moser, J.B.: Undercut reproducibility of functional impression materials (tissue conditioners). *J. Oral Rehabil.* 5, 287-292, 1978.
- 11) McCarthy, J.A. and Moser, J.B.: Tissue conditioning and functional impression materials and techniques. *Dent. Clin. North Am.* 28, 239-251, 1984.
- 12) Jones, D.W., Sutow, E.J., Graham, B. S., Milne, E.L. and Johnston, D.E.: Influence of plasticizer on soft polymer gelation. *J. Dent. Res.* 65, 634-642, 1986.
- 13) Murata, H., Murakami, S., Shigeto N. and Hamada, T.: Viscoelastic properties of tissue conditioners—influence of ethyl alcohol content and type of plasticizer. *J. Oral Rehabil.* 21, 145-156, 1994.
- 14) Braden, M. and Causton, B.E.: Tissue conditioners: III. Water immersion characteristics. *J. Dent. Res.* 50, 1544-1547, 1971.
- 15) Jones, D.W., Sutow, E.J., Hall, G.C., Tobin, W.M. and Graham, B.S.: Dental soft polymers: plasticizer composition and leachability. *Dent. Mater.* 4, 1-7, 1988.