

〔原著〕

光重合型硬質レジン製フレームワークを用いた新しい全部床義歯の製作方法の検討

井田 有亮^{1,2)}, 遠藤 一彦²⁾, 柿崎 税³⁾

1) 東京大学・医学部附属病院・企画情報運営部

2) 北海道医療大学・歯学部・生体材料工学分野

3) 北海道医療大学・歯科クリニック・技工部

Development of the fabrication method for a novel complete denture with a framework made of light-cured prosthetic hard resin

¹⁾Yusuke IDA, ²⁾Kazuhiko ENDO, ³⁾Mitsugi KAKIZAKI

1) Department of Healthcare Information Management, The University of Tokyo Hospital, The University of Tokyo

2) Division of Biomaterials and Bioengineering, Department of oral rehabilitation, School of Dentistry,

Health Sciences University of Hokkaido

3) Dental Laboratory, Dental Clinic, Health Sciences University of Hokkaido

Key words : Resin base, Prosthetic hard resin, Acrylic Resin, Complete denture, Adhesion**Abstract**

We developed a method to fabricate a novel complete denture with a framework made of prosthetic hard resin (composite resin) and evaluated its physical properties and dimensional accuracy. The fabrication process specific to this denture involved constructing a custom mold with transparent resin. Two sheets of the thermoplastic resin (ethylene-vinyl acetate ; EVA) were placed on the working cast and pressed by heating to construct the mold. An inner plate (0.8 mm thick) served as a spacer, and the thickness of the composite resin framework was designed according to the spacer thickness. Prosthetic hard resin paste was placed manually on the working cast and pressed using the mold to build a uniformly thick framework. The framework thus formed was cured by visible light through the transparent mold. After constructing the framework, a denture was made by a conventional technique, using artificial teeth and a chemically activated acrylic resin.

The bending strength of the specimen made of acrylic resin, reinforced with the hard resin plate of 1

mm in thickness (CR-specimen), was 189.8 MPa, which was approximately double that made of acrylic resin (A-specimen). The amount of water absorption of the CR-specimen was 9.31 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$, which was approximately half that of the A-specimen. Fit accuracy measurement using the metal master model, which was four times as large as that used for measuring the dimensional accuracy of crowns, showed that the gap between the basal plane of the metal model and the bottom of the specimen for the CR-specimen was approximately half that for the A-specimen.

These results demonstrated that the prosthetic hard-resin framework can be constructed via a simple fabrication method using a custom mold made of the thermoplastic resin (EVA). It was also observed that a denture reinforced with the prosthetic hard resin framework had superior mechanical properties, lower water absorption, and better dimensional accuracy than a conventional acrylic resin denture.

いる材料のほとんどは、硬質レジン（コンポジットレジン）である。硬質レジンは、ベースレジン（多官能性ジメタクリレートモノマー）にガラス質フィラーを配合して製作されている。フィラーの配合によって、（1）吸水率の低下、（2）弾性係数の増大、（3）重合収縮の低減、（4）熱伝導率の向上などを実現している。開発当初はガラス質のマクロフィラーを配合しており、フィラー配合量も少なかった。しかし近年では、有機質複合フィラーを配合することによって、高いフィラー含有量とそれともなう理工学的性質の飛躍的な向上を達成している（宮崎ら、2006；Anusavice et al. 2014）。

そこで、本研究では床用アクリルレジンの簡便な操作性を維持しながら、理工学的性質に優れた全部床義歯を製作することを目的として、歯冠用硬質レジンを全部床義歯のフレームワークに応用することを試みた。本稿では、硬質レジン製フレームワークを有する全部床義歯の製作方法を検討するとともに、その理工学的性質について調べた結果を報告する。

材料および方法

1) 材 料

本研究に使用した材料を表1に示す。本邦で現在市販されている床用アクリルレジンは、PMMAとmethyl methacrylateモノマーを主成分とし、粉液重合法を用いて成形する製品が最も一般的である。実験には、常温で化学重合を行うシステムであるポアーレジンP（松風）を使用した。硬質レジンには、可視光で重合する光重合型硬質レジンで、有機質複合フィラーが高密度に充填されたグラディアE3（ジーシー）を使用した。人工歯としてエンデュラ前歯および臼歯（松風）を使用した。この人工歯は歯冠部が硬質レジン製、基底面がPMMA製である。義歯の製作に当たって、フレームワークは硬質レジンを用いて製作した。また、義歯の歯肉色の再現およびフレームワークと人工歯の接合とを目的として、歯肉は床用アクリルレジンで製作することとした。

2) 硬質レジン製のフレームワークを有する全部床義歯の試作

義歯の試作には実習用無歯顎模型（ニッシン）をシリコンゴム印象材（デュプリコーン、松風）を用いて印

象採得して製作した超硬質石膏（フジロック、ジーシー）製の原型を使用した。

個人トレーとシリコンゴム印象材（JMシリコンレギュラータイプ、モリタ）を用いて原型の精密印象採得を行い、超硬質石膏で作業用模型を製作した（図1 (a)）。続いて硬質レジン製のフレームワークを成形するカスタムモールドを作業用模型上で製作した。カスタムモールドには、ナイトガードや可撤式スプリントなどのアプライアンスを製作するための素材であるエチル酢酸ポリビニル（Ethylene-vinyl acetate: EVA）製のシート（エルコデュール 1.5 mm, エルコデント）を使用した。カスタムモールドと作業用模型の間に一定の厚さの空隙を設けるために、同じ素材の1.0 mm厚のシートを内側に使用した。2枚のシートを重ねて加熱軟化した後、真空加圧成形装置（エルコプレス, エルコデント）内で作業用模型に圧接した（図1 (b)）。冷却後、2枚のシートを一体として模型から分離し、内側のシートを硬質レジン製フレームワークの外形に切り出して除去した（図1 (c)）。外側のカスタムモールドの外形を作業が容易になるように整えた（図1 (d)）。フレームとなる硬質レジンは、ポリエチレンシート上に必要量採取し、トレーレジン用モールドを改造したモールドに圧接してシート状に成形した。作業用模型にレジン分離剤（アクロセップ, 松風）を塗布し、シート状の硬質レジンをカスタムモールドを用いて粘膜面に適合する様に圧接した（図2 (a), (b)）。均一にレジンを圧接した後、余剰部分を除去してからカスタムモールドごと可視光線照射器（アルファライト, モリタ）のステージに積載し、300秒光照射してフレームワークを重合させた（図2 (c)）。作業用模型からフレームワークを取り外してカスタムモールドを除去した後、その形態を修正した。このフレームワーク上にパラフィンワックスを用いてろう提を形成した（図3 (a)）。臨床的には患者の口腔内でのフレームワークの試適や咬合採得などの操作が必要であるが、今回の実験では製作過程の検討を目的としたため、仮想的な咬合平面を設定してろう堤形成、硬質レジン人工歯の排列および歯肉形成を行った（図3 (b)）。完成したろう義歯のシリコンコアを技工用シリコンゴム印象材（ラボシリコーン, 松風）で採得（図3 (c)）し、その後、温湯中で流ろうした。ろう義歯の

表1 義歯および試験片の製作に使用した材料

材 料	商品名	製造者
常温重合型床用アクリルレジン	ポアーレジンP	松風
歯冠用硬質レジン	グラディアE3	GC

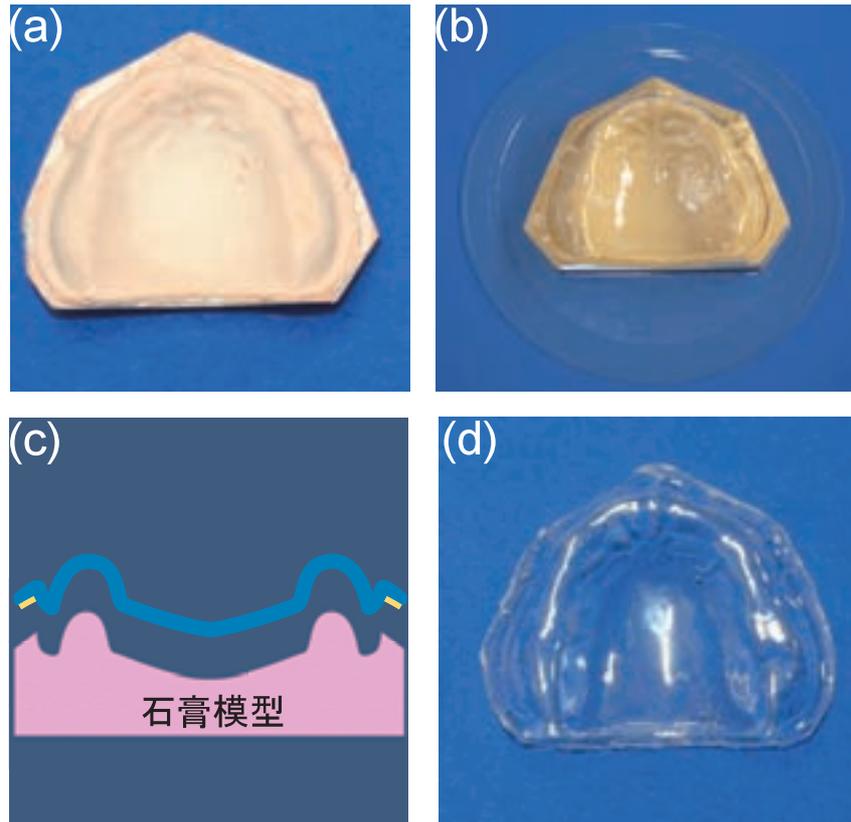


図1 (a) 実習用模型を原型とした超硬質石膏製の作業用模型
 (b) 真空加圧成形器を用いてスペーサーおよびカスタムモールドとなるEVAシートを模型に圧接した状態
 (c) カスタムモールドの断面模式図
 外側シートが硬質レジン製フレームワークを成形するカスタムモールドとなり、内側シートの一部が石膏模型と外側シートの間隙の大きさを決定するストッパーとなる（黄色で示した部分）。
 (d) EVAシートを加熱・加圧成形後、不要な部分を除去して完成させた硬質レジン成形用のカスタムモールド。

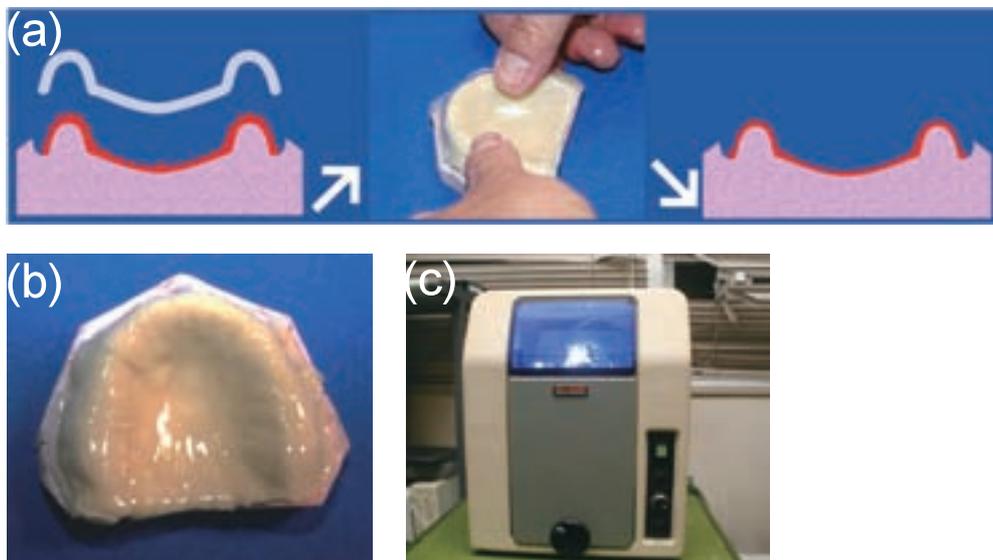


図2 (a) 作業用模型上に硬質レジンシートを載せ手指で形態を整え、さらにカスタムモールドを圧接してフレームワークを成形する操作。
 カスタムモールドで加圧することで、硬質レジンは一様な厚みで滑らかな表面となる。
 (b) 作業用模型上で成形した硬質レジン製フレームワーク
 (c) 成形した硬質レジン製フレームワークの光重合
 カスタムモールドの素材は透明であるため、コンポジットレジンの成形後、除去することなく光重合することが可能である。

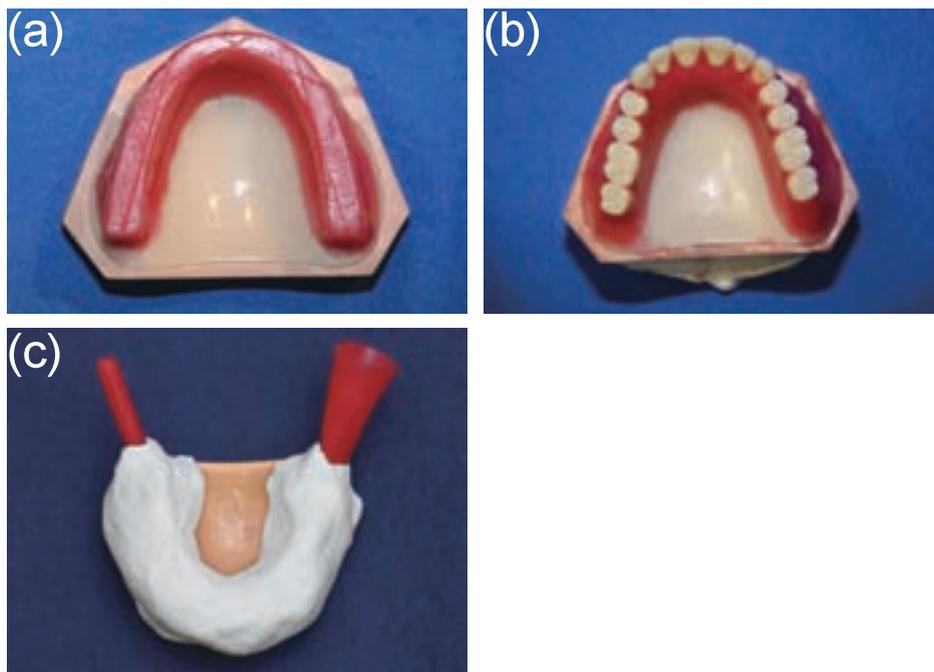


図3 (a) 重合した硬質レジン製フレームワークに形成したろう提。
 (b) フレームワーク付き咬合床
 仮想咬合平面を設定して、人工歯の排列と歯肉形成を行った。
 (c) シリコンコア法で埋没したろう義歯
 埋没の完了後、流ろうして常温重合アクリルレジンを義歯の歯肉相当部に流し込む。
 アクリルレジンは、歯肉の審美性の確保と人工歯の維持の役割を果たす。

基礎床となっていた硬質レジンフレームは、スチームを用いて清掃し、圧搾空気で十分に乾燥させた後、その顎堤部分にコンポジットレジン用プライマー（コンポジットプライマー、ジーシー）を塗布した。作業用模型にアクリルレジンの分離剤（ポアバーニッシュ、松風）を塗布し、フレームワークを粘膜面に戻し、レジン注入孔を穿ったシリコンコアで模型を覆った。メーカーの指示（Shofu 2013）に従って常温重合床用アクリルレジンを混和後に注型し、加圧釜中で0.4 MPaの圧力下で重合させた。重合完了後、義歯を模型から取り外し、形態修正および研磨を施して義歯を完成させた。

3) 硬質レジン製のフレームワークを有する義歯床の物性と義歯の適合性評価

(1) 曲げ強さの測定

硬質レジン製フレームワークと常温重合アクリルレジンを接合させ、硬質レジン製フレームワーク付き常温重合アクリルレジン製試験片（試験片CR-bendとする）の3点曲げ試験（JIS 2011）を行い、曲げ強さおよび弾性係数を測定した。コントロールとして、同寸法で製作した常温重合アクリルレジンのみで製作した試験片（試験片A-bendとする）を用いた。

試験片CR-Bendは、まず硬質レジンをポリエチレンシート上に採取し、清浄なガラス板で挟んで荷重を付与し、1.0 mmの厚さに調整した。その後、剃刀刃を用いて50.0 mm × 27.0 mm程度の大きさに成形し光照射した。光重合した試料の上下面を#320と#600の耐水研磨紙で研磨した。製作した硬質レジン試験片の周囲をビニールテープを用いてボクシングを施した。硬質レジン表面にコンポジットプライマーを塗布した後、常温重合アクリルレジンをメーカーの指示通りに混和し、ボクシングを施した硬質レジン上に均一に注入して重合させた。重合後に技工用ダイヤモンドディスクで4.0 mm × 27.0 mm程度に切断し、#320と#600の耐水研磨紙で形態の修正と表面の研磨を行い、4.0 mm（硬質レジン層が1.0 mm、アクリルレジン層が3.0 mm）× 3.0 mm × 25.0 mmの大きさにした。試験片A-bendは、常温重合アクリルレジンの粉液混和物をシリコンゴム製のモールドに注型後に重合して製作した。試験片の切断と研磨は、試験片CR-bendと同様に行った。各試験片を各々20個製作し、37℃のイオン交換水に24時間浸漬した。その後、万能試験機（AG-20KIS、島津）を用いて3点曲げ試験を行った（図4）。クロスヘッドスピードは1.0 mm/secとした。得られた曲げ強さおよび弾性係数は、

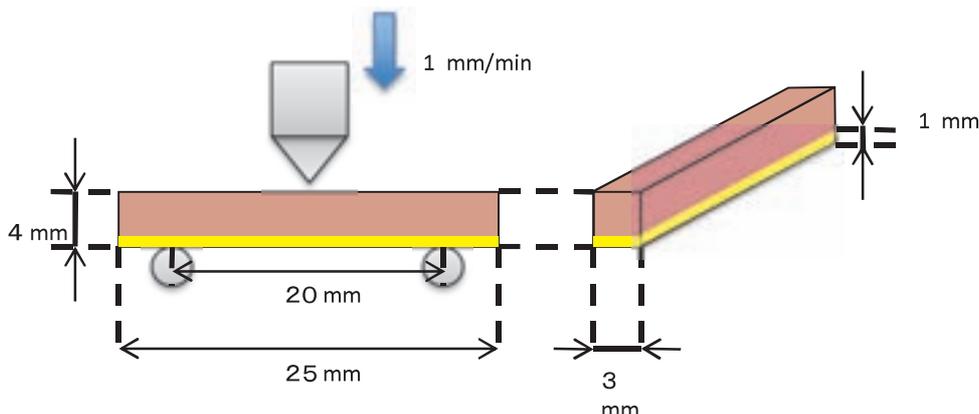


図4 3点曲げ試験に使用したCR-bend試験片と測定条件
硬質レジんに引張り応力が加わるように荷重を付与した。

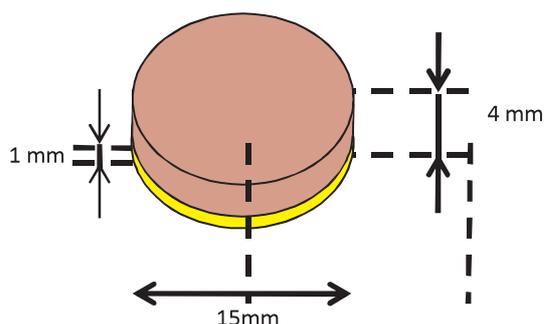


図5 (a) 吸水率の測定に使用した試験片

図に示す大きさで試験片を製作し、吸水率の測定に供した。本実験では、試料の上下面が容器の壁に密着すると吸水を妨げる可能性があるため、矯正用結紮線でガラス試料瓶中に懸垂するようにして、イオン交換水中に浸漬した。

統計ソフトウェア (R 2.09, R Development Core Team) を使用して平均の差の比較をStudent's *t*検定により行った。有意水準は0.05とした。また、3点曲げ試験後の試験片の破断面を実体顕微鏡で観察した。

(2) 吸水量の測定

曲げ試験片と同様に硬質レジフレーム付き常温重合アクリル樹脂製試験片 (CR-absorb) と常温重合アクリル樹脂のみの試験片 (A-absorb) を製作した。試験片の大きさは、硬質レジンのJIS規格にしたがって、直径15.0 mm、厚さ5.0 mmとした (図5)。ステンレス鋼製金型を用いて2種類の試験片を製作し、#1000の耐水研磨紙を用いて試料の表面を研磨した。ガラス容器中で37°Cのイオン交換水に7日間浸漬した。浸漬後の試料表面の水滴を圧搾空気除去し、分析用電子天秤 (MS 100, メトラートレド) を用いて0.1 mgの精度で秤量し、飽和吸水重量 (W_s) を求めた。デシケーター内で恒量となるまで乾燥し、再び秤量して乾燥重量 (W_d)

を求めた。 W_s から W_d を引いた値を試験片の体積で除して、吸水量 ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) を算出した。CR-absorbとA-absorbの試料数は、各々10個とした。得られた吸水量の平均の差の比較をStudent's *t*検定により行った。有意水準は0.05とした。

(3) 適合性試験

適合性試験は、クラウンの適合性試験に用いる金型を4倍大に拡大したステンレス鋼製の金型を使用して行った。

ステンレス鋼製金型の印象は、シリコーンゴム印象材を用いて採得し、超硬質石膏で作業用模型を製作した。

義歯の試作と同様の手順で、硬質樹脂製フレームワーク付き常温重合アクリル樹脂製試験片 (CR-fit) とアクリル樹脂製試験片 (A-fit) を製作した (図6)。硬質樹脂層の厚みは1.0 mmとした。試験片は、金型の軸面から垂直に4.0 mmの厚さとした。CR-fit試験片は1.0 mm厚の試験片の完成後、ステンレス鋼製の金型に可能な限り無圧で適合させて、10倍の対物レンズを装着した万能投影機上で基底面の浮き上がり量を測定した (図7)。試験片は各々3個とし、任意の1点とその点を基準に等間隔に4点の測定部位を決定し、合計5箇所について浮き上がり量を測定した。浮き上がり量の平均値および標準偏差を求めた。統計ソフトウェア (R 2.09, R Development Core Team) を使用して平均の差の比較をStudent's *t*検定により行った。有意水準は0.05とした。

結 果

1) 硬質樹脂製のフレームワークを有する全部床義歯の試作

完成した義歯の写真を図8に示す。硬質樹脂は、後述するように強度が高いため、口蓋部を覆う床を光が透

ステンレス金型

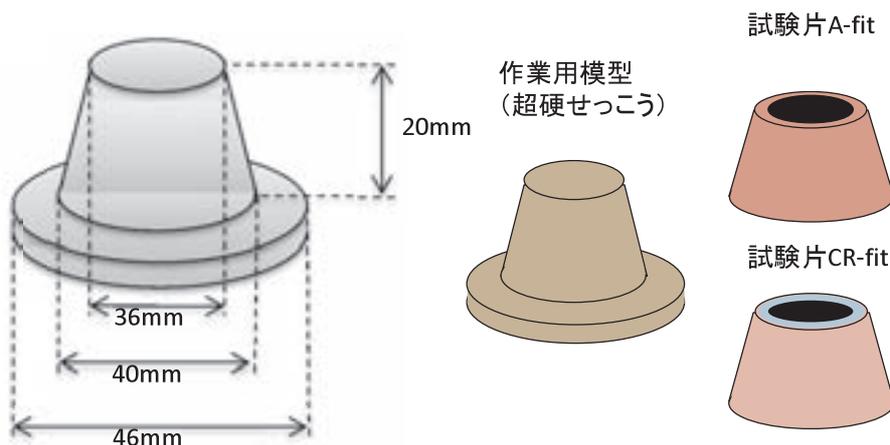


図6 適合性試験に使用したステンレス鋼製の金型，作業用模型および試験片の模式図に示す金型を精密に複製した超硬質石膏製の模型を作業用模型として，試験片を製作した。

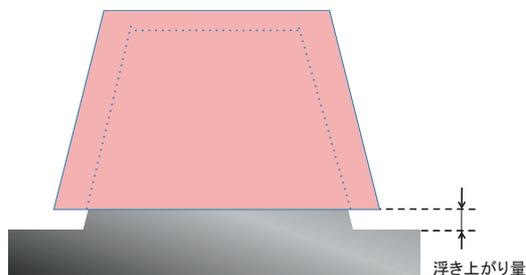


図7 適合性試験における浮き上がり量測定の様式図
テーパの付いた金型を原型としたので，重合収縮を生じると試験片は底面から浮き上がる。可及的に無圧で金型に試験片を適合させた時に観察された試験片の浮き上がり量を万能投影機で拡大して測定した。

過するほどに薄く設計・製作することが可能である。本実験では，後述する曲げ試験の結果を参考に，硬質レジンを製フレームワークの厚さを1.0 mmとして試作した。歯肉相当部分は常温重合アクリル樹脂で形成されており，審美的な外観とすることができた（図8）。硬質樹脂人工歯と歯肉との接合部および硬質樹脂製フレームワークと歯肉との接合部に隙間はみられず，滑らかに移行していた。特殊な技工設備を必要とせず，一般に普及している既存の技法の組み合わせによって，新しい義歯の製作が可能であることが明らかとなった。

2) 硬質樹脂製のフレームワークを有する義歯床の物性と義歯の適合性評価

(1) 曲げ強さの測定

CR-bend試験片の曲げ強さは 189.0 ± 2.2 MPaであり，コントロールとして用いたA-bend試験片の曲げ強さ（ 98.0 ± 16.2 MPa）と比較して有意に大きな値を示した（図9）。また，弾性係数の値も，A-bend試験片で



図8 完成した硬質樹脂製フレームを有する全部床義歯口蓋部分のフレームは薄いため（1 mm），光透過性を有していることが分かる。

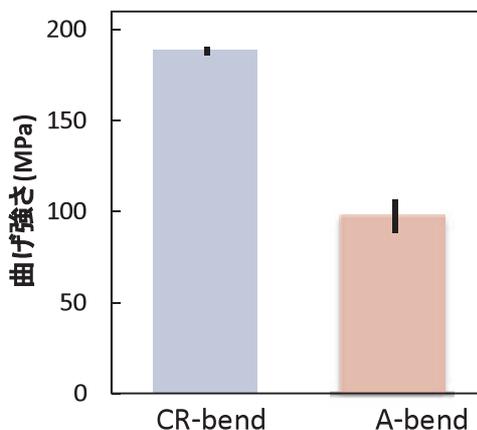


図9 硬質樹脂で補強した試験片とアクリル樹脂製試験片の曲げ強さ
硬質樹脂製フレームワークを有する試験片の曲げ強さは 189.0 ± 2.2 MPaであり，アクリル樹脂製試験片の 98.0 ± 16.2 MPaと比べて，約2倍と有意に高い値を示した。（縦線は標準偏差，有意水準0.05）

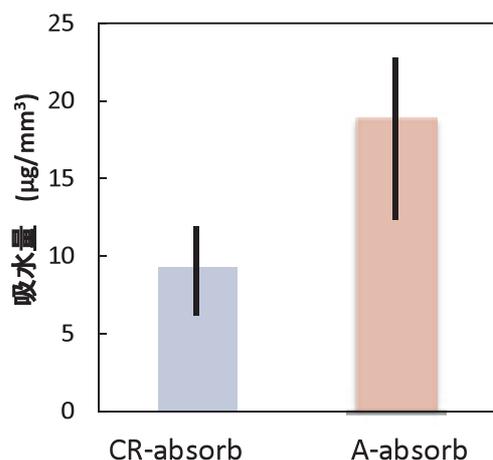


図10 硬質レジンで補強した試験片とアクリルレジン製試験片の吸水量

硬質レジン製フレームワークを有する試験片の吸水量は $9.31 \pm 4.05 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ であり、アクリルレジン製試験片の $18.89 \pm 6.52 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ と比べて、有意に小さな値を示した。(縦線は標準偏差, 有意水準0.05)

は $4.5 \pm 1.1 \text{ GPa}$ であったのに対して、CR-bend試験片では $7.0 \pm 0.3 \text{ GPa}$ と、CR-bendのほうが有意に大きな値を示した。また、曲げ強さと弾性係数の標準偏差はCR-bendの方が小さな値を示し、硬質レジンで補強した試験片の方が力学的な物性のばらつきが小さいことが分かった。3点曲げ試験で破断した試験片の破断面を観察したところ、硬質レジン層とアクリルレジン層との間に剥離やクラックは観察されず、2種類の材料は強固に接合されていることが分かった。

(2) 吸水量の測定

CR-absorb試験片の吸水量は、 $9.31 \pm 4.05 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ であったのに対して、A-absorb試験片では $18.89 \pm 6.52 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ であった。CR-bend試験片の吸水量は、コントロールと比較して有意に小さいことが分かった(図10)。

(3) 適合性試験

金型からの浮き上がり量は、CR-fit試験片で $0.57 \pm 0.17 \text{ mm}$ であったのに対し、A-fit試験片では $1.28 \pm 0.14 \text{ mm}$ であった(図11)。CR-fit試験片の浮き上がり量は、コントロールの1/2以下で有意に小さかった、硬質レジン製フレームワークを利用することによって、義歯の適合性を大幅に改善できる可能性があることが分かった。

考 察

1) 硬質レジン製フレームワークを利用した新しい全部床義歯製作法の特徴

図1～3に示す硬質レジン製フレームワークを用いた新しい全部床義歯の製作工程から、常温重合アクリルレ

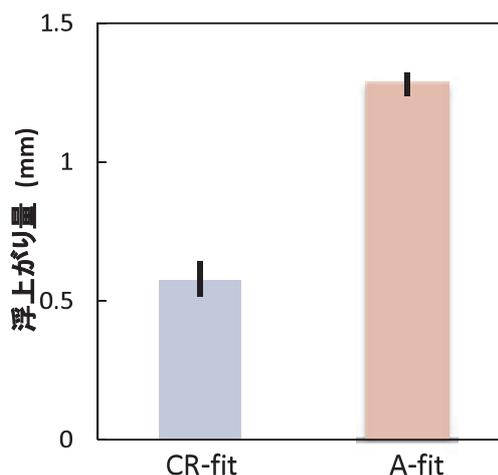


図11 硬質レジン製フレームワークを有する試験片とアクリルレジン製試験片の適合性試験で観察された浮き上がり量

金型からの浮き上がり量は、硬質レジン製フレームワークを有する試験片で $0.57 \pm 0.17 \text{ mm}$ であり、アクリルレジン製試験片の $1.28 \pm 0.14 \text{ mm}$ と比べて有意に小さかった。(縦線は標準偏差, 有意水準0.05)

ジンのみで全部床義歯を製作する従来法と比較して、操作ステップ数が少し増え、かつ技工操作に要する時間も長いことが分かる。しかしながら、金属床義歯を製作する技工法と比較すると作業に要する時間が短く、かつ高度な製作技術を要しないなどの利点がある。

硬質レジンを用いてフレームワークを成形する際に最も重要となる点は、フレームワーク全体にわたって、その厚さを均一にすることである。厚さの均一性を実現するために、まずカスタムモールドとスペーサーの簡便な製作方法を検討した。その結果、EVA製のシートを真空加圧成形装置内で作業用模型に圧接することによって、精度よくカスタムモールドを製作できることが分かった。この際、カスタムモールドとなるシートの下にスペーサーとなるEVA製のシートを重ねて加圧し、成形後にスペーサーを除去することによって、作業用模型とカスタムモールドとの間に一定の厚さの空隙を設けることが可能となった。硬質レジン製フレームワークの厚さは、スペーサーの厚さを変えることによって、簡単に調整することが可能である。

今回の実験では、まず歯冠修復用として市販されている硬質レジンのペーストを既製のモールドを用いてシート状に成形し、これをカスタムモールドを用いて作業用模型の粘膜面に圧接した後、可視光線を照射してフレームワークの形態に重合した。この際、義歯のフレームワーク製作には多量の硬質レジンペーストを必要とするが、一度に多量の使用を想定していない硬質レジンの容器から、必要量のペーストを採取することは容易ではなかった。また、専用のシリンジから円柱状に採取された

硬質レジンシートに成形する作業は非常に難しいことが分かった。本全部床義歯の実用化に際しては、義歯のフレームワーク用に適した硬質レジンの開発とシート状に成形されたペーストの供給方法などに関して、今後検討する必要がある。さらに、硬質レジン製フレームワークと常温重合アクリルレジン製歯肉の形状は、症例による制約が大きいことが考えられる。特に硬質レジン製フレームワークの形状を変化させることで、義歯の耐久性や吸水量などの性質に変化をもたらす可能性がある。臨床応用に当たっては、フレームワークの形態を変化させた実験や数値計算によるシミュレーションなどを用いた検討が必要であると考えられる。

2) 硬質レジン/アクリルレジン接合体の機械的性質と吸水性

3点曲げ試験の結果、CR-bendの曲げ強さは189.0 MPaであり、A-bendの曲げ強さ(98.0 MPa)と比較して、約2倍になることが分かった。硬質レジンによる補強によって、義歯の破折頻度は減少する可能性が高い。また、弾性係数の値もA-bendでは4.5 MPaであったのに対して、CR-bendでは7.0 MPaに増大しており、口腔内での機能時における義歯のたわみ(弾性変形量)を小さくする効果が期待できる。さらに、曲げ強さと弾性係数の標準偏差の値は、常温重合アクリルレジン単体で製作した試験片と比べて、硬質レジンフレームワーク付きの試験片の方が小さかった。補強材として使用した硬質レジンには、アクリルレジンと比較して製作時における気泡の混入が少なかったためと考えられる。この結果は、硬質レジン製フレームワーク付きの試験片の方が試料間における物性の差が小さく、より均質な義歯の製作に適していることを示唆している。

3点曲げ試験により破断した試験片の断面を観察した結果、硬質レジン層とアクリルレジン層との間には剥離やクラックはみられず、硬質レジンとアクリルレジンとは強固に接合していることが分かった。本実験では、光重合させた硬質レジン試験片の表面にコンポジットプライマーを塗布した後、アクリルレジンの粉液混和物を流し込んで重合している。硬質レジン重合体のマトリックスは架橋ポリマーで構成されているため、コンポジットプライマーに含まれるモノマーの硬質レジン重合体中への拡散は起こりにくいものと推測される。しかし実際には、硬質レジン試験片の表面は酸素によってジメタクリレートモノマーの重合が阻害されているため、そのマトリックスは強固な三次元網目状構造とはなっていないものと考えられる。硬質レジン重合体はこのような表面構

造を有しているため、コンポジットプライマーに含まれるモノマーの拡散が起こりやすかったものと推測される。したがって、型に流し込まれたアクリルレジンの粉液混和物の重合と同時に硬質レジン重合体の表面に形成された拡散層に存在するモノマーも重合したため、硬質レジンとアクリルレジンとの接合が強固になった可能性が高い。

イオン交換水中に7日間浸漬したA-absorbの吸水量は19.0 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ であったのに対して、CR-absorbの吸水量は9.3 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ と約1/2であった。本研究で製作した新しい全部床義歯の粘膜面は硬質レジン製のフレームワークで覆われており、吸水量が大幅に低下することが予想される。吸水量の低下に伴って、着色や臭気の原因となる物質およびバクテリアなどの滞留や付着が生じにくくなる効果が期待できる。したがって、硬質レジン製フレームワークを用いた義歯は、従来のアクリルレジン床義歯と比較して、より衛生的に使用できるものと考えられる。

3) 硬質レジン製フレームワークを利用した新しい全部床義歯の適合性

本研究で実施した適合性試験では、ステンレス鋼製の金型を原型として複製した超硬質石膏製の作業用模型を用いた。まず、試料の適合性試験に先立って、超硬質石膏型の複製精度をステンレス鋼製金型に付属する標準試料(ステンレス鋼製)を用いて検証した。ステンレス鋼製金型と超硬質石膏型に標準試料を可及的に無圧で適合させたところ、万能投影機を用いて拡大して観察しても、双方の型に対して標準試料の浮き上がりは全く認められなかった。したがって、超硬質石膏製の作業用模型は極めて高精度にステンレス鋼製金型を複製していたことが確認された。作業用模型上で製作したCR-fitとA-fitの浮き上がり量を測定した結果、それぞれ0.57 mm, 1.28 mmとなった。CR-fitの浮き上がり量は有意に小さく、適合性に優れていることが明らかとなった。CR-fit試験片では、作業用模型に対する接触面は重合収縮率の小さい硬質レジンで製作されているため、適合性が向上したものと考えられる。硬質レジン製フレームワークを用いた全部床義歯においても、粘膜適合面は重合収縮率の小さい硬質レジンで製作されるため、その適合性は高いものと考えられる。

常温重合アクリルレジンの重合収縮に起因して、硬質レジン製フレームワークとの接合界面に内部応力が発生する。硬質レジン製フレームワークの厚さが十分ではなく、かつ大きな内部応力が発生するなどの条件が重なっ

た場合には、作業用模型から取り外した後に義歯のフレームワークに変形が生じる可能性がある。大きな内部応力の発生による義歯の変形が懸念される場合には、製作した義歯を作業用模型から取り外す前に100℃前後で加熱し、残留している内部応力を十分に緩和させる操作が必要となるであろう。今後、この点に関して詳細に検討する必要がある。

結 論

硬質レジン製のフレームワークを利用した全部床義歯の製作手法を提案した。特殊な設備や装置を必要としない簡単な技工操作によって、従来のアクリルレジン床義歯と比べて、(1) 高い曲げ強さと弾性係数、(2) 低い吸水量、(3) 優れた適合性を有する全部床義歯を製作できることが明らかとなった。

本手法を用いた硬質レジン製フレームワークを利用した義歯の実用化には、操作性と物性に優れた専用の硬質レジンの開発と、硬質レジンに最適化されたフレームの設計を検討する必要がある。

謝 辞

本研究は、北海道医療大学歯学会研究奨励金により遂行された。本論文の公表に当たって、開示すべき利益相反はない。

文 献

- Anusavice KJ, Shen C & Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. Missouri: Elsevier; 2000.
- 林都志夫. 全部床義歯補綴学. 東京: 医歯薬出版; 1982.
- 医療経済研究機構. 有床義歯・橋義歯の需給予測に関する研究報告書. 東京: 医療経済研究機構, 1997.
- Kawawa A, Sato T, Okada D, Aizawa S, Akimoto Y, Soejima T, Kobayashi K, Mayanagi A & Miura H. Statistical Analysis of the Fabrication of Fixed and Removable Partial Dentures (in 2002). *J Stomatol Soc* 71(3): 146-150, 2004.
- 小室史郎. 金属床義歯設計の勘どころ, DE別冊最新の歯科技術: 209-224, 1978.
- 厚生労働省. 歯科技工調査. 厚生労働省 2012.
- 増原英一. 射出成型法による義歯製作の研究 - 1. 歯科材料研究所報告 2 (1): 105-112, 1959.
- 松田 一, 野村 淳, 本間 久夫. 義歯レジンの破壊に関する研究 - (1) アクリルレジン内に埋入した補強線の破壊に及ぼす影響 -. 歯材器 9 (16): 172

-173, 1990.

- 宮崎隆, 中畠裕, 河合達志. 臨床歯科理工学. 東京: 医歯薬出版; 2006.
- 日本工業規格調査会. JIS T 6517. 日本工業規格調査会; 2011.
- Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin North Am*. 19(2): 211-22, 1975.
- Seo RS, Murata H, Hong G, Vergani CE & Hamada T. Influence of thermal and mechanical stresses on the strength of intact and relined denture bases. *J Prosth Dent* 96(1): 59-67, 2006.
- Sakuma T. Postoperative conditions of poly-sulfone dentures. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi*. 27(5): 957-964, 1983.
- Sato T, Ohno S, Okada D, Kawawa A, Akiba H, Watanabe Y, Endo K, Mayanagi A, Miura H & Hasegawa S. Statistical Analysis of Fabrication of Fixed and Removable Partial Dentures. *J Stomatol Soc Jpn*. 66(3): 277-282, 1999.
- 松風. フィットレジン添付文書. 松風, 2008
- 飛田茂, 大沼誉英, 河野正司. 各種歯科技工装置の製作状況に関する実態調査 - 平成20年度から平成22年度までの統計調査 -. 明倫紀要 15 (1): 65-69, 2012.
- Ueda K, Takeda T, Ichiwata T, Kobayashi I, Nakamura T, Morita E, Gotoh H, Umi T, Satoh Y & Ohki K. Studies on the coloration of denture base. *J Prosthodont Dent* 29(1): 85-93, 1985.
- Wilson N, Gelbier S. The History and Impact of Development In Dental Biomaterials Over the Last 60 Years - The John Mclean Archive a Living History of Dentistry Witness Seminar. 2012 June; London. Raleigh: Lulu Press; 2000.



井田 有亮

東京大学 助教 (医学部附属病院 企画情報運営部/大学院医学系研究科 医療情報システム学分野)

平成21年3月 北海道医療大学歯学部 修了, 学士 (歯学)・歯科医師

平成26年3月 北海道医療大学大学院歯学研究科博士課程 修了, 博士 (歯学)

平成27年3月 東京大学大学院医学系研究科公共健康医学専攻 修了, 公衆衛生学修士 (専門職)

平成27年4月 現 職