

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—

村田比呂司, 岩永 博行, 重頭 直文
浜田 泰三

Initial Flow of Tissue Conditioners

—Gelation Characteristics, and Influence of Powder/Liquid Ratio on Gelation—

Hiroshi Murata, Hiroyuki Iwanaga, Naofumi Shigeto
and Taizo Hamada

(平成 5 年 3 月 2 日受付)

緒 言

高齢化社会を迎え、高齢無歯顎者の難症例が増加している。このような難症例には tissue conditioner により、組織調整とともに動的印象を行い、形態的、機能的に適合した義歯を製作することが有効な方法である¹⁻³⁾。

現在、種々の tissue conditioner が開発されているが、それぞれの硬化特性や硬化後の物性も製品によりかなり異なっている。特に、本材の練和初期の流動性は、臨床操作性、口腔粘膜との適合性ならびに患者の行う機能運動と密接な関係がある。日常の臨床応用に際し、メーカー指示の粉液比で操作しにくい場合、あるいはメーカー指示の粉液比で操作するのみでなく症例、使用目的に応じてゲル化後の粘弾性を調節するため、適宜、粉液比を増減するケースがある。しかし、ゲル化による材料間の流動性およびその粉液比による影響が異なるため、それぞれの操作性を熟知することが重要である。

そこで本研究では、tissue conditioner のゲル化特性およびゲル化に及ぼす粉液比の影響を検討するためレオメーターを用い、臨床操作上重要な因子である練和

直後からのゲル化の進行過程を測定した。さらに操作性の観点より臨床的評価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。アクリル系 9 種類およびビニル系 1 種類の計 10 種の tissue conditioner を用いた。以下、表 1 に示す略号にて、各材料を示す。なおビニル系は HS のみで、他はすべてアクリル系である。

粉液比 (P/L) は、メーカー指示の粉液比の他、重量比で 0.50, 0.60, 0.70, 0.80, 0.90, 1.20, 1.50, 1.80, 2.10, 2.40 の計 10 種類とし、それぞれ粉末濃度に換算すると、33.3 wt%, 37.5 wt%, 41.2 wt%, 44.4 wt%, 47.4 wt%, 54.5 wt%, 60.0 wt%, 64.3 wt%, 67.7 wt%, 70.6 wt% に対応する。なお、粉末および液の量が容積で示されている材料については、これらの重量を 5 回ずつ測定し、その平均値により粉末と液の重量比を決定した。

さらに各材料の粉末および液自体のゲル化に及ぼす影響を調べるため、表 2 に示す試作ポリマーおよび溶液により比較検討した。すなわち、各 tissue conditioner の粉末とエチルアルコール (和光純薬工業社製特級、以下 EtOH と略称する) 含有量 10 wt% の butyl phthalyl butyl glycolate (東京化成工業社製一級、以下 BPBG と略称する) 溶液、および各 tissue conditioner の液と重量平均分子量 25.0×10^4 、粒度 250 メッシュ (62 μm) 以下の poly(ethyl methacrylate) (以

広島大学歯学部歯科補綴学第二講座 (主任: 浜田泰三教授) 本論文の要旨は平成 4 年 2 月の第 69 回広島大学歯学会例会、および平成 4 年 8 月の第 18 回日本補綴歯科学会中国四国支部学術大会において発表した。本研究は一部文部省科学研究費 (No. 02557076, 02670867, 03454449, 04771608) による。

表1 本実験で使用した tissue conditioner

Code	Material	Batch No. Power-Liquid	Manufacturer	P/L by Wt
CC	COE Comfort	042288B- 080988A	Coe Laboratories Inc. Chicago, Illinois, USA	0.90
F	FITT	81272-81279	Sybron/Kerr 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

表2 本実験で使用した試作ポリマーおよび溶液

Polymer (TP)	Poly (ethyl methacrylate)	$\bar{M}_w = 25.0 \times 10^4$
Solution (TS)	Butyl phthalyl butyl glycolate	90 wt%
	Ethyl alcohol	10 wt%

下 PEMA と略称する) の組み合わせについて、ゲル化時間を測定した。またコントロールとして試作ポリマーと試作溶液からなる試料についても同様に測定した。なお、粉液比 (P/L) は重量比で 1.20 とした。

II. 測定方法

ゲル化時間は、Murata らの方法⁴⁾に従った。すなわちオシレーティングレオメーター (セイキ社製歯科材料用レオメーター B 型) を用い、レオメーターの振幅が 75% に減少する時間をゲル化時間とした (図 1)。

各試料を $22 \pm 2^\circ\text{C}$ の下で 30 秒間練和後、直ちにレオメーターに移し、相対的なゲル化率を 37°C の下で、前述した計 126 種の試料についてそれぞれ 5 回ずつ測定した。

III. 統計処理

メーカー指示の粉液比によるゲル化時間の比較、およびゲル化時間に及ぼす粉末および液の性質の比較には、分散分析を用い、Tukey の方法による多重比較により、各試料のゲル化時間の平均の差の検定を

行った。

またゲル化時間に及ぼす粉液比の影響には、以下のモデルにより回帰分析を行った⁵⁾。

$$T = 10^\circ\text{C}^a$$

$$(\text{Log } T = \alpha + \beta \text{ Log } C)$$

T: ゲル化時間 (分)

C: 粉末濃度 (wt%)

結 果

I. メーカー指示の粉液比による試料のゲル化時間

図 2 に 37°C における各 tissue conditioner のレオメーターのトレースを、またそれらのゲル化時間を図 3 に示す。

最もゲル化が速く進行したのは F (1.59 分) で、ついで SR (1.72 分)、GC (2.50 分)、S (2.64 分)、ST (2.80 分)、FS (3.82 分)、HC (4.21 分) で、これらについてゲル化時間は C (8.07 分)、VG (9.50 分) と長くなり、最もゲル化の進行が遅いのは HS (18.87 分) であった。

RHEOMETER TRACE

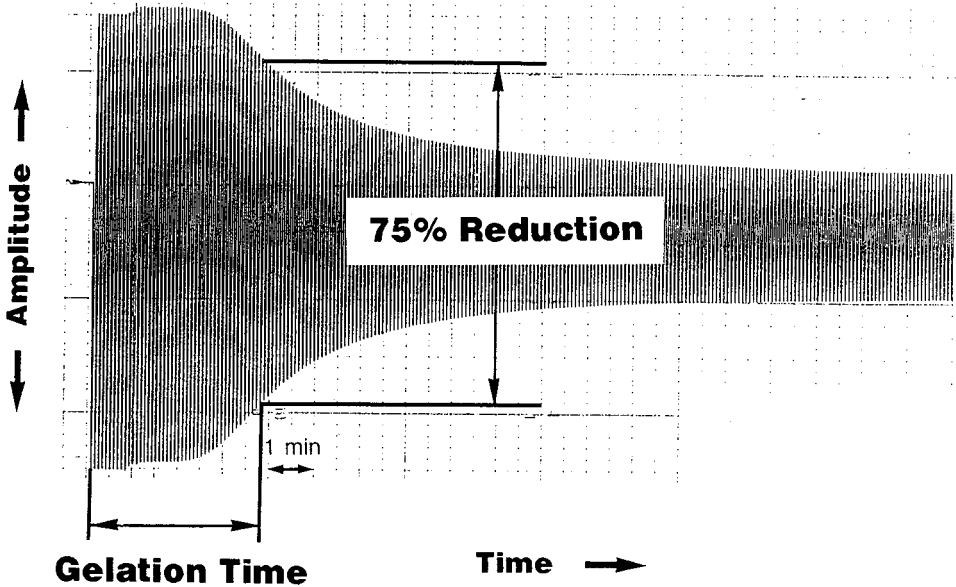


図1 ゲル化時間の決定方法.

ゲル化時間は、Murata らの方法⁴⁾に従い、練和直後よりレオメーターの振幅が75%に減少するまでの時間とした。

F, SR, GC, S, ST, FS, HC のゲル化時間の間には有意差が認められなかったが、他の3種類の試料よりも有意に短いゲル化時間を示した ($P < 0.05$)。また、C, V のゲル化時間の間には有意差が認められなかった。HS は他の9種類の試料よりも有意に長いゲル化時間を示した ($P < 0.05$)。

II. ゲル化時間に及ぼす粉液比の影響

図4に各 tissue conditioner の粉末濃度とゲル化時間の関係を、表3にこれらの回帰式を示す。

なお、粉液比が0.50, 0.60のCC, 0.50のF, 0.50, 2.40のFS, 0.50, 2.10, 2.40のGC, 0.50のHC, 0.50, 0.60, 0.70, 0.80のHS, 0.50のS, 0.50, 2.40のSR, 0.50のST, および0.50, 2.10, 2.40のVGについては、液が少ないためポリマー全体に完全に浸透しないか、急速に硬化するため装置へ試料をセットすることができなかった、あるいは粉末が少ないためレオメーターの振幅が75%に達するまでゲル化が進行しなかった。よって、これらの試料については測定不能とした。

各材料とも粉液比、つまり粉末の濃度が高いほど、ゲル化時間は指数関数的に減少する傾向を示した。回

帰分析を行った結果、ゲル化時間の対数と粉末濃度の対数は直線関係であり、負の相関関係が認められた(図4)。それらの相関係数は $-0.953 \sim -0.996$ で、高い相関であった ($P < 0.005$)。

粉末濃度の変化により、最もゲル化時間が変化したのはHSで、粉末濃度の -10.058 乗に比例した。ついでF, CC, SR, S, VG, GC, FS, HC, STの順で、ゲル化時間はそれぞれ粉末濃度の $-5.383 \sim -3.577$ 乗に比例した。また回帰式の定数項で最も大きな値を示したのはHS(18.371)で、ついでF, CC, VG, SR, S, GC, FS, HC, STの順で、その値は6.690~10.010の範囲であった。

III. ゲル化時間に及ぼす粉末および液の性質の比較

図5に各 tissue conditioner の粉末とEtOH含有量10wt%のBPBG溶液を混和した試料、および各 tissue conditioner の液と重量平均分子量 25.0×10^4 、粒度250メッシュ(62 μm)以下のPEMAを混和した試料についてのゲル化時間を示す。

粉末間の比較では、VG(5.32分)、F(5.27分)、SR(4.74分)、HC(4.09分)、CC(4.09分)、ST(3.36分)、GC(3.28分)、HS(3.22分)、S(2.99分)、FS(2.45分)

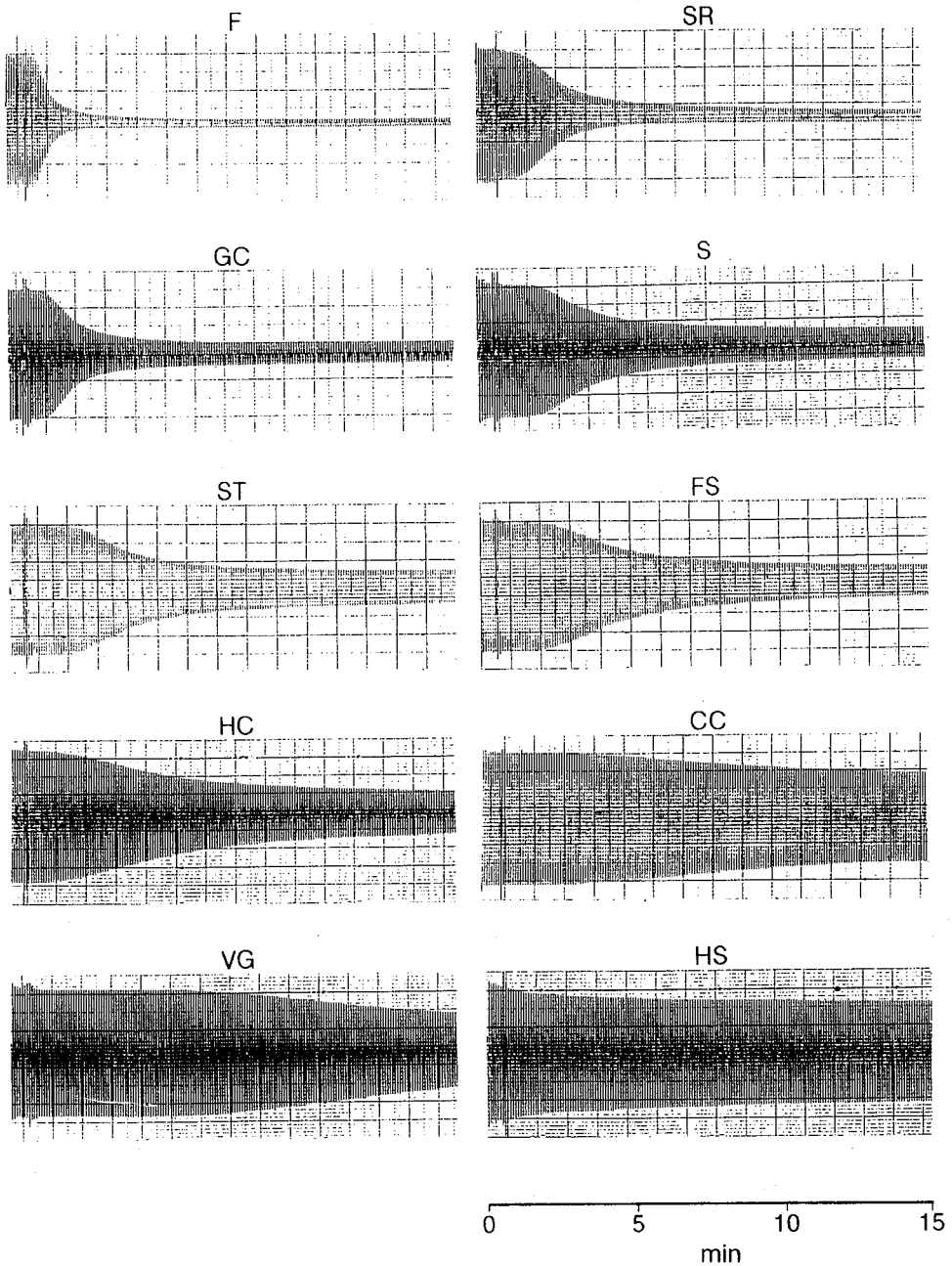


図2 各 tissue conditioner のレオメーターのトレース。

の順に、ゲル化時間は短くなった。

液間の比較では、最も長いゲル化時間を示したのは VG (6.57分) で、ついで FS (4.19分)、ST (2.49分) で、これらについてゲル化時間は GC (2.00分)、HS (1.94分)、CC (1.79分)、S (1.72分)、F (1.71分)、HC (1.58分)、SR (1.56分) と短くなった。VG, FS, ST

のゲル化時間の間には有意差が認められ (VG>FS>ST)、さらにこれらの試料は他の7種類の試料よりも有意に長いゲル化時間を示した ($P<0.05$)。GC, HS, CC, S, F, HC, SR の7種類の液間では、ゲル化時間に大きな差は認められなかった。

概して粉末よりも液の相違によって、各試料間のゲ

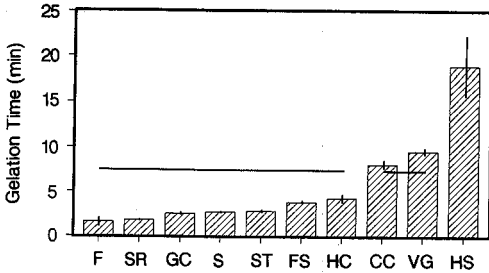


図3 各 tissue conditioner のゲル化時間。
横線の範囲は有意差なし ($P < 0.05$) であることを示す。

ル化時間の差は大きい傾向であった。

考 察

Tissue conditioner はその粘弾性的性質により、義歯床下粘膜に対する組織調整、動的印象、あるいは即時義歯などの暫間裏装など、歯科臨床に広く応用されている^{3,6-9)}。

本材の組成に関する報告によると¹⁰⁻¹⁵⁾、粉末は PEMA やこれに関連した共重合体が主に使用されており、塩化ビニル-酢酸ビニル共重合体を粉末の主成分としている製品もある。PEMA 粉末ポリマーの平均分子量は、10数万から50数万と製品間でかなり差があるようである。

液は芳香族エステル^{の可塑剤と EtOH の混合物である。芳香族エステルとしては、BPBG が多く用いられているが、その他 dibutyl phthalate (以下 DBP と略称する)、benzyl butyl phthalate (以下 BBP と略称する)、benzyl benzoate (以下 BB と略称する) などとも使用されている。芳香族エステル以外も可塑剤として脂肪族系の dibutyl sebacate (以下 DBS と略称する) を主成分としている製品もある。EtOH 含有量は通常数 wt%~30 wt% までの範囲であるが、中には 40 wt% 以上含まれているものもある。}

メーカー指示による粉液比も製品により異なっており、重量比で 0.8~2.0 (P/L) である。

Tissue conditioner の粉末ポリマーと液を混和すると PEMA は膨潤したのち、溶媒中に分散し溶解する。そしてポリマー鎖は互いにかみ合い、弾性を示すゲルを形成する。

以上のように組成、構造等の違いにより、製品間で異なったゲル化あるいはゲル化後の粘弾性を示すものと考えられる。

また、メーカー指示の粉液比では操作しにくい場合、あるいはゲル化後の粘弾性を症例によって調整する場合、適宜、粉液比を増減することがある。操作性

の観点より各材料の使用可能な粉液比の範囲を把握する必要がある。

そこで、本研究ではまず tissue conditioner のゲル化特性およびゲル化に及ぼす粉液比の影響について検討した。

メーカー指示の粉液比による各材料のゲル化速度は、速いゲル化を示す F, SR, GC, S, ST, FS, HC のグループ、最もゲル化の進行の遅い HS、さらにこれらの中間的なゲル化時間を示す C, V の、3種類のグループに分類することができる。

図6に操作性の観点より3種類に分類したレオメーターのトレースの模式図を示す。GC, S, ST, FS, HC は比較的速くゲル化が進行し、術者側としては義歯床への本材の塗布、患者の行う機能運動、塗布された義歯の口腔内からの取り出し、さらに床辺縁部の修正などが容易に行え、比較的操作性のよい材料と考えられる(図6-B)。F, SR はかなり速くゲル化が進行するため、操作時間に余裕がなく、口腔内挿入後の機能運動、その後のトリミング等の操作性にやや問題があると考えられる(図6-A)。一方、C, V, HS は逆にゲル化時間が比較的最長のため、本材を塗布した義歯の口腔内からの取り出しに時間を要し、また手指に付着するなど操作性にやや問題があるのではないかと考えられる。さらにこのような材料を使用する際、適切な厚さを保たせるため、練和後、適当な時間経過後、流動性が減少した時点で、口腔内に挿入すべきであると思われる(図6-C)。

ゲル化時間に及ぼす粉液比の影響を調べた結果、粉末の濃度すなわち粉液比が大きいほど、ゲル化時間は指数関数的に短くなる傾向であった。これは粉液比の増加とともに、より多くのポリマーのからみ合いが生ずるためと考えられる。また材料間で粉液比の増減の影響はかなり異なっていた。

本研究では、粉液比ではなく粉末濃度によりゲル化時間との回帰分析を行った。これによって、粉液比では相関係数が 0.931~0.993 であるのに対し、粉末濃度では相関係数が 0.953~0.996 と、より高い相関で回帰式を表すことができた。

ST, HC, FS, GC のゲル化時間は粉末濃度の $-3.58 \sim -3.86$ 乗に比例し、これらの材料は比較的、粉液比の影響を受けにくい材料と考えられる。一方、HS のゲル化時間は粉末濃度の -10.06 乗に比例し、他の材料に比べ、粉液比の増減の影響をかなり受けやすいと考えられる。これは他の材料の粉末には PEMA が主に使用されているのに対し、HS の粉末には塩化ビニル-酢酸ビニル共重合体^{が使用されているため、異なった挙動を示すものと推察される。VG, S, SR,}

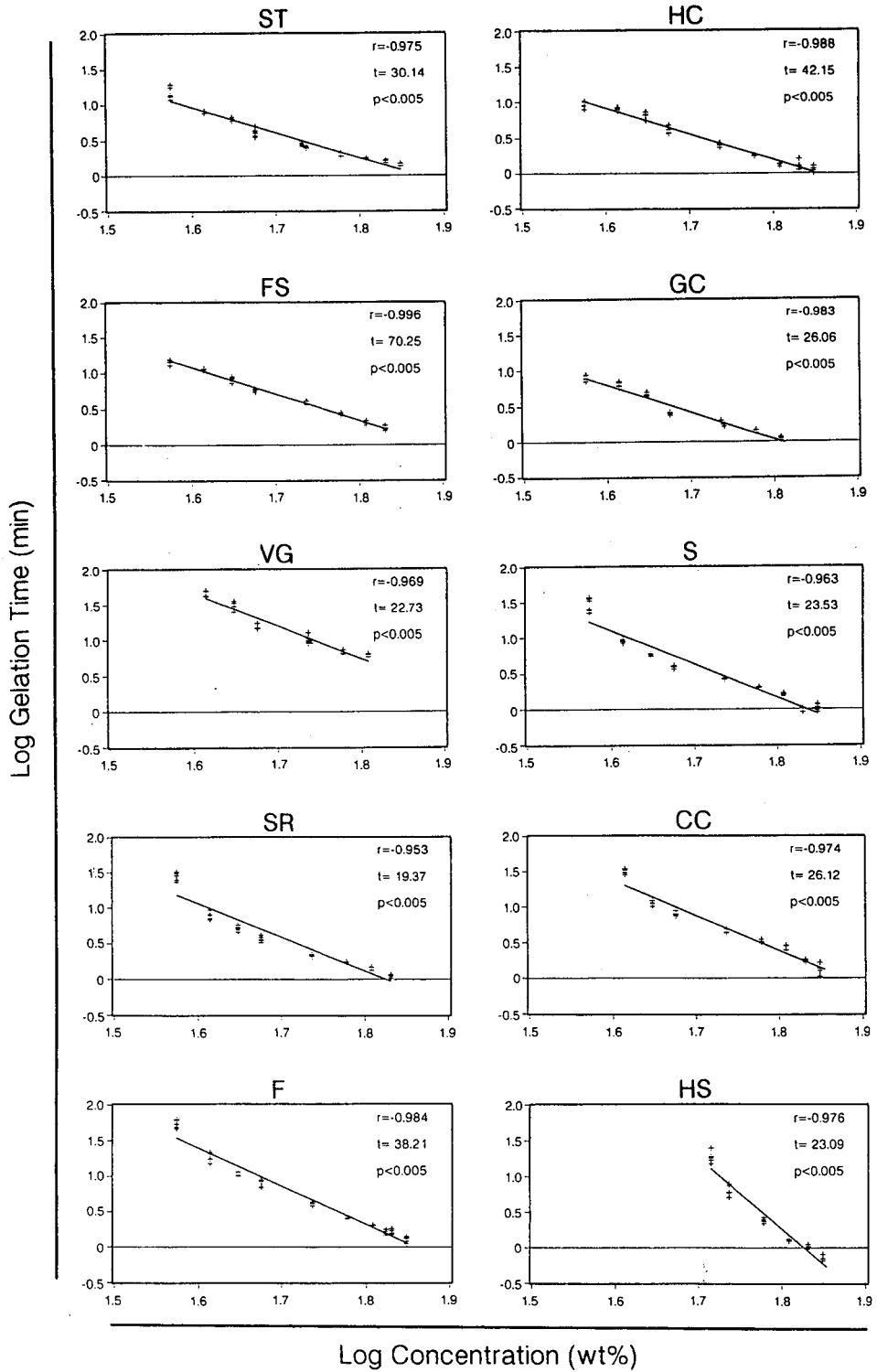


図4 各 tissue conditioner の粉末濃度とゲル化時間の関係。
直線は回帰直線を示す。

表3 各 tissue conditioner の粉末濃度とゲル化時間の回帰分析結果

	Constant Term (α)	Regression Coefficient (β)	Correlation Coefficient (R)
ST	6.690	-3.577	0.975
HC	6.715	-3.623	0.988
FS	6.981	-3.688	0.996
GC	6.983	-3.863	0.983
VG	9.084	-4.636	0.969
S	8.619	-4.697	0.963
SR	8.619	-4.725	0.953
CC	9.393	-5.005	0.974
F	10.010	-5.383	0.984
HS	18.371	-10.058	0.976

$T = 10^{\alpha} C^{\beta}$

$\text{Log } T = \alpha + \beta \text{ Log } C$

T: Gelation Time (min)

C: Concentration of polymer powder (wt%)

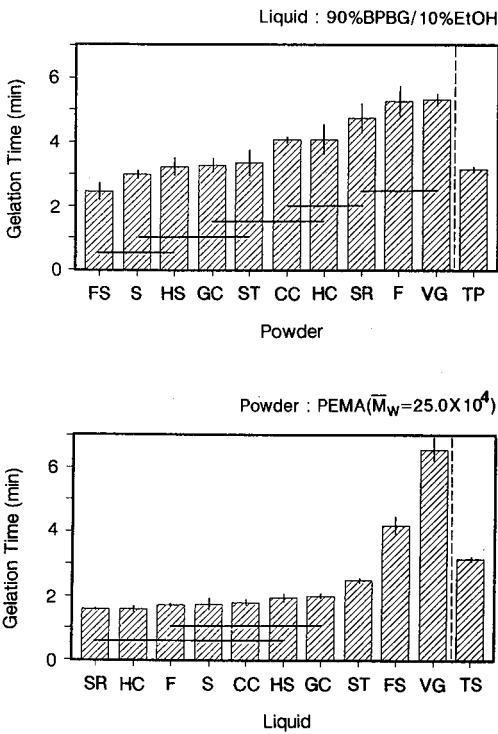


図5 ゲル化時間に及ぼす各 tissue conditioner の粉末および液の性質の比較。横線の範囲は有意差なし ($P < 0.05$) であることを示す。

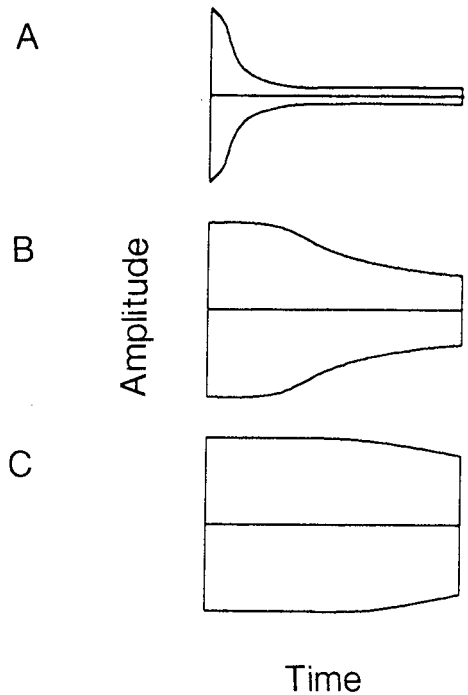


図6 操作性の観点より3種類に分類した tissue conditioner のレオメーターのトレースの模式図。
 A: ゲル化の進行が速いため、操作性にやや問題がある (F, SR)。
 B: 比較的操作性がよい (GC, S, ST, FS, HC)。
 C: ゲル化の進行が遅いため、操作性にやや問題がある (C, V, HS)。

CC, F は粉末濃度の $-4.64 \sim -5.38$ 乗に比例し, 中間的な性質を示した。

練和直後からの操作性の観点より, 各材料のメーカー指示の粉液比によるゲル化時間内 (1.59~18.87 分) にある材料を臨床的に使用可能と考え, これらの範囲のゲル化時間を得るための各材料の粉液比の範囲を, 算出した回帰曲線より, 測定可能な粉液比の範囲内で挿した (図7)。

臨床操作上使用可能な粉液比の範囲は材料によりかなり差があるようである。FS は本実験で用いた材料の中では, 使用可能な粉液比の範囲が最も広く, 0.54~2.22 であり, メーカー指示の粉液比の前後で粉液比を増減しやすい材料と考えられる。CC も比較的粉液比を調整しやすいと考えられるが, この場合メーカー指示の粉液比よりも大きい範囲に, 調整可能な領域が存在するようである。

HS, GC は使用可能な粉液比の範囲が狭く, それぞれ 1.00~1.78, 0.60~1.33 であり, 粉液比の調整がしにくい材料と考えられる。特に HS はメーカー指示の粉液比よりも液の量を多くすると使用不可能である。

また F, SR はメーカー指示の粉液比よりも小さい粉液比で使用しないと, 操作しにくいようである。

試作溶液により, 各材料の粉末の特性を比較した結果, VG, F, SR の粉末は他の材料よりも比較的長いゲル化時間を示した。

Murata ら⁴⁾の報告では, 粉末分子量とゲル化時間の対数との間に負の相関関係が認められたと述べている。つまり, ポリマー分子量が増大すると, ポリマー間のからみ合いを引き起こしやすく, 強いゲルを形成する。Jones ら¹⁵⁾は, VG の分子量は測定した材料の

中では最も小さく, 17.9×10^4 と報告している。VG の粉末は分子量が小さく, ポリマー鎖のからみ合いに時間がかかるため, ゲル化時間が長くなったものと考えられる。

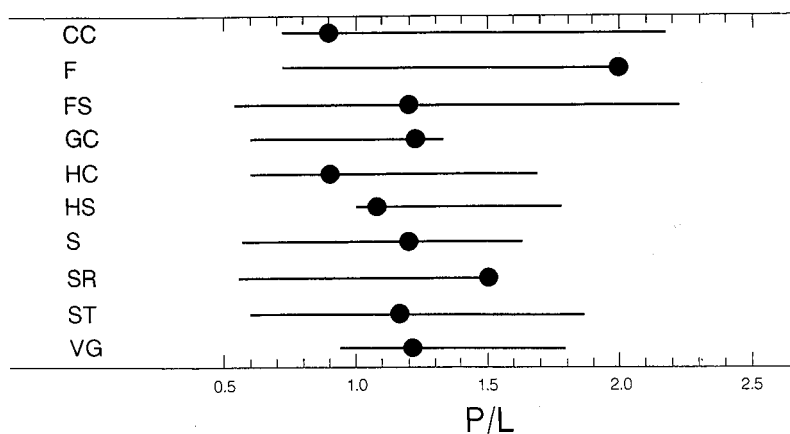
F, SR, HC, CC, GC の粉末分子量は, それぞれ 27.3×10^4 , 29.2×10^4 , 32.8×10^4 , 27.9×10^4 , 23.4×10^4 であるが¹⁴⁾, CC, GC は, F, SR, HC に比べ, 分子量がほぼ同等もしくは小さいにもかかわらず, 短いゲル化時間を示した。Parker ら¹⁶⁾は, tissue conditioner のゲル化速度に, 粒度が影響すると述べている。つまり CC, GC の粉末粒度は, F, SR, HC よりも小さいのではないかと考えられる。

このように長いゲル化時間を示す粉末は, 分子量が小さいか, あるいは粒度が大きいものと推察される。

試作粉末により, 各材料の液の特性を比較した結果, VG が最もゲル化時間が長く, ついで FS, ST であった。さらにこれら3種の材料は他の7種の材料よりも有意に長いゲル化時間を示した。

一般に溶液中の EtOH 含有量が増大すれば, あるいは可塑剤として使用されているエステル分子量が小さいほど, 本材のゲル化時間は減少する傾向であると報告されている^{4,17)}。

Jones ら¹⁴⁾の報告によると, VG の EtOH 含有量は測定した材料の中では最も少なく, 4.9 wt% であり, また可塑剤として分子量の高い BPBG (分子量 336) が主として使用されている。そのため, VG は最も長いゲル化時間を示したのと考えられる。SR は最も短いゲル化時間を示したが, これは EtOH 含有量が 48.1 wt%¹⁴⁾と非常に多いためと考えられる。芳香族エステルは, 分子が大きいためポリマーへの浸透が遅



● : P/L ratio recommended by the manufacturer

図7 各 tissue conditioner のゲル化時間よりみた, 臨床的に使用可能な粉液比の範囲。

い。それゆえエステルの溶解を促進するため高い極性をもつアルコールが添加されている¹⁰⁾。

HC, F はそれぞれ可塑剤として BBP (分子量 312), DBP (分子量 278) が用いられ, EtOH 含有量はそれぞれ, 12.4 wt%, 19.6 wt% である¹⁴⁾。また CC は EtOH 含有量が 8.2 wt%¹⁴⁾ と, GC の 14.8 wt%¹⁴⁾ よりも少ないにもかかわらず, GC よりもゲル化時間が短かった。これは GC の可塑剤は主として BPBG が使用されている¹⁴⁾ のに対し, CC は BPBG よりも分子量の低い BB (分子量 212) が可塑剤として使用されている¹⁴⁾ ためと考えられる。

このようにより長いゲル化時間を示す液は, アルコール含有量が少ないか, あるいは分子量の大きい可塑剤が使用されているものと推察される。

このように tissue conditioner のゲル化速度は, 粉末の分子量や粒度, 液の可塑剤の種類や EtOH 含有量の他, 粉液比などにより複雑に影響されるものと考えられる。

以上のことより, メーカー指示の粉液比によるゲル化時間, ゲル化時間に及ぼす粉液比の影響が, 材料により異なっているため, 各材料のゲル化特性および使用可能な粉液比の範囲を熟知することは, 本材の効果を発揮する上で非常に重要であると考えられる。

総 括

Tissue conditioner のゲル化特性ならびにゲル化に及ぼす粉液比の影響について検討するため, レオメーターを用い, 練和直後からのゲル化の進行過程を測定し, 以下の結論を得た。

1) メーカー指示の粉液比では, ゲル化時間は材料間で有意に異なっていた。比較的速いゲル化を示す F, SR, GC, S, ST, FS, HC, 最もゲル化の進行の遅い HS, さらにこれらの中間的なゲル化時間を示す C, V の, 3 種類に分類された。

2) 粉液比を変化させた場合, 各材料とも粉末の濃度すなわち粉液比が大きいほど, ゲル化時間は減少する傾向であった。ビニル系である HS のゲル化時間は, 粉末濃度の -10.06 乗に比例し, 最も粉液比の影響が大きかった。アクリル系である他の 9 種類の材料のゲル化時間は, 粉末濃度の $-5.38 \sim -3.58$ 乗に比例した。

3) 各材料の粉末および液のゲル化時間に及ぼす特性を比較したところ, 特に液間で大きな差が認められた。

4) 臨床操作上使用可能な粉液比の範囲は, 材料により異なっていた。特に FS, CC は広範囲に粉液比を調整できるが, HS, GC は使用可能な粉液比の範囲が

狭かった。

以上の結果より, 各 tissue conditioner とも, メーカー指示の粉液比以外でもそれぞれ適切な範囲内で粉液比を調整すれば, 練和直後の操作性をコントロール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) Harrison, A.: Temporary soft lining materials. *Br. Dent. J.* **151**, 419-422, 1981.
- 4) Murata, H., Iwanaga, H., Shigeto, N. and Hamada, T.: Initial flow of tissue conditioners—influence of composition and structure on gelation. *J. Oral Rehabil.* **20**, 177-187, 1993.
- 5) Chatterjee, S. and Price, B.: Regression Analysis by Example. John Wiley & Sons Inc., New York, 1977.
- 6) Pound, E.: Conditioning of denture patients. *J. Am. Dent. Assoc.* **64**, 461-468, 1962.
- 7) Farrell, D.J.: Tissue conditioning and tissue conditioners. *Dent. Clin. North Am.* **19**, 255-268, 1975.
- 8) 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.
- 9) 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.* (in press).
- 10) Braden, M.: Tissue conditioners: I. Composition and structure. *J. Dent. Res.* **49**, 145-148, 1970.
- 11) Wilson, H.J., Tomlin, H.R. and Osborne, J.: Tissue conditioners and functional impression materials. *Br. Dent. J.* **121**, 9-16, 1966.
- 12) 贅川勝吉: 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.
- 13) 片倉直至, 川上道夫: ティッシュコンディショナー市販品の動的粘弾性。歯材器 **6**, 905-910, 1987.
- 14) 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.
- 15) Jones, D.W., Hall, G.C., Sutow, E.J., Langman, M.F. and Robertson, K.N.: Chemical and molecular weight analyses of prosthodontic soft polymers. *J. Dent. Res.* **70**, 874-879, 1991.
- 16) Parker, S. and Braden, M.: Formulation of tis-

- sue conditioners. *Biomater.* **11**, 579-584, 1990.
- 17) 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.