

CMC-Na と P (VM/MA) による義歯安定剤の水中における レオロジー的性質の変化

島 義人¹ 井上 勝一郎² 鱒見 進一¹

Rheological properties in water of denture adhesives produced by CMC-Na and P (VM/MA)

Yoshito SHIMA¹, Katsuichiro INOUE² and Shin-ichi MASUMI¹

Keywords : Denture adhesives, Adhesive strength, Rheology, Stress relaxation

Although many dentists have not recommended using denture adhesive materials for patients wearing ill-fitting dentures, their usefulness has been reported in recent years. At the beginning of this study, the consistency and adhesive strength of four commercially available denture adhesives in water (23°C) were examined. Based on the results obtained, six experimental materials were prepared using CMC-Na and P (VM/MA), and we investigated the strength of adhesion to a PMMA plate in air or water, the elasticity or viscosity of each material, and variation of the relative strength ($f(t)/f(0)$) with the time determined by a stress relaxation test.

In the case of commercially available denture adhesive, the decrease in the strength of adhesion to the PMMA plate when subjected to a repeated load was marked. In the case of experimental materials, the increase of CMC-Na caused elevation of the viscosity coefficient. This indicates that the high-level adhesive strength and elasticity on repeated loading in water is maintained for a prolonged period.

キーワード：義歯安定剤，粘着強さ，レオロジー，応力緩和

歯科医師の多くは、不適合義歯装着患者に義歯安定剤を使用することを推奨しなかったが、近年その有用性が報告されるようになってきた。

本研究では、まず4種類の市販義歯安定剤の水中における粘着強さを計測した。これらの結果を参考にし、CMC-Na と P (VM/MA) を用いて6種類の義歯安定剤を試作した。そしてこれらの試作品のPMMA板に対する空気中および水中における粘着力を調べた。さらに水中における弾力性、応力緩和試験による相対応力 ($f(t)/f(0)$) の経時的変化および粘性係数等を調べた。

市販の義歯安定剤においては、水中における繰り返し荷重に対する粘着強さの低下が著しかった。試作品を用いた実験ではCMC-Naの割合が増加するにつれて、初期の粘着力は若干低下するが、高い粘着力と弾力性を長時間持続でき、粘性係数は増加することがわかった。

原稿受付 2018年7月3日, 受理 2018年9月13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 2-6-1)

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 1-3-1-308)

¹ Division of Occlusion & Maxillofacial Reconstruction Department of Oral Function, Kyushu Dental University (2-6-1Manazuru, Kokurakita-ku, Kitakyushu Fukuoka 803-8580)

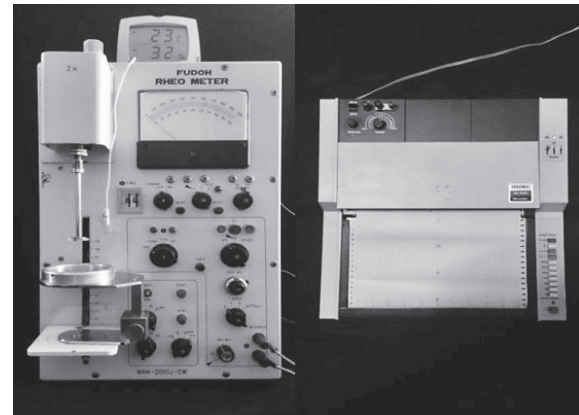
² Biomaterials Research Laboratory (1-3-1-308 minamimachi, Akine, Shimonoseki Yamaguchi 751-0872)

Table 1 Four commercially available denture adhesives used in this investigation

Code	Material	Manufacturer	Lot No.
NP	New Poligrip Additive Free Cream	GlaxoSmithKline	9F5R
PN	Polident Neo	GlaxoSmithKline	774R
TG	Tough Grip cream	Kobayashi	c5001
CC	Correct XZL cream	NIPPON ZETTOC	XD01

Table 2 Six types of specimens used in this investigation

Code	CMC-Na	P (VM/MA)	Purified water
	g	g	g
A	0.5	2	12
B	1.0	2	12
C	2.0	2	12
D	3.0	2	12
E	4.0	2	12
F	5.0	2	12

**Fig. 1** Rheometer and recorder

緒 言

歯科医師の多くは義歯装着患者が義歯安定剤を使用することに否定的であり、適合の良い義歯を製作すれば義歯安定剤は不要であると考えてきた。その後義歯安定剤の物理的ならびに機械的性質の見直しが進み、義歯安定剤の使用は義歯の適合の良否に関係なく維持力と安定性を向上させ^{1,2)}、咬合力を増加させ^{3,4)}、味覚を向上させる⁵⁾などの報告が見られるようになってきた。また一般的な義歯装着患者だけでなく、Sumita⁶⁾らは上顎骨切除術後の無歯顎患者に対して義歯安定剤の使用の有用性を示した。さらに咬合床の安定やろう義歯試適時の患者の不安軽減にも有用であるという報告もある⁷⁾。

しかしながら、義歯安定剤に関する報告は少なく、どのようなレオロジー的性質を有する材料が効果的であるかなどに関しては不明な点も多い。

過去の研究では空気中における実験がほとんどであるが、実際の口腔内は唾液により湿潤状態であり、義歯安定剤は絶えず唾液にさらされ、唾液中に溶解している。そのため空気中における実験では義歯安定剤の水中への溶解は再現できているとは言い難い。

義歯安定剤の主成分は粘着性の高い水溶性高分子化合物であり、アラビアガム、トラガントガム、カラヤガム、デンプン、カルボキシメチルセルロース、ポリエチレンオキシド、メトキシエチレン無水マレイン酸共重合体などが挙げられる⁸⁾。補助成分としては剝離促進剤、乳化剤、水不溶性粉体、湿潤剤、pH調整剤などが含まれて

いる⁸⁾。現在用いられているクリームタイプの義歯安定剤はカルボキシメチルセルロースナトリウム (CMC-Na) とメトキシエチレン無水マレイン酸共重合体 (P (VM/MA)) をベースにしたものがほとんどである。

したがって、本研究ではまず市販の義歯安定剤の水中における粘着強さを参考に、ベース材の CMC-Na と P (VM/MA) の配合比を変えた 6 種類の試作品を作製し、PMMA 板に対する空気中および水中における粘着強さと弾力性、応力緩和試験による水中における相対応力 ($f(t)/f(0)$) の経時変化および試作品作製直後の粘性係数について検討した。

材料および方法

1. 材料

実験に用いた市販の義歯安定剤のコード、商品名、製造会社、Lot No. を Table 1 に示す。また、試作品に用いた CMC-Na (シグマアルドリッチジャパン, Lot. U5939), P (VM/MA) (ISP TECHNOLOGIES, Lot. CC2300057) のコードおよび配合量を Table 2 に示す。CMC-Na の平均分子量 (Mw) は 250,000 でグレードは SAJ 1 級であり、P (VM/MA) の Mw は 1,000,000 でグレードは MS-955 である。

2. 方法

1) 測定装置

すべての測定はレオメータ (RUD-J, 不動工業) およびレコーダ (SS-250F, SEKONIC) を用いて行った (Fig. 1)。

2) 試作品の配合量の決定

試作品の配合量は、臨床経験5年以上の歯科医師5名による官能試験を行って決定した。官能試験はP (VM/MA) 2g, 精製水12gを一定としCMC-Naの配合量を0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0, 5.0gと増やした試作品を5名の歯科医師にプラスチックパチュラを介して10秒間触れさせ、5名とも臨床的に使用可能な稠度か否かを判断させる方法で行った。

3) 粘着強さおよび弾力性の測定

各材料はレオメータの下部プラタン上に設けられたPMMA板(φ20mm×2mm)上に薄く盛り、JIS⁹⁾に示される37±1℃に維持された水槽中に1分間浸漬した後、レオメータに戻し、粘着強さおよび弾力性の測定に供した。粘着強さの測定は9.8Nの繰り返し荷重を連続して加え、それぞれの荷重除去時に生じる粘着強さを計測する方法で調べた。空気中では粘着強さに変化が少ないため10回の測定を繰り返し、それぞれの荷重に対する粘着強さを求め、その平均値を材料の空気中の粘着強さとした。

これに対し、水中では材料の溶解、流出が進むため粘着強さの低下が生じる。このため同一条件での測定を材料がプラタン上からなくなるまで続け、この操作を5回繰り返し、平均値を求め、材料の粘着強さとした。測定条件は荷重速度2cm/min, 試験片の厚さ0.295±0.005mm, 温度は23±1℃の水中とした。

弾力性の測定は初回の荷重開始から荷重除去までの荷重時間に対するその後の繰り返し荷重で生じる荷重時間の変化として捉え、粘着強さを求めた同一チャートより読み取り、求めた。

4) 応力緩和の測定

直径20mmのPMMA板上に厚さ2mmの試験片を作製し、37±1℃に維持した水槽で水中に1分間浸漬する条件を加えた後、23±1℃の水中において荷重速度2cm/minで0.4mmの変位を与え応力緩和を測定した。

(1) 粘性係数の決定

各材料の粘性係数(η)は応力緩和測定により得られた応力緩和曲線をもとにStefanの式¹⁰⁾を用いて求めた。

$$Ft = \frac{3}{4} \pi \eta \left(\frac{a^2}{h^2} \right)$$

但し、 F は荷重、 t は測定開始からの時間、 a は試料半径、 h は試料厚さを示す。

(2) 緩和時間の決定

応力緩和試験の結果、いずれの試料も相対応力($f(t)/f(0)$)が経時的に0に近づくことから単純なMaxwell緩和で近似させ、次式によって緩和時間(τ)を求めた¹⁰⁾。

$$f(t)/f(0) = e^{-\frac{t}{\tau}}$$

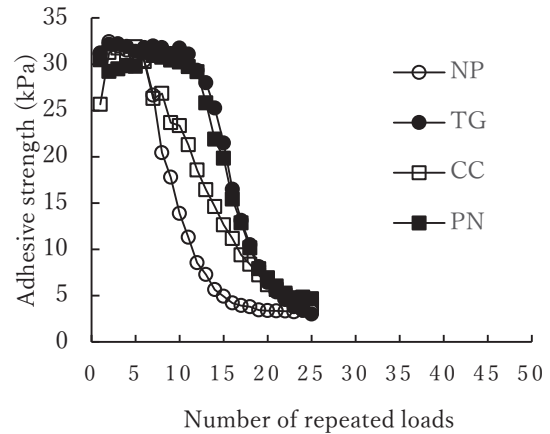


Fig. 2 Variation in adhesive strength of 4 commercially available materials with the number of repeated loads (9.8 N) in purified water (23°C)

$$t = \tau \text{ では } f(\tau)/f(0) = 1/e = 0.36788$$

ただし f は応力、 t は時間、 τ は緩和時間を示す。これらの結果から粘性係数と緩和時間についても調べた。

5) 統計処理

23℃の空気中での試作試料の粘着強さと粘性係数について一元配置分散分析後Tukey法を用いて多群間の比較を行った。なお、帰無仮説はCMC-Naの配合量が変わっても空気中での粘着強さおよび粘性係数の平均値に差はないとし、 $p < 0.05$ で有意差ありとした。統計処理はSPSS Statistics ver.22 (IBM)を用いた。

結 果

1. 市販義歯安定剤の粘着強さ

現在市販されている材料(NP, PN, TG, CC)4種類の水(23℃)における粘着強さと繰り返し荷重の関係をFig. 2に示す。

これよりPNを除く他の材料では、いずれも測定開始後1~2回は粘着強さが上昇する傾向がみられた。その後は30~32kPaの粘着強さを示し、NP, CCでは6~7回付近から、TG, PNでは11~12回付近から30kPa以下の粘着強さに低下し、その後は低下率がさらに大きくなり、PGでは15回、CC, TG, PNでは23回付近でJISの定める5kPa以下となった。

2. 試作品の粘着強さ

試作品の23℃での空気中での粘着強さの比較をFig. 3に示す。これより空気中での粘着強さはAが最も高く28.2kPaを示し、CMC-Naが増加するにつれて粘着強さはわずかに低下し、Fが最も低い23.2kPaを示した。Aの粘着強さは他のすべての試作品と有意差を認め、BはD以外のすべての試作品と有意差を認めた。C~F間には有意差は認められなかった。

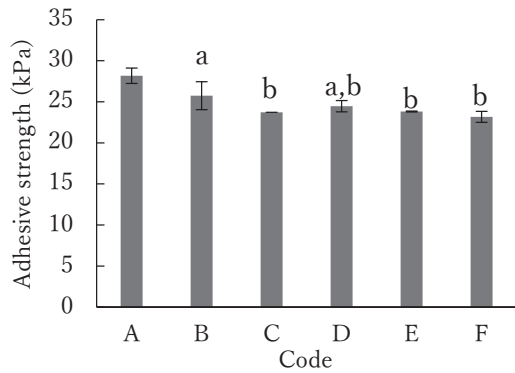


Fig. 3 Variation in adhesive strength of 6 experimental materials in air (23°C)
Identical lower-case letters indicate no significant difference ($p > 0.05$, Tukey's test).

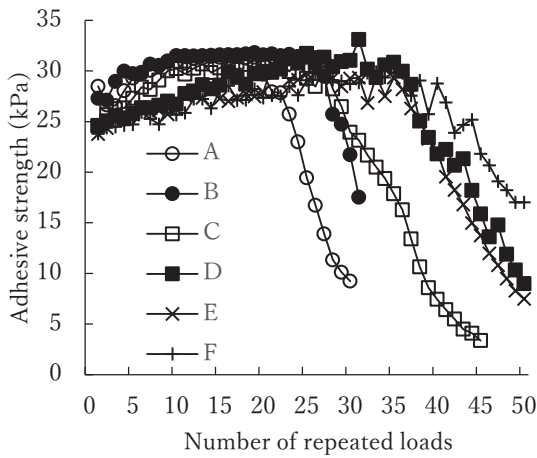


Fig. 4 Variation in adhesive strength of 6 experimental materials with the number of repeated loads (9.8 N) in purified water (23°C)

水中における粘着強さは初期ではAが最も高く28.5 kPaを示し、空気中と同様にCMC-Naが増加するにつれて低下し、Eの23.8 kPa、Fの23.8 kPaが最も低い値を示した。一方、水中試験ではFig. 4にみられるようにAは最も早期に粘着強さの低下がみられ、CMC-Naの割合が増加するにつれて高い粘着強さを維持する期間が長くなり、Fが最も長期にわたって高い粘着強さを示した。

水中試験では本研究で作製した試作品のいずれも市販の商品と比較して初期の粘着強さはわずかに劣るものの長期に渡って高い粘着強さを示した。市販の義歯安定剤は10~15回の繰り返し荷重で大幅に粘着強さが低下したが、作製した試作品は早期に粘着強さが低下するものでも20回以上に渡って高い粘着強さを示した。

3. 試作品の応力緩和

Fig. 5に応力緩和試験の結果を示す。図から明らかな

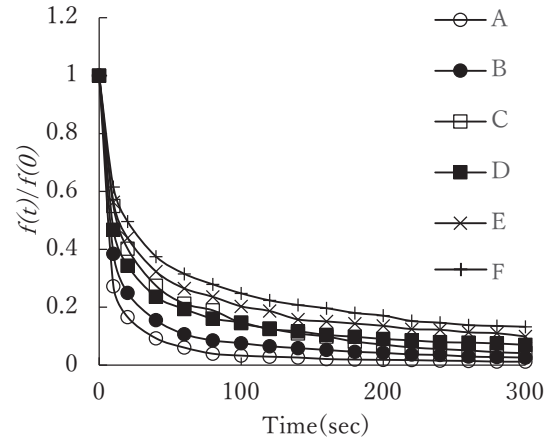


Fig. 5 Variation in relative stress ($f(t)/f(0)$) of 6 experimental materials with time in purified water (23°C)

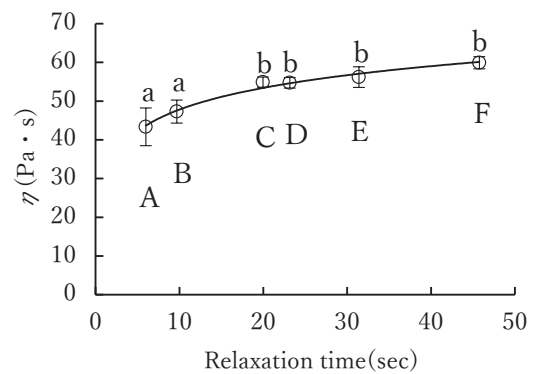


Fig. 6 Variation in viscosity coefficient (η) of 6 experimental materials with relaxation times in purified water (23°C)
Identical lower-case letters indicate no significant difference ($p > 0.05$, Tukey's test).

ようにすべての試作品が著しい応力緩和を示した。応力緩和率はP (VM/MA)の割合が高いほど大であった。相対応力 ($f(t)/f(0)$)は0に近づくことから単純Maxwell緩和とみなして処理した。

4. 粘性係数と緩和時間、CMC-NaとP (VM/MA)の配合比、粘性係数 (η)と粘着強さの関係

粘性係数と緩和時間 (Fig. 6)、CMC-NaとP (VM/MA)の配合比 (Fig. 7)、粘性係数 (η)と粘着強さの関係 (Fig. 8)を示す。これらの図によるとCMC-Naの割合が大きくなるほど η が高く、Fが59.9 Pa·sで最大、Aが43.4 Pa·sで最小であった。A、Bの η はC~Fと有意差を認め、C~F間の η に有意差は認められなかった。緩和時間は η が上昇するにつれて長くなる傾向がみられた。また η が高いほど低い粘着強さを示す傾向がみられた。

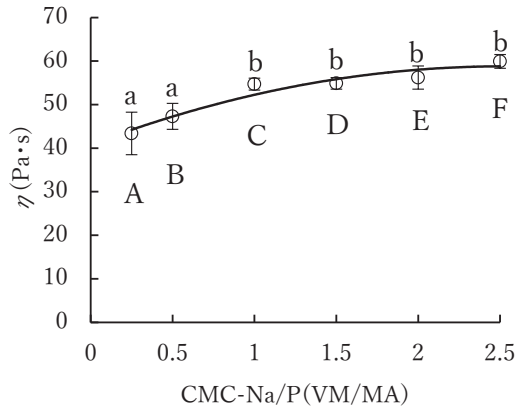


Fig. 7 Variation in viscosity coefficient (η) of 6 experimental materials with mixing ratios of CMC-Na and P (VM/MA) in purified water (23°C). Identical lower-case letters indicate no significant difference ($p > 0.05$, Tukey's test).

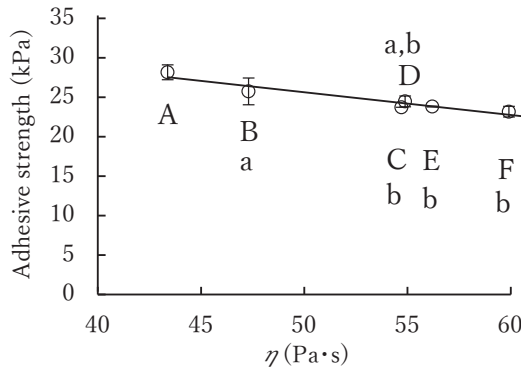


Fig. 8 Variation in adhesive strength (kPa) of 6 experimental materials with viscosity coefficients in purified water (23°C). Identical lower-case letters indicate no significant difference ($p > 0.05$, Tukey's test).

5. 弾力性

試作品の相対弾力性に関して Fig. 9 に示す。この図によると CMC-Na の割合が大きくなるほど相対弾力性の値の低下率は低くなる傾向を示したが、CMC-Na と P (VM/MA) の配合比が 1 以上になるとほとんど差はみられなかった。

考 察

1. 市販の義歯安定剤および試作品の粘着強さについて

JIS では粘着強さは 5 kPa 以上と定められている⁹⁾。当然のことながら本研究ではどの商品も単なる荷重試験においては基準値を大幅に超える粘着強さが観察された。しかし水中での繰り返し荷重試験では、義歯安定剤の水中への溶解が加わったと考えられ、著しい粘着強さの低

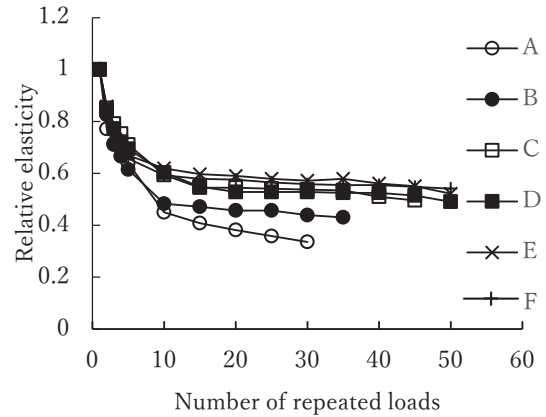


Fig. 9 Variation in relative elasticity of 6 experimental materials with number of repeated loads (9.8 N) in purified water (23°C).

下がみられた。商品によっては短いもので数回の繰り返し荷重で JIS に定められた基準値付近まで低下し、長いものでも 23 回の繰り返し荷重で 5 kPa 付近まで低下した (Fig. 2)。

義歯安定剤の効果は 8 時間以上持続するものの、使用後 2~4 時間で維持力のピークを迎え、その後減少すると報告されている^{11,12)}。しかし著者らの研究では臨床上的での持続時間はかなり短くなるのが推測された。今回試作したものうち、A が市販の義歯安定剤に近い挙動を示し、CMC-Na が増加するにつれて持続時間が増加し、長期に渡って高い粘着強さを維持した。

これらのことから、CMC-Na の配合比を変えることによって義歯安定剤の持続時間をコントロールできることがわかった。食事時にのみ義歯安定剤を使用したい場合は CMC-Na の配合比を小さくして短時間の高い粘着強さを発揮させ、ドライマウスや顎補綴などの通法では十分な維持力が得られないような症例に対しては、CMC-Na の配合比を大きくすることによって長時間維持力を発揮させるなどの使い分けが可能となる。このような義歯安定剤の使い分けが可能になれば、義歯安定剤の必要以上の使用による顎堤粘膜への多量残留が *Candida albicans* による義歯性口内炎を惹起¹³⁾したり、義歯安定剤の大量摂取による健康被害^{14,15)}を防ぐことができる。健康被害の原因は亜鉛であったが、現在市販されている義歯安定剤には亜鉛は含有されていない。しかし今後このような事例を防止するためには使用量を必要最低限にすることが望ましいと考えられる。

試作品の空気中での粘着強さは CMC-Na の割合が増加するにつれて低下した。A の粘着強さは他のすべての試作品と有意差を認め、B は D 以外のすべての試作品と有意差を認めたが、これが臨床的に意味のある差かどうかは今後さらなる研究が必要である。水中では

CMC-Naの割合が増加するにつれて初期の粘着強さは若干低下するが、高い粘着強さを長い時間維持した。これはCMC-Naに対する水分量が減少するためPMMA板に対するぬれが悪くなり、十分な粘着強さが発揮されなかったためと推測できる。しかしCMC-Naは高い溶解性を有し強力な初期の維持力を与えるが比較的短い期間で溶解し効果を失い、P (VM/MA)は溶解しにくく、より長く持続するという研究と一致しなかった¹⁶⁾。これは、Hanら¹⁶⁾がCMC-NaとP (VM/MA)を白色ワセリンおよび流動パラフィンで練和しているのに対し、本研究では精製水で練和したことによる違いであろう。また彼らの実験はISO規格¹⁷⁾の推奨する方法に基づき行われていたが、本研究は水中での一定荷重による繰り返し荷重試験という異なる方法を用いたため試験片の厚みが薄かったことも一つの要因であろう。また本研究では水中での繰り返し荷重試験を行ったため、従来の方法よりも試験片が水中へ溶解するスピードが著しく早かったことも考えられる。実際の口腔内では義歯安定剤は絶えず唾液中に溶解していくため、本研究では水中での繰り返し荷重試験を行うことにより口腔内での状況に近似させ、義歯安定剤の水中への溶解を再現する狙いがあった。そのためJISおよびISO規格とは異なる方法を用いた。さらにJISおよびISO規格では、試料ホルダーとそれに適合するPMMA板を用いて粘着強さの測定を行うが、測定の際にPMMA板側面の影響をなくすために、本研究では2枚のPMMA板を用いて測定を行った。

商品にはpH調整剤、乳化剤など粘着強さを低下させる多くの成分が含まれ⁸⁾、組成の割合についても明記されていないため単純に比較はできないが、今後の商品開発に向けて有益な情報が得られた。

2. 試作品の応力緩和について

相対応力時間曲線ではいずれの試作品も著しい応力の緩和が観察された。本研究の組成範囲では、水に対する粉末量の少ない試作品ほど粘度が下がり流れやすくなるため応力の緩和が著しくなったものと考えられる。粘性係数、緩和時間、材料の配合比、粘着強さ等の間にはそれぞれ次のような関係がみられた。

1) 粘性係数と緩和時間の間には当然のことながら粘性係数が高くなると緩和時間は長くなった。これはCMC-Naに対する水が不十分となり、ぬれが悪くなったためと考えられる。

2) 今回の実験では、試作品A、Fの混水比には約2.8倍の差がある。しかしCMC-NaとP (VM/MA)は、ぬれ、溶解速度がそれぞれ異なる。そのため粉末の混合比が異なるものでは混水比の影響について検討できない。これらの点については今後のさらなる研究が必要である。

3) CMC-Na/P (VM/MA) 配合比が大きくなると粘性

が高くなり粘着強さは低下し、粘性係数と粘着強さの間には直線関係がみられた。一般的に二枚の板の接合力は床の大きさ(円盤の半径)、床の適合性(2枚の円盤に介在する液体の厚み)、床用材料の親水性(介在する液体の接触角)、介在唾液の粘度(液体の粘度)で決まると報告されている¹⁸⁾。また他の研究では材料の厚みが薄いほど粘着強さが高くなり、材料層の厚さが減少するにつれて粘着強さが指数関数的に増加し、材料の厚みによる影響が材料の種類による影響よりもはるかに大きいと報告されている¹⁹⁾。本研究での粘着強さの測定は一定荷重を繰り返し加えるという方法で行ったため、粘性係数が低いものほど試験片の流動性が高まり、また粘性係数が低いほどPMMA板に対してぬれがよかったと推測でき、これらの報告と一致する。またC~Fの粘着強さの間には有意差が認められなかったため、CMC-Na/P (VM/MA) 配合比が1以上になれば本研究の配合比内では、配合比が大きいくほど粘着強さの持続時間が長いので有利であると推測できる。しかしCMC-Naの割合が増加すると粘性係数が増加するため、材料の広がりやすさが低下し介在する義歯安定剤の厚みが大きくなってしまふということが推測される。

3. 弾力性について

試作品の弾力性が低下していくということは初期の状態からレオロジー的性質が変化していると考えられる。弾力性の観点から考えると、A、Bに比べC~Fの方が材料の変化が少なく優れており、CMC-NaとP (VM/MA)の配合比が1以上になることが望ましい。

結 論

実験に使用した市販の義歯安定剤は、いずれも水中での繰り返し荷重試験に対し、溶解が激しく、粘着強さの低下が著しいことがわかった。市販の義歯安定剤のベースとなっているCMC-NaとP (VM/MA)を配合した試作品は、CMC-Naの割合を増加させることにより初期の粘着強さを若干低下させるが、高い粘着強さの持続時間の向上、粘性係数の増加、弾力性の低下の軽減が可能とわかった。またCMC-Na、P (VM/MA)の混合比あるいは混水比を変化させることによるレオロジー的性質の変化が明らかとなった。これによって義歯安定剤の粘着強さや弾力性の持続時間などをある程度コントロールすることができ、患者のニーズに合わせた義歯安定剤を提供することが可能になるであろう。今後はその他の成分の影響についても検討する必要がある。

文 献

- 1) Munoz CA, Gendreau L, Shanga G, Magnuszewski T, Fernandez P, Durocher J. Clinical study to evaluate denture

- adhesive use in well-fitting dentures. *J Prosthodont* 2012 ; 21 : 123-129.
- 2) Tarbet WJ, Boone M, Schmidt NF. Effect of a denture adhesive on complete denture dislodgement during mastication. *J Prosthet Dent* 1980 ; 44 : 374-378.
 - 3) Kalra P, Nadiger R, Shah FK. An investigation into the effect of denture adhesives on incisal bite force of complete denture wearers using pressure transducers — a clinical study. *J Adv Prosthodont* 2012 ; 4 : 97-102.
 - 4) Psillakis JJ, Wright RF, Grbic JT, Lamster IB. In practice evaluation of a denture adhesive using a gnathometer. *J Prosthodont* 2004 ; 13 : 244-250.
 - 5) Kapur KK. A clinical evaluation of denture adhesives. *J Prosthet Dent* 1967 ; 18 : 550-558.
 - 6) Sumita YI, Otomaru T, Taniguchi H. Effects of a denture adhesive in edentulous patients after maxillectomy. *Gerodontology* 2012 ; 29 : e645-e649.
 - 7) Slaughter A, Katz RV, Grasso JE. Professional attitudes toward denture adhesives : a Delphi technique survey of academic prosthodontists. *J Prosthet Dent* 1999 ; 82 : 80-89.
 - 8) 浜田泰三, 村田比呂司, 夕田貞之, 玉本光弘, 貞森紳丞. 義歯安定剤. 第1版 : デンタルダイヤモンド ; 2006. p.33-39.
 - 9) JIS T 6525-1-2013. 義歯床安定用こ(糊)材—第1部 : 粘着型義歯床安定用こ(糊)材. 日本工業規格
 - 10) 井本立也. 概説レオロジー(上). 第1版 : 東京化学同人 ; 1982. p.63-65, 72-76.
 - 11) Grasso JE, Rendell J, Gay T. Effect of denture adhesive on the retention and stability of maxillary dentures. *J Prosthet Dent* 1994 ; 72 : 399-405.
 - 12) Ozcan M, Kulak Y, de Baat C, Arikan A, Ucankale M. The effect of a new denture adhesive on bite force until denture dislodgement. *J Prosthodont* 2005 ; 14 : 122-126.
 - 13) Stafford GD, Russell C. Efficiency of Denture Adhesives and their Possible Influence on Oral Microorganisms. *J Dent Res* 1971 ; 50 : 832-836.
 - 14) Doherty K, Connor M, Cruickshank R. Zinc-containing denture adhesive : a potential source of excess zinc resulting in copper deficiency myelopathy. *Br Dent J* 2011 ; 210 : 523-525.
 - 15) Nations SP, Boyer PJ, Love LA, Burritt MF, Butz JA, Wolfe GI, et al. Denture cream : an unusual source of excess zinc, leading to hypocupremia and neurologic disease. *Neurology* 2008 ; 71 : 639-643.
 - 16) Han JM, Hong G, Hayashida K, Maeda T, Murata H, Sasaki K. Influence of composition on the adhesive strength and initial viscosity of denture adhesives. *Dent Mater J* 2014 ; 33 : 98-103.
 - 17) ISO 10873-2010. Dentistry - Denture adhesives, 1st ed, ISO Copyright office.
 - 18) Iida Y. Physical factor in denture retention. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1975 ; 22 : 113-116.
 - 19) Kano H, Kurogi T, Shimizu T, Nishimura M, Murata H. Viscosity and adhesion strength of cream-type denture adhesives and mouth moisturizers. *Dent Mater J* 2012 ; 31 : 960-968.