原 著 論 文

ポリスルホン樹脂をリベースした義歯床の物理的性質について

南野 裕

Properties of Denture Base Rebased Polysulfone

Yutaka Minamino

Abstract : The bonding and fracture strengths between denture base materials and rebasing materials were examined in two different models (the standard specimens and the bite plate models). The polysulfone (PSF) and polymethylmethacrylate (PMMA) were used as denture base materials and rebasing materials respectively.

The results were as follows :

1. PSF joined with PMMA well in the tensile tests, and PSF had a higher bonding strength than PMMA.
2. When PSF was used as the rebasing material in the bite plate model, the fracture strength of the bite plate model was increased.
3. When PSF rebased PMMA, the fracture strength of the bite plate model decreased and the mechanical strength of PSF was lost.
4. When the bite plate model rebased PSF at the palate, the crack line was short.
5. The thickness of the bonding surface needed to be at least 1.8 mm, when PSF was used as the rebasing material.
6. In comparison with PMMA, PSF was more effective in thick models.

Key words : polysulfone (PSF), polymethylmethacrylate (PMMA), rebasing, fracture strength

I. 緒 言

わが国の高齢化社会の招来とともに、義歯を装着する人口が増加する傾向にあり、その深化の速度は諸外国に例をみないといわれている。それゆえに、日常の臨床において有床義歯による補綴処置が増加することが予想されている¹⁾。しかも有床義歯は、口腔内に装着してから日数の経過とともに顎堤形態の増齡的变化、病的变化により、不適合状態を呈し、この状態で義歯を長期間使用すると、義歯の動揺による慢性の機械的刺激が粘膜に加わって悪影響を及ぼし、さらに不適合が増大する²⁾。したがって、不適合が生じた場合、常温重合レジン、加熱重合レジンなどを用

いたリベース法、リライニング法を行い、再適合をはかる必要がある^{3,4)}。今日のリベース用材料の大部分を占めているのはポリメチルメタクリレート樹脂であり、加熱重合型のものと常温重合型のものが臨床的に使用されているが⁵⁾、強度が十分であること、口腔内・液体内における寸法安定性に優れること、吸水性・溶解性の少ないことなどの床用材料の要求される条件を満足するには至っておらず、多方面での改良・改善が望まれている。

一方、高分子材料の研究開発は、一般工業界のみならず、医療の分野においても各種の床用材料として応用がはじめられ⁶⁻¹²⁾、ポリスルホン樹脂やポリエーテルスルホン樹脂などのエンジニアリングプラスチック^{13,14)}が義歯床用レジンとして応用され始めてきた¹⁵⁻²⁴⁾。これらの新しい床用材料は、ポリメチルメタクリレート樹脂に比べ、靱性や耐摩耗性などの理工学的性質に優れ、吸水性と溶解性が小さく、残留モノマーがほとんどないなどの長所が報告されている²⁵⁻³⁵⁾。しかしながら、ポリスルホン樹脂のこ

明海大学歯学部歯科補綴学第一講座（指導：柳生嘉博教授）
1st Department of Prosthetic Dentistry, Meikai Univ., School of Dentistry (Director : Prof. Yoshihiro Yagiue)
平成6年7月25日受付

表 1 使用材料

Materials used in this study

Materials	Manufacturer	Code
Polysulfone	Wako industries corp.	PSF
Polymethylmethacrylate	GC dental products corp.	PMMA

表 2 試験片の処理方法

Mechanical properties of PMMA and PSF

Base	Rebase material	Treatment	Code
PSF	PMMA	PRIMER®	PSF-PMMA
PMMA	PMMA	non treatment	PMMA-PMMA
PMMA	PSF	ADHESIVE®	PMMA-PSF
PSF	PSF	non treatment	PSF-PSF

のような優れた強度特性をリベース法（換床法）に応用した報告はみられない。そこで著者は、リベース材としてポリスルホン樹脂を義歯床に応用し、破壊に至までの強度変化を検討し、ポリスルホン樹脂をリベースした義歯床の物理的性質を検討する目的で実験を行った。

II. 実験材料および方法

1. 実験材料

実験には、ポリメチルメタクリレート樹脂とポリスルホン樹脂の2種類を用いた。材料名、製造会社名、略号を表1に示す。本実験においてはポリスルホン樹脂床にポリメチルメタクリレート樹脂、ポリスルホン樹脂をリベースした場合の2種類と、ポリメチルメタクリレート樹脂床にポリスルホン樹脂をリベースした場合の1種類と、比較対象としてポリメチルメタクリレート樹脂床にポリメチルメタクリレート樹脂をリベースした場合の計4種類を選択した。

表2には試料の組合せ、処理方法ならびに略号を示す。なお、以下本論文中ではポリメチルメタクリレート樹脂をPMMA、ポリスルホン樹脂をPSFと略す。

2. 実験方法

1) 実験1 引張試験

試験片中央部幅3.0 mmをリベース材、両端を基材として試験片の規格を行い、メーカー指示に従って基材を作製し、接合面を耐水研磨紙（#600）にて研磨を行った。その後リベース材を通法に従って付与し、耐水研磨紙（#800）にて仕上げ研磨を行い試料とした（図1）。この試料を表2の4種類の組合せについて各5個作製し、引張試験に供した。引張試験は、万能試験機IS-5000®（島津製作所）を使用し、標点間距離9.0 mm、クロスヘッドスピード1.0 mm/min、室温25±1°Cで実験を行った。さらに、引張試験の終了した試料の基材側、リベース材側に通法に

図 1 引張試験片
Specimens for tensile test

図 2 口蓋部カットライン
Cut line of bite plate model

図 3 咬合堤模型
Bite plate model

従い金蒸着を施し、走査型電子顕微鏡（日本電子社製）により破壊状態の観察を行った。

2) 実験2 咬合堤模型による破壊試験

試験片の作製は、上顎無歯顎模型N4®（ニッシン）とワックス製の咬合床を用いた。基材側の作製は、石膏模型上に口蓋カットラインを設定し（図2）、その上にワックス製咬合床を装着し、切断面が模型粘膜面に垂直になるよう咬合床の口蓋部をカットし、メーカー指示に従い作製後、研磨を行って基材とした。リベース材は試験片の口蓋カット部に均一な厚さになるように、通法に従って付与し（図3）、耐水研磨紙（#800）にて仕上げ研磨を行い、試料とした。その他の条件は実験1と同様に設定した。荷重方法の概略を図4に示す。前述の方法にて作製した試料を万能試験機に設置し、上方圧盤に装着した曲げポンチにて試料の正中矢状線上約1/2（口蓋正中最深部）を粘膜方向より荷重負荷し、破壊時最大荷重量の測定と破壊部位の観察を行った。

なお、室温その他の実験条件は実験1と同様に行った。また同試料において、口蓋部に応力塗料クラックスSC®（マークテック社）を塗装し、破壊試験と同様に荷重負荷

図 4 破壊試験荷重方法
Method of fracture test

図 5 定型試験片
Standard specimen

し、ひずみ・応力分布の様相を観察した。

3) 実験 3 定型試験片による三点曲げ試験

実験 3 に使用した試料を図 5 に示す。基材—リベース材としての強度を知るため、実験 3 では咬合堤模型を単純化した定型試験片による三点曲げ試験を行った。また、実験 2 の咬合堤模型による破壊試験と比較を行うため、咬合堤模型の荷重部分での基材、リベース材の割合と同比率になるように定型試験片を作製し、リベース材の幅を 20.0 mm とした。支点間距離については、咬合堤模型の正中矢状線上約 1/2 (口蓋正中最深部) の部分で人工歯相当部間の距離を規準に 40.0 mm と設定し実験を行った。荷重方法、その他の条件を実験 1, 2 と同様に行い、最大荷重量の測定と破壊部位の観察を行った (図 6)。

4) 実験 4 定型試験片での厚さの影響

実験 3 と同様の定型試験片で厚さの異なる試験片を作製し、三点曲げ試験を行った。厚さは臨床で用いられている上顎全部床義歯の厚さを規準に 2.0 mm, 1.5 mm, 1.0 mm の厚さのものを作製した。試験片の作製、実験条件は、実験 3 と同様の条件下に行い、破壊時最大荷重量の測定と破壊部位の変化について検討した。

5) 実験 5 最終リベース状態での破壊試験

本実験に用いた咬合堤模型の口蓋部のみのリベース状態ではなく、実際の臨床で行われているリベース状態に近い試験片を用いた破壊試験を行った。実験 5 で用いた試験片

図 6 三点曲げ試験荷重方法
Method of three points bending test

図 7 最終リベース状態の咬合堤模型
Rebased bite plate model

図 8 引張試験結果
Tensile strength of four different specimens

を図 7 に示す。実験の条件および試料の作製は実験 2 と同様に設定した。また、すべての実験結果は、得られた値を平均し、各組合せ間について Student の t-検定を行い、有意差を判定した。

III. 実験結果

1. 実験 1 引張試験

引張試験の結果を図 8 に示す。PMMA-PSF の組合せが他の組合せより強い引張強さを示し、PMMA-PMMA, PSF-PSF の組合せに対し危険率 5% で有意差が認められた。引張試験後の試料破断面の基材側、リベース材側の走査型電子顕微鏡像を図 9~12 に示す。

PSF-PMMA においては、基材側、リベース材側とも

図 9 PSF-PMMA の走査型電子顕微鏡像
Scanning electron micrographs (SEM) of PSF-PMMA

図 11 PMMA-PSF の走査型電子顕微鏡像
Scanning electron micrographs (SEM) of PMMA-PSF

図 10 PMMA-PMMA の走査型電子顕微鏡像
Scanning electron micrographs (SEM) of PMMA-PMMA

図 12 PSF-PSF の走査型電子顕微鏡像
Scanning electron micrographs (SEM) of PSF-PSF

に類似した像を示し、PSF と PMMA の混在した像が観察された。破壊部位はリベース部よりの接合部であった。PMMA-PMMA では、相互の PMMA が引きちぎられ、大きな葉状を呈している像が観察された。破壊部位は接合部付近で生じた。PMMA-PSF では、基材側、リベース材側ともに、引きちぎられた像が観察された。破壊部位は接合部に生じた。PSF-PSF では基材側、リベース材側ともに、引きちぎられた像と細かくあれた表面像が観察された。破壊部位は接合部に生じた。

2. 実験 2 咬合堤模型による破壊試験

咬合堤模型による破壊試験の結果を図 13 に、各試料の破壊パターンを図 14 に示す。PMMA-PMMA に対し、PMMA-PSF が危険率 1% で有意に大きな値を示し、約 15% の荷重量の上昇が認められた。PSF-PMMA は試料中最小の破壊時荷重量を示し、PSF-PSF の約 50% の破壊時荷重量であった。各組合せ試料における代表的な破壊の部位の観察結果では、先に設定した基材ーリベース材の接合部での破壊は起こらず、PSF-PMMA では、基材ーリベース材の接合部において破壊ラインの方向が変化する傾向を示した。PMMA-PMMA では、口蓋正中矢状線に沿って直線的に破壊ラインが生ずる傾向にあった。また、この組合せのみ破壊が完全に起こり、試験片を左右に

図 13 咬合堤模型破壊試験結果
Fracture strengths of bite plate models

二分断する傾向も示した。PMMA-PSF においては、破壊ラインがリベース材である PSF 内にとどまり、接合部付近にまで到達するが、基材中には至らない傾向を示した。PSF-PSF は、破壊ラインが直線的ではなく、ゆるやかな S 字状を呈し、その長さは試料中最短の傾向を示した。

図 14 各試料の破壊パターン
Fracture patterns

図 15 応力塗料による表面ひずみの発現部位と様相
Aspect of strain

応力塗料による破壊時表面引張りひずみの発現部位とその様相を図 15 に示す。荷重部直下の破壊ラインにほぼ平行に亀裂が生じ、その亀裂が床後縁にまで延長している像が観察され、床後縁部から口蓋正中部にかけての引張応力の存在が認められた。また、荷重部を中心とした放射状の亀裂も認められ、荷重部における放射状の引張応力の存在も確認された。

3. 実験 3 定型試験片による三点曲げ試験

2.0 mm 定型試験片 (2.0 mm と略す) の三点曲げ試験結果を図 16 に示す。咬合堤模型での破壊試験と同様に、PSF をリベース材として用いると、破壊強さが上昇傾向を示した。特に PMMA-PMMA に比較して PMMA-PSF においては、PSF をリベースすることで約 20% の

図 16 2.0 mm 定型三点曲げ試験結果
Three points bending strength of specimen (2.0 mm)

図 17 三点曲げ試験結果 (厚さによる違い)
Three points bending strength four different thicknesses specimens

強度上昇が認められた。また、PSF-PSF に比較して PSF に PMMA をリベースすると、約 35% の強度低下が認められた。t-検定ではすべての組合せに有意差が認められた。

4. 実験 4 定型試験片での厚さの影響

厚さの変化による三点曲げ試験結果では、2.0 mm, 1.5 mm, 1.0 mm と厚さが減少するに伴い、破壊強さが低下し、明らかに弱化していく傾向が認められた。また、破壊部位の観察では 2.0 mm においては荷重部直下の中央であったのに対して、1.5 mm, 1.0 mm では基材-リベース材の接合部へと移行する傾向が認められた。特に 2.0 mm と 1.5 mm 間でその傾向は強く現れた。これは試料の厚さ減少に伴う接合力の低下によるものと考え、2.0 mm と 1.5 mm の中間的厚さの 1.8 mm 定型試験片 (以下 1.8 mm と略す) を同様に作製し、比較検討した結果を図 17

図 18 最終リベース状態の咬合堤模型破壊試験結果
Fracture strength of rebased bite plate model

に示す。1.8 mm の試料は、2.0 mm の破壊強さよりはやや劣るものの、1.5 mm の破壊強さより比較的標準偏差の小さい安定した強さを示し、t-検定では有意差を認めなかった。また破壊部位は、2.0 mm と同じ荷重部直下である試料中央部であった。

5. 実験5 最終リベース状態での破壊試験

図 18 に最終リベースを行った咬合堤模型による破壊試験結果を示す。PSF をリベース材に用いた場合の破壊強さが、PMMA を用いた場合と比べ、破壊強さの著明な上昇傾向が認められた。また、PSF-PMMA と PMMA-PMMA 間の差がなくなり、PMMA-PSF と PSF-PSF 間の差もなくなった。

IV. 考 察

加熱重合レジン（ポリメチルメタクリレート樹脂）を用いた間接法でのリベース法は、物理的強度の不十分さ、吸水による変質、劣化などの点で、リベース材料として十分ではない³⁶⁾。そこで今回、優れた理工学的物性を有する PSF を間接リベース法に応用した場合、物理的強度特性がどのように影響されるかを検討した。

1. 試験方法について

PSF をリベースした義歯床の物性を検討するに先立ち、PMMA に対して PSF が接着しないという報告³⁷⁾がある。したがって、PMMA と PSF の接合強さについて検討する必要があるように考えられる。そこで引張試験（実験 1）を用いて、強度の確認を行った。本実験で用いる試料は基材部、リベース材部、接合部の三者が存在するため、どの部分で破壊が生ずるかは定かではない。したがって、試験片の規格は、接合部と被着体の物性をも同時に計測で

きる形態とした（図 1）。また標点間距離については、基材—リベース材—基材が 1:1:1 になるよう 9.0 mm に設定し、基材、リベース材に同等の力が加わるよう考慮した。引張強さは接合面の状態に大きく影響されるため、本実験では接合面を耐水研磨紙（# 600）にて研磨を施して接合面を均一化し、実験に供した。

引張試験結果では、PMMA-PSF の組合せが、他の組合せより標準偏差が小さく、強い引張強さを示し、PMMA-PMMA、PSF-PSF の組合せに対し、危険率 5% で有意に大きな値を認めた（図 8）。この結果と杉田ら³⁷⁾の報告結果との相違は、基材—リベース材の接合時における処理方法の相違と考えられる。本実験では PMMA への PSF 接合時に専用液（アドヒシブ[®]）塗布を行ったため、PMMA-PSF の接合が起こり、そのため強い引張強さが得られたと考えられる。木村ら³⁸⁾は、23% PSF ドープセメント（クロロホルム+PSF）を用いて PSF の溶接を行い、引張および曲げ強度ともに、突き合わせ継手で、溶接効率は約 50% にまで達すると報告している。本実験で使用した専用液（アドヒシブ[®]）の組成はポリカーボネイト樹脂（PC）とジクロロメタンを合成したもので前述の木村らの報告に使用された 23% PSF ドープセメントに近い組成であり、同様の効果があると考えられる。つまり、PMMA への PSF 接合時の専用液（アドヒシブ[®]）塗布は強い接合力を得るために大きく貢献していると考えられる。

また、引張試験結果を木村ら³⁸⁾の報告と比較すると、接合部の引張強さは劣ることがなく、逆に強い結果を得たことをも加味すると、専用液（アドヒシブ[®]）塗布を伴った PMMA への PSF の接合は優位性があると考えられる。しかしながら、どれ位の接合力があれば十分とするのかは、いまだ報告が少なく、定かではない。そこで、本実験では、従来の PMMA-PMMA の引張強さとの比較、および破断面の観察によりその判定を行った。つまり、破断面の走査型電子顕微鏡像の観察では、界面からの剝離は認められず、PMMA-PSF の引張強さが、臨床に应用されている PMMA-PMMA より強い引張強さを得たことから、恐らく PMMA-PSF の方法は、臨床に应用できる接合強さを持つと期待される。以上のことを踏まえた結果、PMMA と PSF の接合は使用可能と考え、実験 2 では実際の臨床に近い形態を持つ咬合堤模型による破壊試験を行った。咬合堤模型による破壊試験では、応力存在下における接合部の強度と破壊強さの検討を行うため、図 3 に示す咬合堤模型のリベース部を、新倉の報告³⁹⁾の口蓋部に存在する表面引張応力部である B、B' を基材、リベース材の接合部とし実験を行った（図 19）。今回の実験では接合面厚さが均一になるよう接合面の設定を行ったため、咬合堤模型の中央部に接合面を設定するのは困難と考えた。また、表面引張応力は図 19 の A 点で最大値となっているが、

この点は荷重点でありそのために表面引張応力値が最大となったと報告されているため、接合面は前述の B, B' に設定した。咬合堤模型による破壊試験では、基材-リベース材接合部の調整も困難であり、試料作製時における誤差も生じやすく、咬合堤模型の変形シェル構造による強度増大の要因も大きく関与するという報告^{39,40)}もある。そこで、基材-リベース材としての強度を知るため、実験 3, 4 では咬合堤模型を単純化した定型試験片による三点曲げ試験を行った。

2. 破壊強さについて

1) 咬合堤模型の場合

実験 2 の結果より、すべての試料において接合部での破壊は認められず、PMMA-PMMA に対し、PMMA-PSF が危険率 1% で有意差を認めた(図 13)。これは PSF をリベース材に用いることで、破壊に至るまでの荷重量が増大し、荷重に対する抵抗性が上昇傾向になるためと思われる。しかしながら逆に、PSF に PMMA をリベースすると、荷重量が減少し、荷重に対する抵抗性が PSF-PSF に比べ、低下傾向を示した。この荷重に対する抵抗性が低下傾向を示したのは、PMMA の理工学的性質が PSF に比べて弱いため³²⁾と考えられ、リベース部および荷重部でもある PMMA が荷重負荷に対し抵抗しきれず、破壊してしまうために PSF の持つ強度が発揮できなくなってしまうために生ずる結果であると考えられる。吉田ら⁴¹⁾はモノマー液のみを試料に塗布し、たわみを与えると PSF では亀裂および破折を生ずると報告し、その理由としてモノマーの浸透による PSF の分子間結合が切断されるためと報告している。そこで今回の実験ではモノマーの浸透を防ぐため PSF の表面に専用液(プライマー[®])の塗布を行い、実験に供したことで PSF への PMMA 接合の際に生ずる接合部における亀裂や破折は認められず、荷重部からの破壊が生じたことから、専用液(プライマー[®])はモノマーによる悪影響を阻止する働きのあることが認められた。つまり、専用液(プライマー[®])塗布はモノマー液による PSF の強度低下を軽減する有効な方法であると思われる。

破壊ラインの観察ではリベース材に PSF を用いた場合において破壊ラインの短小化と、床を完全に分離破断させない効果のあることが認められた。これは、PSF の有する理工学的性質の特に曲げ強さによるものと考えられ、臨床における全部床義歯破折の防止に大きく貢献するものと思われる。これらの結果より荷重部および応力集中部だけに強度の強い材料を使用することで、その咬合堤模型全体の破壊に対する抵抗性が有意に上昇することが推察される。この結果は、高山⁴¹⁾のカーボン繊維クロスを強化材とした補強効果の報告と比較すると、ほぼ類似した結果であり、PSF をリベースすることで補強効果が可能であると

図 19 リベース部の設定 (新倉³⁹⁾から引用)
Institution of rebase area (Niikura, K³⁹⁾)

考えられる。また、PSF を用いたリベース法は、技工操作においても高山^{41,42)}のカーボン繊維クロスをレジン填入時に埋入する操作も必要なく、外観上も気にならない程度の変化であり、PSF によるリベース法は技工操作や、外観などの点においても有効であると思われる。

応力塗料による表面引張応力の観察では、床後縁部から口蓋正中部にかけての大きな表面引張応力の存在が認められ、新倉の報告^{39,40)}、杉田⁴³⁾と一致する結果を得た。一方、PSF による接合部を含むリベース法は、破壊ラインの観察による結果からもわかるように、リベース後の義歯を一体化させる傾向があると予想される。したがって、臨床における破壊の減少には、破壊好発部位特に口蓋部を含んだ PSF 応用が有効な手法ではないかと考えられる。

2) 定型試験片の場合

咬合堤模型を単純化した単一構造の 2.0 mm 定型試験片(2.0 mm と略す)で三点曲げ試験を行った結果、咬合堤模型での破壊試験結果と同様に PSF をリベース材として用いると、破壊強さが上昇し PMMA-PMMA に対し、PMMA-PSF では約 20% の強度上昇が認められた(図 16)。定型試験片での実験は、構造的な強度の増加は得られず、その材料自身の機械的強度に大きく影響される。また临床上、レジン床にかかる荷重は主として曲げ応力として作用するものと考えられ、接合部を含めた試料はレジン床に生じる曲げ応力に対応しなければならない。しかしながら、PSF をリベース材に使用した組合せの強度は、PMMA を用いた場合より有意に上昇傾向を示し、逆に PSF に PMMA をリベースするとその強度は低下を示す。つまり、応力が頻繁に生じる部分の強度が応力によく対応することが大切となってくる。したがって、応力が集中する部分の機械的強度を大きくすることは、その物体全体の

強度をも上昇させることになると考えられる。臨床において、レジン床義歯の機械的強度を大きくするには補強線を埋入するかもしれないが床の厚みを厚くする方法がとられている。しかしながら補強線埋入による補強効果は効果的とはいえず²²⁾、厚さの増加による補強も装着感の不良および外観上有効な手段とは考え難い。このような観点からもPSFの使用による物理的強度の増大は有効であると考えられる。以上の結果は咬合堤模型の結果と比較してもほぼ類似した傾向を示し、定型試験片を用いた実験にて義歯の機能および装着感に重要な厚さの要因について次に検討した。その結果、2.0 mm、1.5 mm、1.0 mmと厚さが減少するに伴い、破壊強さが低下し、明らかに弱体化していく傾向が示された。

また、破壊した試験片を観察すると、破壊部位は2.0 mmにおいては荷重部直下の中央であったのに対して、1.5 mm、1.0 mmでは基材-リベース材の接合部へと移行する傾向を示した。また1.8 mm定型試験片との比較検討を行った結果では、2.0 mmの破壊強さよりはやや劣るものの、1.5 mmの破壊強さより比較的標準偏差の少ない結果を示し、破壊部位は荷重部直下である試料中央部であった。特にPMMA-PSFにおいて強さの回復が認められた(図17)。この結果の原因として考えられることは、第一に厚さの減少に伴う被着面積の減少によるもの、第二に厚さの減少に伴う専用液(アドヒシブ[®])塗布面が同時に減少し、専用液(アドヒシブ[®])による接合効力面積が減少したためと、第三に専用液(アドヒシブ[®])塗布量減少による接合力の低下によるもの、第四には被着面積の減少により接合操作時に必要な熱伝達が効率よく行われなかったために、接合が不十分となったものと考えられる。しかしながら、PMMA-PSFの破壊強さの回復が1.5 mmの場合と1.8 mmの場合では約2倍の破壊強さの違いがあることから、接合面積の減少による専用液(アドヒシブ[®])塗布量減少とそれによる熱伝達の不十分さの両方が大きく影響していると推察される。したがって、PMMA-PSFのリベース時における試料の厚さは大変重要となり、突き合せによるリベース法を行うときには少なくとも1.8 mm以上の厚さが必要で、より広範囲の接合面の設定が肝要であると思われる。

3) 最終リベース状態の場合

PSFをリベース材に用いた場合の破壊強さがPMMAを用いた場合と比べて、有意に破壊強さの上昇を示した(図18)。これはPSFの持つ機械的強度が著明に現れ、義歯としての強度を上昇させる有効な方法であることを示唆していると考えられる。実験5では人工歯を使用せず、一塊になった馬蹄形の基材を用いたのにもかかわらず、基材による破壊強さの差がほとんど生じなかったことから、リベース部の材料が破壊強さに大きく関与していると推察できる。三田の報告⁴⁴⁾では床の破壊は正中破壊で、前歯部か

ら義歯床の前後に向け進行すると報告され、切歯乳頭部での顕著な引張応力の発生を指摘している。しかしながら、リベース材にPSFを使用すると上唇小帯ノッチ部、切歯乳頭部を含む引張応力部に対する抵抗性が向上傾向を示し、結果として破壊を少なくすることが可能であると思われる。また、通常臨床のPMMA床において行われている補強線を用いる方法では、補強線を埋入するための義歯床の厚が必要で、なおかつ埋入の技術も必要となってくる。これに対しPSFを用いたリベース法では補強線埋入の操作も必要なく、床の厚さの考慮も必要ないため、より簡便で、かつ操作性もよく、義歯の強さの向上に有効な方法であると考えられる。ところが、実際の臨床においての破折修理および直接口腔内リベース法では常温重合レジンによる直接筆積み法や練和した常温重合レジンによる修復が主であり、広範囲にモノマー液の接触が考えられる。これらの場合においては十分な専用液(プライマー[®])塗布が必要で、モノマー液によるPSFへの悪影響を防止しなければならない点や、義歯作製時および間接リベース法などを行う際、専用の模型材、埋没材、圧縮成形機などを必要とする点においては従来のPMMA床と比べ、コストおよび操作などの点でやや面倒なところも存在する。今回の著者の実験では基材-リベース材の接合はすべて突き合せであるにもかかわらず、試料の破壊強さは向上傾向を示した。臨床における間接法によるリベース法は突き合せによる接合は少なく、ほとんどの場合が張り合せや、重ね合せによる接合が多く、接合部は今回の実験より広範囲であるため強固な接合が得られると予想される。したがって、義歯床のリベース材にPSFを適用した場合は床の強度向上に大きく寄与するものと期待される。また、実験5の結果を2.0 mm咬合堤模型での結果と比較をすると、PSFをリベース材に用いると厚さの減少にもかかわらず、破壊強さの変化はほとんど認められなかった。しかしながら、PMMAをリベース材に用いると約30%前後の破壊強さの低下をきたすことが認められ、PSFをリベース材に用いることでレジン床の薄床化が可能になり、薄床化により同時に、装着感も向上するのではないかと考えられた。今回の実験は上顎無歯顎を想定した実験結果であるが、下顎無歯顎への応用による強度増大も期待できると考えられる。さらに、臨床において破折の多い下顎両側遊離端義歯の連結子部分への応用などは、特に有効ではないかと思われるが、実際の応用にはクラスプや咬合様式、適合性などさまざまな要因が混在するためさらなる検討が必要であると考えられる。

V. 結 論

ポリスルホン樹脂をリベース法に応用した場合は、リベース後にどのような強度変化が生ずるかを、咬合堤模型

と定型試験片を用いて比較検討したところ以下の結論が得られた。

1. 引張試験において PSF は PMMA とよく接合し、PMMA より強い引張強度を持つことが確認された。
2. 咬合堤模型において PSF をリベース材に用いると、破壊強度は有意に上昇することが明確となった。
3. PSF に PMMA をリベースすると、破壊強度は低下し、PSF の持つ機械的強度が潜在化することが明確になった。
4. PSF を口蓋部にリベースすることで、破壊ラインは短くなる傾向を示した。
5. PSF をリベース材とする場合の接合厚さは、少なくとも 1.8 mm 以上必要であることが示された。
6. PMMA と比較して、PSF をリベース材に用いると、ある程度の厚さの減少に伴う機械的強度の低下は、小さくなることが判明した。

稿を終えるに臨み、終始ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました明海大学歯科補綴学第一講座柳生嘉博教授に心より感謝の意を表します。また本研究に対しご親切なご助言とご協力をいただいた新倉久市講師をはじめ明海大学歯科補綴学第一講座の各位に深く感謝いたします。さらに、本研究を進めるにあたり、材料を快く提供していただいた宇部興産(株)関係各位に厚く御礼申し上げます。

本論文の一部は下記学会において発表した。平成 3 年度日本補綴歯科学会関西支部学術大会 (1992 年 3 月 8 日：京都)、第 88 回日本補綴歯科学会学術大会 (1992 年 10 月 23 日：東京)、平成 4 年度日本補綴歯科学会関西支部学術大会 (1993 年 3 月 7 日：兵庫)、第 90 回日本補綴歯科学会学術大会 (1993 年 10 月 28 日：小倉)

文 献

- 1) 入野 誠, 渡辺勇一, 穂積英男ほか：各種補綴物の統計(1), 補綴誌, 19 : 311~316, 1975.
- 2) Tallgen, A. : The continuing reduction of residual alveolar ridges in complete denture wearers. A mixed-longitudinal study covering 25 years, J Prosthet Dent, 27 : 120~132, 1972.
- 3) 細井紀雄：デンチャー・リベースの意味と最近の材料・テクニックの状況から, QDT, 12 : 1465~1474, 1987.
- 4) 吉田耕一郎, 玉那覇哲, 朝倉早苗ほか：各種ティッシュコンディショナーおよびリベース用レジンが床用レジンの曲げ強さに及ぼす影響, 補綴誌, 32 : 1311~1316, 1988.
- 5) 東 節男, 山賀禮一：最新歯科材料学, 100~117, 学建書院, 東京, 1978.
- 6) 安田武夫：エンジニアリングプラスチックの最近の動向, プラスチックス, 41 : 26~35, 1990.
- 7) 工業調査会：ポリカーボネイト, プラスチックス, 41 : 46~51, 1990.
- 8) 工業調査会：ポリサルホン系樹脂, プラスチックス, 41 : 68~69, 1990.
- 9) 工業調査会：ポリエーテルサルホン, プラスチックス, 41 : 70~71, 1990.
- 10) 藤田昌司：ポリカーボネート, プラスチックス, 41 : 77~82, 1990.
- 11) 鈴木誠二：ポリエーテルサルホン/ポリエーテルエーテルゲトン, プラスチックス, 41 : 129~138, 1990.
- 12) 鈴木宏昌：ポリサルホン系樹脂, プラスチックス, 41 : 139~144, 1990.
- 13) 木村 博：補綴材料に用いられているエンジニアリングプラスチックの現状と各種成形システムの特徴について (I), QDT, 15 : 1113~1123, 1990.
- 14) 木村 博：補綴材料に用いられているエンジニアリングプラスチックの現状と各種成形システムの特徴について (II), QDT, 15 : 1267~1279, 1990.
- 15) 小杉緑朗：レイニング工法とその臨床応用 (その 1), 日本歯科評論, 462 : 141~152, 1981.
- 16) 小杉緑朗：レイニング工法とその臨床応用 (その 2), 日本歯科評論, 464 : 176~189, 1981.
- 17) 小杉緑朗：レイニング工法とその臨床応用 (その 3), 日本歯科評論, 466 : 172~186, 1981.
- 18) 大川周治, 長沢 亨, 津留宏道：ポリエーテルサルフォンレジンの物理的検討および義歯製作システムの概要, 歯科技工, 18 : 1168~1177, 1990.
- 19) 長澤 亨, 和田弘毅, 谷 勅行ほか：スルフォン床義歯を問う—その問題点と将来性—, DE, 95 : 1~16, 1990.
- 20) 小林俊三, 佐藤泰彦, 津留宏道ほか：スルフォン床の真価を探る (上), 歯界展望, 77 : 91~100, 1991.
- 21) 小林俊三, 佐藤泰彦, 津留宏道ほか：スルフォン床の真価を探る (中), 歯界展望, 77 : 319~327, 1991.
- 22) 小林俊三, 佐藤泰彦, 津留宏道ほか：スルフォン床の真価を探る (下), 歯界展望, 77 : 551~563, 1991.
- 23) 柳生嘉博, 新倉久市：UB デンチャーシステムに関する臨床的考察, デンタルダイヤモンド, 16 : 160~167, 1991.
- 24) Niikura, K., Niikura, K., Sawada, S. et al : Postoperative report on the polysulfone denture base produced by the preform compression molding method, J Meikai Univ Sch Dent, 20 : 295~305, 1991.
- 25) 徐 崇仁, 後得久朝保, 長沢 亨ほか：ポリサルホン床用レジンに関する研究 (第 1 報) 耐摩耗性, 広大歯誌, 14 : 36~41, 1982.
- 26) 徐 崇仁, 後得久朝保, 長沢 亨ほか：ポリサルホン床用レジンに関する研究 (第 2 報) 曲げ特性, 広大歯誌, 14 : 142~148, 1982.
- 27) 徐 崇仁, 後得久朝保, 長沢 亨ほか：ポリサルホン床用レジンに関する研究 (第 3 報) 機械的強度特に圧縮ならびに引張強さについて, 広大歯誌, 14 : 149~155, 1982.
- 28) 木村 博, 寺岡文雄, 斎藤隆裕：レジン床の溶接に関する研究 (その 2) ポリサルホンについて, 歯材器誌, 38 : 450~459, 1981.
- 29) 木村 博, 寺岡文雄, 斎藤隆裕：レジン床の溶接に関する研究 (その 4) ポリサルホンについて, 歯材器, 1 : 281~285, 1982.
- 30) 斎藤隆裕：ポリサルホン床義歯のプレフォーム圧縮成形法に関する基礎的研究, 阪大歯学誌, 30 : 10~27, 1985.

- 31) 木村 博：最近の歯科用エンジニアリング・プラスチックについて，QDT, 11：627～644, 1986.
- 32) 柳生嘉博，谷 勅行，関 雅寛ほか：強化ポリスルホンレジン床の物性的・臨床的検討～UB デンチャーシステムの場合～，歯科技工, 18：1145～1155, 1990.
- 33) 長澤 亨，津留宏道：ポリスルホンレジン床作製システムとその物性的検討～レイニング射出成形システムの場合～，歯科技工, 18：1156～1167, 1990.
- 34) 橋本弘一，日比野靖：スルホン床義歯の歯科理工学的性質，デンタルダイヤモンド, 16：37～40, 1991.
- 35) 南野 裕，新井大地，伊藤新一ほか：歯科用エンジニアリング・プラスチックの残留モノマーについて，明海歯学誌, 22：223～228, 1993.
- 36) 平澤 忠，平林 茂：市販各種リベース材の現況とその材料学的な整理として，QDT, 12：1475～1487, 1987.
- 37) 杉田順弘，寺岡文雄，木村 博ほか：UB デンチャーシステムによるスルホン義歯とリベース材の接着強さについて，歯材器, 10, Special Issue 18：49, 1991.
- 38) 木村 博，寺岡文雄，斎藤隆裕：レジン床の溶接に関する研究（その5）ポリサルホンの溶剤溶接について，歯材器, 1：351～359, 1982.
- 39) 新倉久市：総義歯の変形・破折現象における構造力学的研究 第2報 上顎総義歯におけるひずみ・応力分布の挙動，補綴誌, 27：114～128, 1982.
- 40) 新倉久市：総義歯の変形・破折現象における構造力学的研究 第3報 上顎総義歯口蓋面におけるひずみ・応力分布の義歯適合性の及ぼす影響について，補綴誌, 27：215～229, 1983.
- 41) 高山義明：上顎レジン全部床義歯の薄床化に関する研究（第1報）標準形レジン床の薄床化について，歯理工誌, 20：199～203, 1979.
- 42) 高山義明：上顎レジン全部床義歯の薄床化に関する研究（第2報）口蓋形態の差異がレジン薄床義歯に及ぼす影響について，歯理工誌, 21：48～63, 1980.
- 43) 杉田英雄：応力塗料による義歯床の応力分布，歯理工誌, 8：126～145, 1967.
- 44) 三田幸史：床用レジンの疲れ強さに及ぼす切欠き効果（第三報）複合化による切欠き部の補強効果，歯理工誌, 17：79～90, 1976.