
学位論文 (Thesis)

熱可塑性樹脂を用いたノンメタルクラスプデンチャーの 設計に関する指標の確立 —クラスプと床のデザインに関する検討—

Sapaar Bayarmagnai

キーワード：熱可塑性樹脂，ノンメタルクラスプデンチャー，義歯設計

緒 言

近年，歯科臨床において患者の審美的要求が高くなり，それに対する配慮が以前にも増して重要となっている。部分歯列欠損症例の補綴歯科治療では，ブリッジ，部分床義歯，インプラントが治療法の選択肢となる。ブリッジは，異物感がほとんどなく機能的，審美的な問題が少ない治療方法であるが，連続した長い欠損や欠損歯数が多くなると適用しにくいこと，支台歯の削除量が多くなり，場合によっては抜髄の必要があることなどが欠点である。一方，インプラントによる治療は，欠損様式に制限がなく，歯を削除することもないが，外科処置が必要であり，支持骨の残存状態，患者の全身状態によっては適用しにくいこと，保険適用外の治療であるため治療費が高額であるなどの欠点がある。両者の欠点を補うものとして，支台歯の削除量がほとんどなく，比較的安価で適用範囲に制限のない部分床義歯による補綴歯科治療がある。しかし，部分床義歯は異物感が大きく，メタルクラスプが審美性を阻害することがあり，患者が部分床義歯を嫌う大きな要因となっている。メタルクラスプを用いない部分床義歯としてアタッチメントを応用した義歯もあるが，アタッチメントを設置する支台歯の歯質の削除量が大きく，高価であり，治療や技工操作が煩雑で高度な専門的技術が必要とされるため，一般的に用いられることは少ないのが現状である。

近年，同じくメタルクラスプを用いない部分床義歯として熱可塑性樹脂を用いた，いわゆるノンメタルクラスプデンチャーが注目されている^{1,3)}。我が国では，2008年4月に熱可塑性樹脂が義歯床としての薬事認可を受けた。審美性に対する要求の高まりや，歯科用金属アレルギーを持った患者への欠損補綴のオプションとして，一般開業医を中心にノンメタルクラスプデンチャーが選択

されるようになってきた¹⁾。

しかし，この熱可塑性樹脂によるノンメタルクラスプデンチャーが急速に普及する一方で，多くの問題点が指摘されるようになった^{2,4)}。その代表的なものとして，この材料を用いた義歯に対する設計指針が確立されていないことが挙げられる⁴⁾。熱可塑性樹脂を維持装置に用いる場合，着脱時にある程度変形しても破折しないことが要件となるため，種類によって違いがあるが従来の加熱重合レジンよりも弾性率が低い⁵⁻¹⁴⁾。一方，義歯床自体も熱可塑性樹脂で作製されるため，機能時には従来の義歯よりも義歯床の変形が大きくなることが予想される。

したがって，部分床義歯に熱可塑性樹脂を用いる場合には，まずその症例が適応範囲にあるかどうかを判断する必要がある。また，設計においては，維持力だけでなく，支持，把持，義歯の変形など，設計の原則をよく理解して作製することが重要である。しかし，術式が比較的簡単であり安易に用いられることから，支台歯周囲組織や欠損部顎堤に大きな悪影響を及ぼす恐れがある。社団法人日本補綴歯科学会（現在の公益社団法人日本補綴歯科学会）は2011年10月，「いわゆるノンクラスプデンチャーについては外観の回復についての有効性という光の部分と，適応をあやまった場合に生ずる顎堤の異常吸収，支台歯の移動という重大な障害を惹起するという影の部分があり，その適応については今後のさらなる科学的な検証が必要である。」との見解を示した。

このように患者に不利益をもたらす恐れがあるにもかかわらず，ノンメタルクラスプデンチャーの設計に関する指針は皆無であり，臨床が先行している現状では，今後もこのような問題が急増することが予想される。したがって，熱可塑性樹脂の理工学的性質を考慮したクラスプや義歯床のデザインを検討することは急務である。

さらに近年、常温重合レジンとの接着が良好で修理やリラインが容易なポリエステル系の熱可塑性樹脂 (EstheShot[®], EstheShot Bright[®]) が開発された。この材料は適合精度もよく、現在市販されている熱可塑性樹脂の中では最も臨床応用が容易であると思われる¹⁵⁾。そこで、ポリエステル系熱可塑性樹脂のノンメタルクラスプデンチャーへの応用に関して、維持装置へ使用する場合の材料疲労試験とカンジダ付着試験を行った。また、この材料を用いてクラスプを作製し、模型上で着脱試験を行い、維持力からクラスプの適切な設計について検討した。加えて、上顎の両側遊離端欠損のシミュレーターモデルを作製し、咬合力を加えたときの義歯床下粘膜の負担圧、義歯の変形、義歯の動揺から義歯床の外形、厚み、補強の必要性など、熱可塑性樹脂を用いた義歯床のデザインについても検討を加えた。

材料と方法

1. 熱可塑性樹脂の疲労試験

ポリエステル系の熱可塑性樹脂である EstheShot[®] (EST; i-Cast, Kyoto, Japan) について、より臨床での使用に近い状況でどのような挙動を示すのかを検討するために、クラスプの維持腕、拮抗腕として使用した場合に義歯の着脱の度に繰り返し加わる曲げ応力を想定し、片持ち疲労試験を行った。

疲労試験に用いた試験材料は、EST と、比較対照として従来から義歯材料として用いられている PMMA レジン Lucitone 199[®] (L199; Dentsply International Inc., York, USA), GC Acron[®] (ACR; GC, Tokyo, Japan) の3つの材料について試験を行った (表1)。

EST の成形条件、方法については、MIS-II Multi Injection System (i-Cast) の指示に従った。また、L199 と ACR の試験片は通法に従って作製した。疲労試験用試験片は、2.0×4.0×40.0 mm の短冊状試験片とし、成形後に SiC (シリコンカーバイド) 耐水研磨紙 (Nikken, Osaka, Japan) を用いて研磨を行い、最終的に #1000 の粗さの研磨紙により規定の寸法に仕上げた。最終形状に仕上がったすべての試験片に対して、任意の3点をマイクロメーターで測定し、各寸法を0.05 mm 以内の誤差範囲に設定した。また、得られた試験片は、試験までの期間、水温20℃の蒸留水中にて保管した。

疲労試験は、精密万能試験機 (AG-1kNX, Shimadzu, Kyoto, Japan) を用いて行った。試験片の片側を10 mm セグメントのノブにしっかりと固定し、遊離端から10 mm はなれた試験片中央部に荷重を加えた。荷重は、クロスヘッドスピード500 mm/min, 毎分50回の繰り返し荷重とし、試験片が0.75 mm 彎曲する時点まで、荷重を加えた。これを5年間の義歯使用を想定し、18000回試験を繰り返し、自動的に荷重を記録計算した。さらに、1000回負荷するごとに、荷重点の変化量をレーザー変位計 (LK-G500 Laser Displacement Sensor, Keyence, Osaka,

Japan) によって測定し、この荷重試験による試験片の経時的な変形量とした (図1)。

なお、試験片は各材料につき5個ずつ作製した。

集積した測定値は、IBM SPSS Statistics 21.0 (IBM, New York, USA) を用いて統計学的分析を行った。分析には、一元配置分散分析と Tukey post hoc test を用いた。有意水準は $p < 0.05$ とした。

2. 熱可塑性樹脂のカンジダ付着試験

1) 被験材料

本研究では、被験材料として EstheShotBright[®] (ESB; i-Cast), 対照として L199 と Type I collagen セルタイト C-1セルデスク LF (住友ベークライト, Tokyo, Japan) の3種類を用いた (表1)。

2) 実験方法

各材料表面の親水性を表す水の接触角を、接触角測定装置 (井元製作所, Kyoto, Japan) を用いて測定した。

また、各材料表面のムチンの吸着量を測定した。各被験材料をウシ顎下腺から抽出した10 mg/ml のムチン (シグマアルドリッチ社, St. Louis, MO, USA) 溶液に90分間浸漬した。37℃で1時間振盪後、リン酸緩衝生理食塩水 (PBS, pH 7.2) で洗浄し、ムチンの皮膜を形成させた。1.0 ml のアルシアンブルー溶液 (和光純薬, Osaka, Japan) に20分間浸漬後、PBS および30%過酸化水素 (和光純薬) で洗浄し、その上清200 μ l の濁度 (OD, 595 nm) を分光光度計にて測定した。

次に、各被験材料に対するバイオフィルムの形成量およびその除去率を検討した。被験材料上におけるカンジダバイオフィルムの作製は、Li¹⁶⁾の方法に準じ、被験材料を24 well 平底プレートの底面に置き、各被験材料上にムチン溶液 (0.5 mg/ml) を500 μ l ずつ加え、37℃で75 rpm, 1時間振盪培養した。次に、500 μ l の PBS で洗浄後、YNB 培地 (Yeast Nitrogen Base, Difco, Detroit, USA) にグルコース (100 mmol/l) と N-アセチルグルコサミン (2.5 mmol/l) を加えた溶液950 μ l に 1.0×10^7 CFU/ml に調製した臨床分離株 *Candida albicans* CAD1 菌液を50 μ l 加え、37℃で75 rpm, 90分間振盪培養した。次に、500 μ l の BPS で2回洗浄し、被験材料上のカンジダの初期付着を確認後、37℃, 75 rpm, 48時間振盪培養し、被験材料上にカンジダバイオフィルムを形成させた。その後、500 μ l の BPS で2回洗浄し、被験材料上に残存したカンジダバイオフィルムを300 μ l の crystal violet にて染色した。15分後 PBS 500 μ l で2回洗浄し、96%エタノール400 μ l を加え、その50 μ l を用いて OD を、540 nm で分光光度計にて測定し、バイオフィルム形成量とした。バイオフィルムの除去率では、500 μ l の BPS で2回洗浄する前後の被験材料上のバイオフィルムの OD を用いた。すなわち、バイオフィルムの除去率は以下の式にて算出した。

表1 被験材料

商品名	種類	製造	略号
EstheShot®	Polyethylene telephthalate (PET)	iCast	EST
EstheShot Bright®	polyester (PE)	iCast	ESB
Lucitone 199®	PMMA	DENTSPLY	L199
GC Acron®	PMMA	GC	ACR
GC Casting Gold MC®	Type IV 金合金	GC	MC

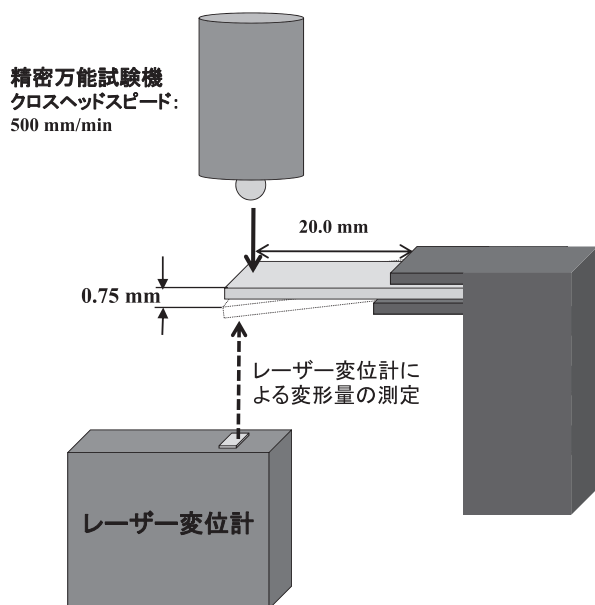


図1 片持ちはり試験

$$\text{Biofilm removability} = \frac{(\text{OD}_{540 \text{ nm}} \text{ before washing} - \text{OD}_{540 \text{ nm}} \text{ after washing})}{\text{OD}_{540 \text{ nm}} \text{ before washing}} \times 100\%$$

なお、以上の測定は各材料について9回ずつおこなった。

3) 統計解析

測定値は、IBM SPSS Statistics 21.0を用いて統計学的分析を行った。分析には、一元配置分散分析と Tukey post hoc test を用いた。有意水準は $p < 0.05$ とした。

3. 熱可塑性樹脂を用いたクラスプの維持力について

熱可塑性樹脂で作製したクラスプが長期にわたって使用された場合の維持力と変形量を予測するために、繰り

返し疲労試験を行った。

試験材料は、熱可塑性樹脂として EST, ESB, 比較対照として L199 と Type IV 金合金 (GC Casting Gold MC®, GC) を用いた (表1)。

クラスプを設置する支台歯として、上顎の犬歯と第一小臼歯の金属支台歯模型を作製した。シリコンパテ (Exafine putty type, GC) とシリコン印象材 (Exafine regular type, GC) を用いて、歯型模型 (E50-525, Nissin, Kyoto, Japan) の印象採得を行った。得られた印象鑄型にパターンレジン (Pattern Resin, GC) を注入し、成形した後、リン酸塩系埋没材 (Velvety Superquick, Shofu, Kyoto, Japan) にて埋没し、Co-Cr 合金 (Aichrom, IDM, Osaka, Japan) による鑄造を行った。犬歯には基底結節の遠心に、第一小臼歯には咬合面の遠心にそれぞれ深さ 2 mm のレスト窩を付与し、舌側と遠心にガイドプレーンを付与して、最終的な平行性はミリングマシン (F2 Degussa, Hanau, Germany) で調整、確認した。最後に、定電流方式電解研磨器 (ELEPIKA, Shofu) にて、鑄造体に電解研磨 (エレピカ用電解研磨液, 4 A, 3分) を施した。

試験に用いたクラスプは以下のように作製した。支台歯の印象に先立ち、スティッキーワックス (SpofaDental, Jicin, Czech Republic) で、印象ひずみに影響すると考えられた部位のアンダーカットをブロックアウトした。印象採得は、既製トレーを使用して、シリコン印象材 (Exafine regular type, Exafine putty type, GC) による連合印象を行った。印象材の硬化後、レジンクラスプ作製用には、歯科用石膏 (New Fujirock, GC) を、金合金クラスプ作製用模型には、クリストバライト埋没材 (クリストバライトモデルインベストメント, GC) をそれぞれの印象に注入し、作業用模型を作製した。レジンクラスプを作製するために、レジンクラスプ用の石膏模型上に、パラフィンワックスを築盛、成形し、クラスプパターンを作製した。射出成型はそれぞれのメーカー指定の条件で行った。一方、鑄造クラスプは、耐火模型上で1.2

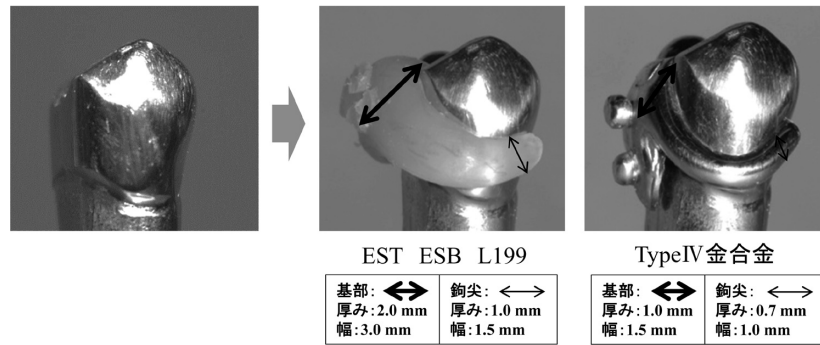


図2 実験用クラスプの設計

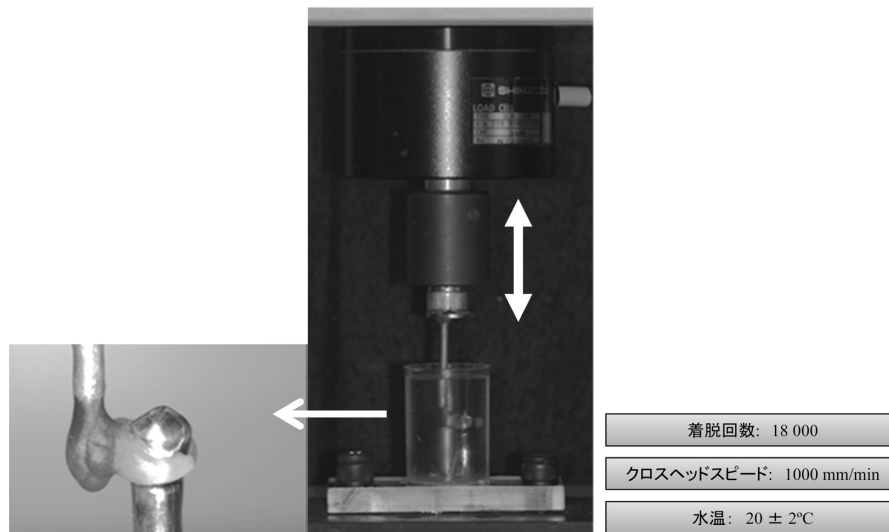


図3 クラスプの繰り返し疲労試験

mm厚さの既製のクラスプパターンを成形して、クラスプ形状を整えたのち、クリストバライト埋没材にて埋没した。硬化後、メーカーの指示に従い、Type IV金合金による鋳造を行った。最終的なクラスプの形態を図2に示す。なお、鉤尖部のアンダーカット量は0.50 mmと0.75 mmの2種類とした。このように、2つの金属支台歯模型と2種類のアンダーカット量に対して、5つのレジンクラスプと、1つのType IV金合金クラスプを準備した。

繰り返し疲労試験の概要を図3に示す。支台歯のアンダーカット内にクラスプが装着された位置より、サバイビング時の着脱方向に支台歯からクラスプが撤去させるところまでの動きについて規定し、部分床義歯の着脱を想定した挙動を再現した。精密万能試験機 (AG-1kNX) の上腕にクラスプホルダーを固定し、垂直的な位置を決定した後、下腕にクラスプを設置した支台歯模型をパターンレジン (Pattern Resin) にて固定した。試験は、室温 (20 ± 2°C) の蒸留水中で行われた。着脱は、10年間の義歯使用期間を想定し、クロスヘッドスピード 1000 mm/min, 毎分30回で18000回繰り返した。着脱時

ごとのクラスプの維持力は、キーエンス入力データ収集システム (NR-2000, Keyence) に収集した。

4. 熱可塑性樹脂を用いた義歯床の設計について

ノンメタルクラスプデンチャーは義歯床も熱可塑性樹脂で作製される。この材料はPMMAレジンよりも柔らかいため従来の義歯よりも義歯床の変形が大きくなることが予想され、支台歯周囲組織や欠損部顎堤に悪影響を及ぼす恐れがある。上顎の両側遊離端欠損を想定したシミュレーターモデルを作製し、咬合力を加えたときの義歯床下粘膜の負担圧、義歯の変形、義歯の動揺から、義歯床の外形、厚み、補強の必要性などの、熱可塑性樹脂を用いた義歯床のデザインについて検討を加えた。

1) 測定環境

(1) 実験用シミュレータ

3軸力覚センサ (PD3-32-10-040, Nitta, Osaka, Japan) を用いて、床下組織である顎堤に加わる3次元的な力を測定した。3軸力覚センサを、右側第一大臼歯部に設置し顎堤下部とセンサ上部を多目的即時重合レジン (ユニ

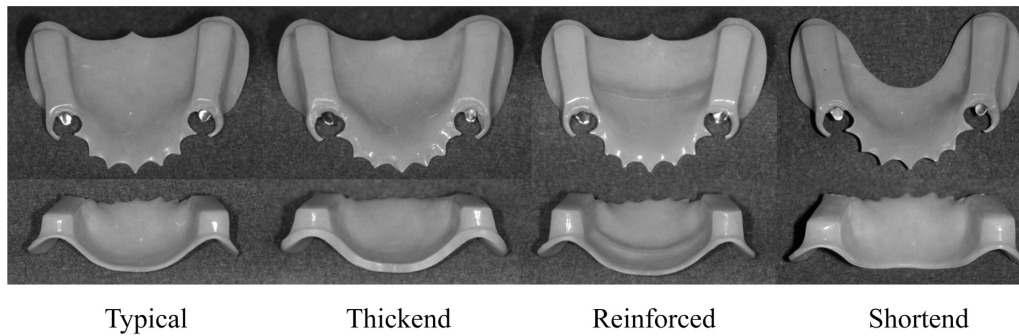


図4 実験用義歯床のデザイン

ファストII, GC)を用いて直接連結させた後, 上顎両側遊離端欠損模型の形態に合わせたPMMAレジン(GC Acron®, GC)製の顎骨モデル内に固定した。顎骨モデル上に, シリコン印象材(Exafine injection type, GC)で厚さ2.0 mmの擬似粘膜を製作し, その上に実験用義歯を設置した。実験用模型は, 両側第二小白歯から第二大臼歯までが欠損する両側遊離端欠損とし, 左右第一小白歯の遠心咬合面にレスト窩を付与した。

(2) 実験用義歯

実験用義歯の材料として, EST, ESBの2種類, コントロールとして加熱重合レジンのL199を使用した。

実験用義歯の支台装置は, 熱可塑性樹脂で作製した維持腕(鈎尖の幅1.5 mm, 厚み1.0 mm, 基部の幅3.0 mm, 厚み2.0 mm)を両側第一小白歯に遠心から設置し, Co-Cr合金(Aichrom)の鑄造遠心レストを付与した。臼歯部は上面が仮想咬合平面と平行となるような咬合堤状とした。

本研究では, 各義歯床用材料にとって負担分布の観点から適した義歯床の外形を検討するために, 図4に示すように4種類の義歯床の外形を採用した。1つ目は, 床の厚さ1.4 mm, 前方は残存歯の口蓋側に一致させ, 後方は全部床義歯に準じさせた従来型の外形(以下Typicalと略す)をコントロールとした。2つ目は, コントロールと外形は同じだが, 床の厚みを2.0 mmとしたもの(以下Thickenedと略す)とした。3つ目は, コントロールと厚さ, 外形とも同じだが, 義歯の補強線として口蓋部の左右第一, 第二小白歯間相当部に対して正中に対して直行するように幅0.9 mmの歯科用Co-Cr合金線(Dentsply Sankin, Tokyo, Japan)を2本埋入したもの(以下Reinforcedと略す)とした。合金線はサンドブラスト(Al₂O₃粉末; 平均粒径: 50 μm, 噴射時間: 15秒間, 噴射圧力: 0.20 MPa, ノズルからの噴射距離: 20.0 mm), 金属接着用プライマー(メタルプライマーII, GC)によって処理した後, 設置した。4つ目は, コントロールと厚さは同じだが, 中切歯口蓋側と後縁正中部との距離の後方1/3まで削除したもの(以下Shortendと略す), 後縁の短い形態の義歯も実験に用いた。

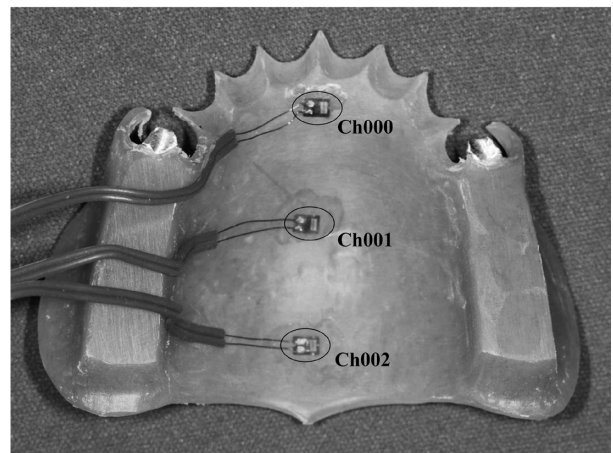


図5 義歯床のひずみの測定

(Ch000: 左右犬歯間相当部, Ch001: 左右第二小白歯間相当部, Ch002: 左右第二大臼歯間相当部。Shortendでは, Ch000, Ch001のみ)

(3) 義歯床の歪みの測定

義歯の歪みは, 歪みゲージ(KFG-02-120-C1-11L1M2R, Kyowa, Tokyo, Japan)を義歯正中部に3ゲージ貼付し測定した。歪みゲージの貼付位置は, 正中部の左右犬歯間相当部をCh000, 左右第二小白歯間相当部をCh001, 左右第二大臼歯間相当部をCh002とした。義歯床後縁を短縮したShortendでは, 最後方部の歪みゲージは貼付できないため, 2ゲージのみ貼付した(図5)。

(4) 義歯の動揺の測定

G²モーションセンサ(AMI602, 愛知製鋼, Aichi, Japan, 分解能: 0.1 mG)を用いて義歯の動揺を測定した。同センサを内蔵したセンサユニット(25.0×1.80×7.00 mm, 1.78 g)を非荷重側臼歯部咬合堤上に装着し, 同部のピッチング, ヨーイング, ローリングを測定した。

2) 測定方法

実験用義歯への荷重は50 Nとし, 精密万能試験機(AG-1kNX)を用いてクロスヘッドスピード2.0 mm/min

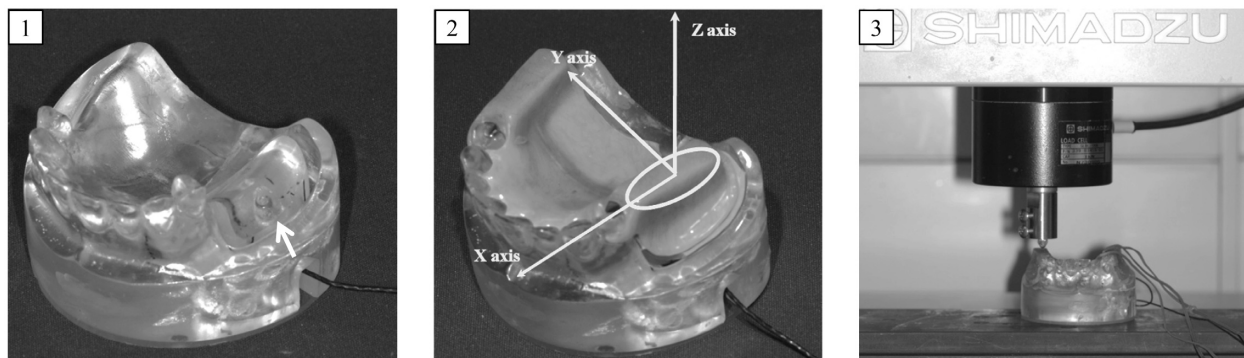


図6 義歯への荷重と負担圧の測定
(1: 3軸力覚センサを設置 (←), 2: 擬似粘膜と義歯を設置, 3: 万能試験機による荷重負荷)

で仮想咬合平面に対して垂直な点荷重となるよう、荷重側としてセンサ直上の咬合堤右側第一大臼歯相当部に、非荷重側として咬合堤の左側第一大臼歯相当部に加えた(図6)。

荷重時の負担分布に関しては、各3軸力覚センサからの出力、3 Chに加えて、精密万能試験機のロードセルの出力を加えた計4 Chの出力を、モバイル高速波形レコーダ(NR-2000, Keyence)を介してサンプリング周期50 Hz、分解能14 bitでA/D変換し、パーソナルコンピュータに取り込み記録した。義歯の動揺に関しては、G²モーションセンサからの出力をUSBを用いて直接パーソナルコンピュータに送り解析を行った。義歯の歪みは、3 Ch(Shortendでは2 Ch)の出力を1.25 Hzでデータロガー(UCAM-20PC, Kyowa)を介してパーソナルコンピュータに取り込み記録した。

なお、出力電圧の安定を図るために、負担分布および角度の最終測定値はロードセルの荷重が50 Nに達した5秒後の値とし、各条件5回ずつ行い、その平均値を求めた。

3) 解析方法

(1) 負担分布の解析

センサからの出力は、前後方向をX軸(前方を+)、左右方向をY軸(左側を+)、上下方向をZ軸(上方を+)とする右手座標系に統一した。X軸、Y軸、Z軸それぞれの成分 M_x 、 M_y 、 F_z に加えて、それらの値を用いて顎堤に加わるそれぞれの合力を、以下の計算式から算出した。

$$F = \sqrt{(M_x^2 + M_y^2 + F_z^2)}$$

また、センサは右側にのみ設置されていたため、荷重点を左右側に設定することで顎堤が作業側、非作業側となった際の状態をシミュレートすることとした。つまり、センサ設置側の右側を荷重側、センサを設置していない側を非荷重側とし、荷重点を左右側に設定した。

(2) 義歯の動揺の解析

G²モーションセンサで測定される荷重時の実験用義歯の動揺について、Y軸回りの回転をピッチング(前方回転を+)、Z軸回りの回転をヨーイング(左回転を+)、X軸回りの回転をローリング(右回転を+)とし、荷重前に対して荷重後の角度をもって動揺度とした。なお、表示解析用ソフトウェアはC言語を用いて構築した。

(3) 義歯の歪みの解析

歪みゲージの出力は、正中に対して義歯床左右の引っ張り方向をプラス、圧縮方向をマイナスとなるように設定した。

4) 統計解析

集積した測定値は、IBM SPSS Statistics 21.0を用いて統計学的解析を行った。分析には、一元配置分散分析とTukey post hoc testを用いた。有意水準は $p < 0.05$ とした。

結 果

1. 熱可塑性樹脂の疲労試験

図7に試験片を0.75 mm変形させるのに要した荷重を示す。荷重初期においては、ACRで 2.42 ± 0.07 Nと他の材料よりも有意に高い値を示した。一方、ESTとL199では同程度の低い値を示した。しかし、ACRの荷重は徐々に減少し、14000サイクルを超えると、ESTとL199と同程度の値を示すようになり、3つの材料で有意差はなくなった。また、すべての試験期間を通じて、ESTとL199の両者には有意差が認められなかった。

図8には、試験片の変形量を示す。試験期間を通じて、ACRの変形量が有意に大きな値を示した。L199では、サイクルが増えていくにつれて、変形量は徐々に小さくなったが、一方、ESTは試験期間を通じてほぼ変形が認められず、他の材料よりも変形量は有意に小さい値を示した。

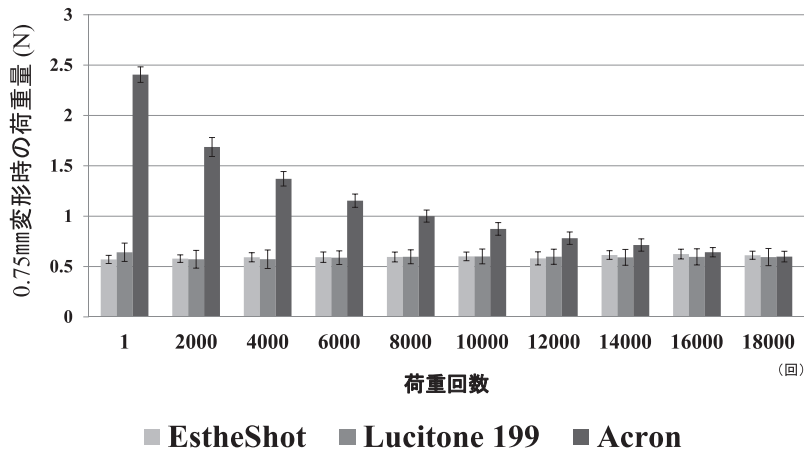


図7 試験片を0.75 mm 変形させるのに要した荷重量

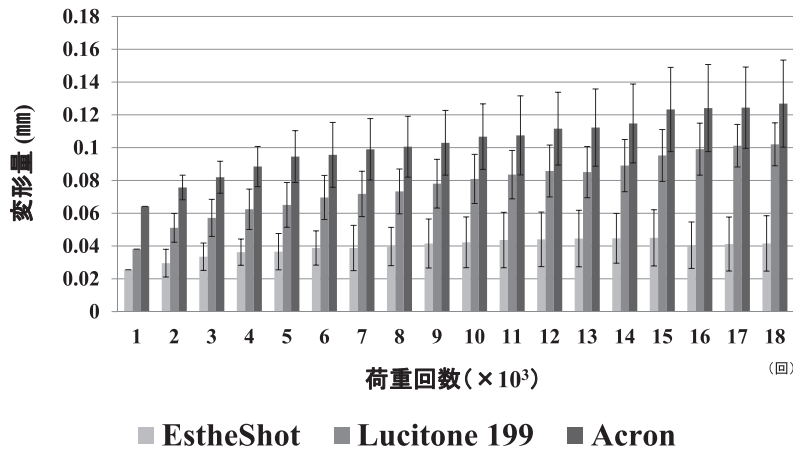


図8 試験片の変形量

2. 熱可塑性樹脂のカンジダ付着試験

バイオフィルムの形成量 (OD_{540nm}) は、ESB に対しては 0.524 ± 0.012 、Type I collagen コートセルディスクに対しては 0.473 ± 0.049 、L199 に対しては 0.726 ± 0.118 であった。洗浄によるバイオフィルム除去率は、ESB に対しては 33.85%、Type I collagen コートセルディスクに対しては 35.39%、L199 に対しては 20.98% であった。

接触角に関して、ESB は $51.9 \pm 0.4^\circ$ 、Type I collagen は $21.8 \pm 1.4^\circ$ 、L199 は $57.7 \pm 1.1^\circ$ であった。

ムチンの吸着量 (OD_{540nm}) は、ESB に対しては 0.340 ± 0.017 、Type I collagen に対しては 0.281 ± 0.001 、L199 に対しては 0.298 ± 0.013 であった。

3. 熱可塑性樹脂を用いたクラスプの維持力について

図9にそれぞれの試験期間におけるクラスプ維持力の変化量を示す。疲労試験開始時点のEST、ESBの維持力は、小白歯では0.50 mmのアンダーカットで 4.64 ± 0.59 N と 3.21 ± 0.83 N、0.75 mmのアンダーカットで 9.03

± 1.12 N と 7.57 ± 0.47 N であった。また、犬歯では0.50 mmのアンダーカットで 2.62 ± 0.31 N と 2.45 ± 0.65 N、0.75 mmのアンダーカットで 7.79 ± 0.78 N と 6.48 ± 0.60 N であった。コントロールである通常の形態の合金の維持力は、小白歯で 10.26 ± 0.50 N、犬歯で 11.63 ± 0.50 N (ともに0.50 mmアンダーカット) でEST、ESBと比較して著しく高い値を示した。一方、PMMAレジンのL199の場合、小白歯では0.50 mmのアンダーカットで 5.80 ± 0.56 N、0.75 mmのアンダーカットで 11.78 ± 0.60 N であった。また、犬歯では0.50 mmのアンダーカットで 5.07 ± 0.63 N、0.75 mmのアンダーカットで 9.85 ± 0.90 N であった。

ESTでは、荷重初期の破壊は起こらなかったものの、0.50 mmアンダーカット量では1500~2000サイクルで、0.75 mmでは1000~1500サイクルでクラスプの破壊が起こった。

一方ESBでは、0.75 mmに設定した場合には5000~7000サイクルで破壊が起こったものの、アンダーカット量を0.50 mmに設定すると18000サイクルの試験に耐

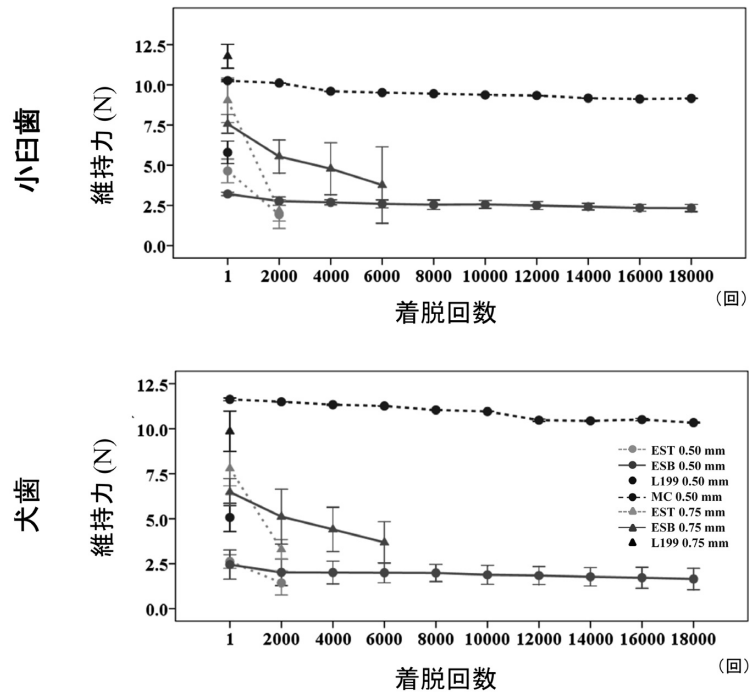


図9 維持力の経時的変化

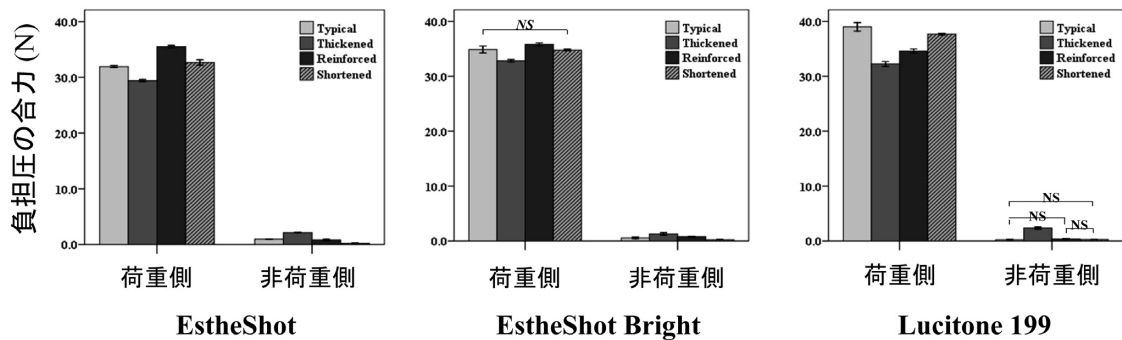


図10 義歯床下の負担圧 (合力)

NS: no significant difference ($p > 0.05$)

NSが記載されたもの以外は有意差 ($p < 0.05$) を認める

えることができた。18000サイクル時での0.50 mmのアンダーカットにおけるESBの平均維持力は小白歯群では 2.3 ± 0.2 N, 犬歯群では 1.9 ± 0.5 Nであった。0.75 mmのアンダーカットでは、5000~7000サイクル時での維持力は、小白歯群では 3.5 ± 1.9 N, 犬歯群では 3.7 ± 0.9 Nであった。維持力はコントロールであるメタルクラスプに比べると低い値であったが、0.50 mmアンダーカットでは試験期間を通して2.5 N以上で大きな変化は認められなかった。

L199では、0.50 mmアンダーカット量では500~1000サイクルで、0.75 mmでは10~300サイクルでクラスプが破壊された。

4. 熱可塑性樹脂を用いた義歯床の設計について

1) 合力の大きさについて

図10に顎堤に加わる合力の大きさの結果を示す。荷重側にはセンサ側荷重時の負担圧を、非荷重側には非センサ側荷重時の負担圧を示した。

ほとんどの力は、荷重側に生じ、非荷重側にはほとんど力は伝達していなかった。全体的にEST, ESB, L199の順にわずかなら合力が大きくなった。義歯床の設計では、床の厚さが厚いThickenedが荷重側の合力が小さくなり、非荷重側の合力が大きくなる傾向にあり、逆に、床が薄いTypicalや床が短いShortenedではこの逆の傾向が見られた。補強効果によって床が厚くなるThickened

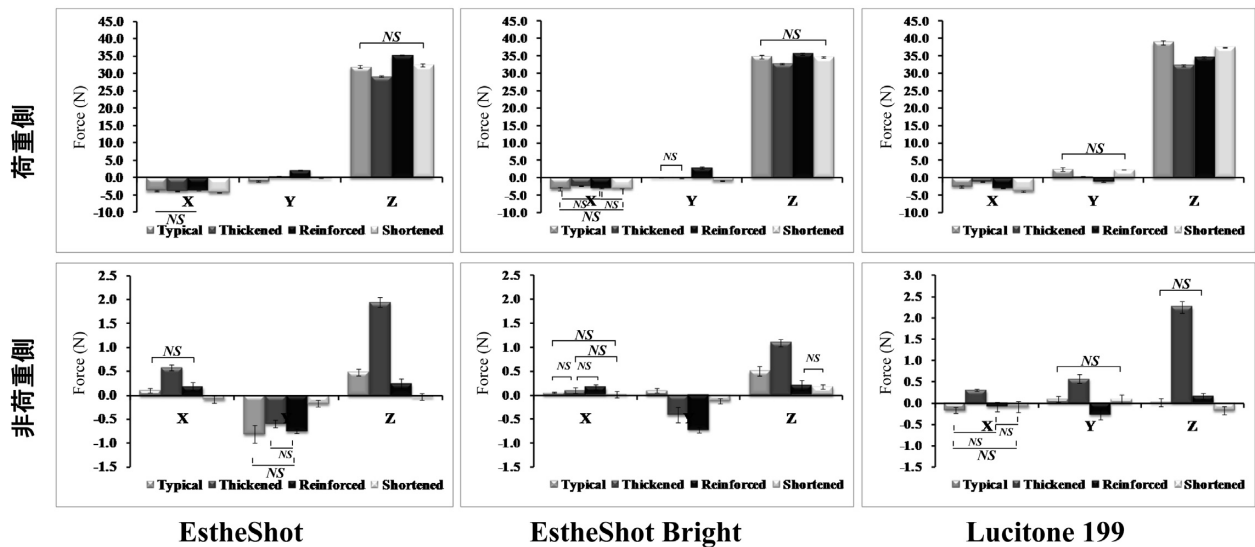


図11 義歯床下の負担圧 (各軸単位)
NS : no significant difference ($p > 0.05$)
NS が記載されたもの以外は有意差 ($p < 0.05$) を認める

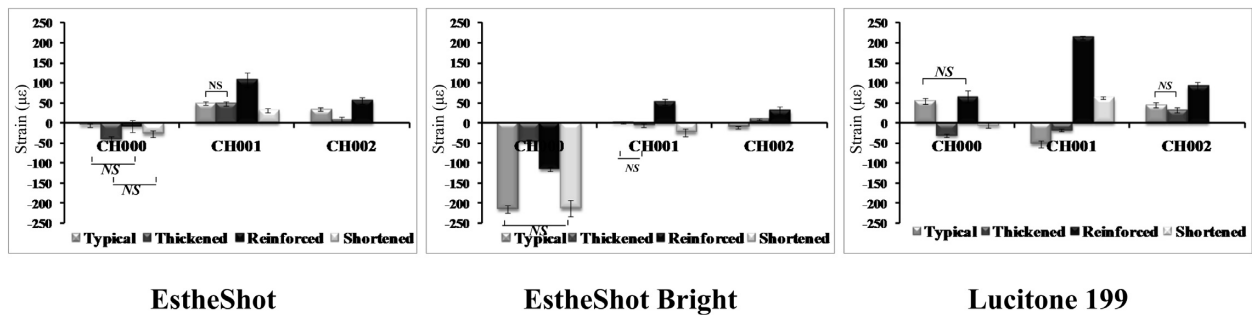


図12 義歯のひずみ
NS : no significant difference ($p > 0.05$)
NS が記載されたもの以外は有意差 ($p < 0.05$) を認める

と同じような効果は見られなかった。

2) 力の方向について

図11に顎堤に加わる力の方向の結果を示す。顎堤に加わる力は主にZ方向であった。EST, ESBでわずかながらY方向への動揺の増加が認められたほかは、材料による影響、義歯床設計の影響はほとんど見られなかった。床の厚さが2.0 mmのものについては、非荷重側への力の伝達がわずかながら観察された。

3) 義歯の歪みについて

図12に義歯の歪みの結果を示す。ESBのTypicalとShortenedの前方Ch001で引っ張りの歪み量が増える傾向にあった。L199のReinforcedにおいては、Ch002の中央から後方(支台歯から後方)の圧縮歪みが増加した。

4) 義歯の動揺について

すべての条件において、ピッチング、ヨーイング、ローリングの角度は 0.1° 以内であり、義歯の動揺は小さいものであった。また、材料の違いや義歯床の条件の違いによる特徴的な傾向は認められなかった。

考 察

1. 熱可塑性樹脂の理工学的性質

義歯材料として日本で認証されている熱可塑性樹脂は、ポリアミド系、ポリエステル系、ポリカーボネート系、アクリル系、ポリプロピレン系の5種類である。これらの理工学的性質としては、曲げ強さ⁵⁻¹⁴⁾、曲げ弾性率⁵⁻¹⁴⁾、接着強さ^{5, 14, 17-20)}、吸水性^{5, 9-11, 21, 22)}、摩耗性^{5, 10, 23, 24)}、表面硬さ^{9, 25-27)}、耐衝撃性¹²⁻¹⁴⁾、色調安定性^{5, 10, 11, 21, 28)}、適合性^{22, 29-31)}などが報告されている。EST

は、ポリエチレンテレフタレート共重合体を主成分とするポリエステル系樹脂であり、他の種類の熱可塑性樹脂に比べてPMMA レジンとの接着に優れており¹⁷⁾、修理やリラインが従来の床用レジンと同じように行える。また、熱可塑性樹脂の中では適合性が良いという報告もある²⁹⁾。ESBは、ESTより弾性率が低く、柔軟性を高めるよう改良されたポリエステル共重合体である^{9,11)}が、新しい材料であるため材料学的な詳細な報告はない。また、EST、ESBに関しては、クラスプの着脱による変形に伴う比較的小さな力による繰返し荷重の影響についての報告はない。そこで今回は、常温重合レジンとの接着が良好な、すなわち修理やリラインが容易であり、適合精度もよく、現在市販されている熱可塑性樹脂の中では最も臨床応用が容易であると思われるポリエステル系の熱可塑性樹脂ESTの疲労試験をおこなった。

義歯の機械的な維持力は、支台歯のアンダーカット内に維持装置の維持腕が作用することで発揮される。クラスプの維持力を規定する要因はクラスプのたわみ量と支台歯のアンダーカット量である。また、クラスプのたわみ量は下の式で表され、長さの3乗に比例し、材料の弾性係数、幅、厚さの3乗に反比例する。

$$\delta(\text{たわみ量}) = \frac{P(\text{荷重}) \times l(\text{長さ})^3}{E(\text{弾性係数}) \times b(\text{幅}) \times h(\text{厚さ})^3}$$

義歯用高分子材料には弾性ひずみが小さく比例限界の大きい、つまり弾性係数が大きく、剛性の高い材料を使用することが望ましいとされてきた。したがって、応力-ひずみ曲線図に代表される弾性率の強度を中心に設計が進められてきたが、ノンメタルクラスプデンチャーとしての応用を考えたときに、より臨床での使用法を想定した研究方法を考える必要がある。

つまり、通常強度試験で用いられる、3点曲げ試験や4点曲げ試験ではなく、ノンメタルクラスプデンチャーの鉤腕に荷重が加わったことを想定し、片端を固定し他端に荷重を加える、いわば便宜的な片持ちはり試験が必要と考え、今回採用した。佐野ら³²⁾は、ポリカーボネート系、ポリアミド系、ポリエステル系の熱可塑性樹脂の物性比較を行い、ポリカーボネートが弾性率、レジリエンスに優れた材料であると報告した。本研究では、ポリエステル系の一種であり、ポリカーボネートに類似したESTと、ポリメチルメタクリレート系(PMMA)であるL199とACRを被験材料として、より臨床応用に近い状況をシミュレートするために片持ち状態で荷重を加え、熱可塑性樹脂の荷重量の変化と永久変形量を調査した。

一定の変形に要する荷重は、18000サイクルの試験期間を通じてESTとL199で差がなく、その値も一定であった。また、ESTの変形量はL199、ACR(PMMAレジン)より小さかった。臨床では義歯装着者に対して、夜間と

毎食後には義歯を外して清掃するように指導している。この指導を堅実に守れば、少なくとも1日に4、5回義歯を着脱することになる。クラスプは着脱の度に外力により一時的に変形するが、外力から解放されると元の形に戻り永久変形しないことが、安定した維持力には不可欠である。今回の実験から、ESTとL199の曲げ弾性率は同程度であることが予想されるが、繰返し荷重を加えるとESTの変形量はL199よりも有意に小さかったことから、ノンメタルクラスプデンチャーの鉤腕として必要な性質を有し、かつ、臨床で使用しても永久変形が少ない材料であることが示唆された。

2. 熱可塑性樹脂のカンジダ付着試験

本研究では、義歯性口内炎の原因菌であるカンジダを用いて、熱可塑性樹脂への付着性について検討した。被験材料としてESB、対照としてL199とType I collagen セルタイトC-1セルデスクLFの計3種類を用いた。ESTに対するカンジダの付着に関しては、Liらの過去の報告¹⁶⁾があるため、今回はより新規性の高い材料であるESBを用いて実験を行った。

接触角の結果より、ESBは、L199と比較して接触角が小さい、つまり親水性であることが示された。このことは、同様な材料を用いたLiらの報告¹⁶⁾でもType I collagen 19°、EST 29°、PMMA 33°とあり、接触角の様相は一致している。一般的に、カンジダは疎水性の材料表面に対する付着性が高いと報告されている^{33,37)}。その観点からは、ESBの方が親水性が高いのでカンジダが付着しづらいという過去の結果³⁷⁾と同様の結果が得られた。一方、バイオフィーム形成の足場とされるムチンの吸着の結果からは、ESBの方がPMMAのL199よりも高い値を示すという結果となったが、Liらの報告¹⁶⁾ではESTの方がPMMAよりも低い値であると報告している。また、カンジダなどの微生物付着に影響を与える因子の一つとして、本研究で検討した親水性、ムチンの吸着性のほかに吸水性が挙げられ、吸水性の高い材料は微生物が付着しやすいことが報告されている³⁸⁾。PMMA、EST、ESBの吸水量を比較した菱元¹⁵⁾の報告では、PMMAと比較して、ESTの吸水量は約1/3、ESBは約1/4であり、吸水性からみると、EST、ESBの方がPMMAよりも微生物が付着しにくい材料であると考えられる。

カンジダバイオフィーム形成量は、Liらの報告¹⁶⁾ではType I collagenを基準に、ESTは1.35倍、PMMAで2.26倍、今回の報告ではESBは1.11倍、PMMAで1.53倍であり、同様の傾向を示した。洗浄によるバイオフィーム除去率に関して、Liらの報告¹⁶⁾では、Type I collagenは20%、ESTは24%、PMMAは16%であり、今回の報告ではType I collagenは35%、ESBは34%、L199は21%であった。実験法に差があるものの、PMMAよりEST、ESBのようなポリエステル系の方が

カンジダ付着性が低く、除去しやすい傾向が確認され、それは、材料の親水性、唾液の吸着性および吸水性が影響したものと考えられる。

以上のように、EST、ESBを義歯床材料として用いた場合、カンジダ付着の面からアクリル樹脂よりも良好であると考えられる。しかし、これらの熱可塑性樹脂を維持装置として用いるには、従来のメタルクラスプと比較した場合、カンジダ付着の面からはそれほど優れた材料ではなく、通常のクラスプと同様に支台歯周囲の清掃性に配慮して設計されるべきである。しかも、ノンメタルクラスプデンチャーでは、審美性と維持力の向上のため、クラスプを支台歯の歯頸部、辺縁歯肉上に設定することが予想される。したがって、十分なブラークコントロールが必要であり³⁹⁻⁴¹⁾、口腔衛生不良の症例や定期的なリコールに応じない症例は禁忌症であると考えられる。

3. 熱可塑性樹脂を用いたクラスプの維持力について

ノンメタルクラスプデンチャーのクラスプに関しては、材料学的な性質については多くの報告があるが、クラスプの維持力と変形量から適切なクラスプデザインやアンダーカット量を検討した報告はない。また、熱可塑性樹脂で作製されたクラスプの経時的維持力の変化を検討した報告はあるものの⁴²⁾、口腔内という過酷な環境下で、咬合力が繰り返される状況を模倣した条件下での報告はない。高分子材料は、口腔内での吸湿によりさまざまな悪影響を受ける。その観点から、義歯用高分子材料の品質を管理する目的で、多くの研究者が高分子製品の吸水率について報告している。林らは、ポリアミド系樹脂は吸湿によるアミド基間の水素結合の破断によって強度は低下すると報告している⁴³⁾。さらには、極性の強い分子構造に依存する吸水性は、口腔内環境では汚れ、着色寸法変化などに関係するので、吸水後の物性値の検討が不可欠であると述べている。また、佐野らは、ポリカーボネート系、ポリアミド系、ポリエチステル系と大きく3つに大別しそれぞれの吸水率を比較したところ、ポリカーボネート系の吸水率が最も少なく、しかも、ポリカーボネート系とポリエチステル系はアクリルレジンの約1/2の吸水率であることを報告した⁴⁴⁾。こういった研究が多くなされる背景を考慮に入れると、より臨床的に材料を評価するためには、繰り返し疲労試験を湿潤環境で行うことには意義があると考えられる。

両熱可塑性樹脂の維持力はL199、MCよりも著しく低い値を示し、初期の維持力は鉤歯によって多少の違いがあるものの、0.75 mmのアンダーカット量では、ESTが8.0 N～9.0 N、ESBで6.5 N～7.6 Nであった。0.50 mmアンダーカット量では、ESTが2.6 N～4.6 N、ESBでは2.5 N～3.2 Nであった。部分床義歯において、1歯あたりのクラスプの維持力に関して、奥野⁴⁵⁾は約500 gfが経験的に標準とみなされていると記述している。そ

の他の報告として、Körber⁴⁶⁾は500 gf、長澤⁴⁷⁾、大川⁴⁸⁾は500～1000 gfが適切であると報告している。症例によって違いはあるが、500 gfを理想的な維持力と仮定すれば、EST、ESBでクラスプを作製する場合、0.50 mmのアンダーカット量では十分な維持力が得られず、0.75 mmが適切なアンダーカット量であると思われる。

一方、経時的な維持力の変化を見た場合、アンダーカット量を0.75 mmに設定すると、ESTでは2000回以内に、ESBは6000回以内にクラスプが破壊された。一日に義歯を5回着脱した場合、ESTでは1年(1825回)あまりで、ESBでも3年(5475回)あまりでクラスプが破損することになる。維持力は小さくなるがアンダーカット量を0.50 mmに設定すれば、ESBでは18000回以上の繰り返し試験を行っても初期の維持力を持続することができ、10年以上の使用に耐えられることになる。ノンメタルクラスプデンチャーが保険の適応外で高価あることを考えると、患者の満足、信頼を得るためには3年で破損する義歯は好ましくない。義歯のトラブルを回避することを考慮すれば、材料はESBを選択しアンダーカット量は0.50 mmが適切であると思われるが、前述のように維持力は理想的なその1/2程度となってしまう。

クラスプの維持力を大きくするためには、たわみ量を小さくする必要がある。審美性、装着感、デンチャーブラークコントロールを考慮すれば、十分な維持力が得られるようにクラスプの厚みを大きくすることは難しい。したがって、0.50 mmのアンダーカット量でESBのクラスプを作製する場合は、今回のクラスプの2倍の幅、すなわち基部で幅6.0 mm、厚み2.0 mm、鉤尖部で幅3.0 mm、厚み1.0 mmに設定すれば理想的な維持力が得られる。熱可塑性樹脂のクラスプは義歯床と同色であり、臨床で応用する場合は、その外形を歯肉部にまで延長している。審美性を考慮して厚みを設定したとしても、クラスプの幅を比較的自由に設定できるため、今回のクラスプよりも維持力を大きくすることは難しいことではない。

以上のように、ESBはアンダーカット量を0.50 mmに設定すれば、ノンメタルクラスプデンチャーの維持装置として長期間使用することができるが、理想的な維持力を得るためには、ブラークコントロールに配慮しながら、クラスプの幅を増大させて対応する必要があることが示唆された。

4. 熱可塑性樹脂を用いた義歯床の設計について

熱可塑性樹脂は、高い耐屈曲性と低い弾性率の両方の性質を有しており⁴⁹⁻⁵²⁾、従来の可撤式の部分床義歯における金属製の支台装置と比較して、高い審美性を有する支台装置として応用される。

部分床義歯の床用材料には、口腔内の咬合力に耐え得る十分な剛性が必要とされる。義歯床の剛性が不足して

いと、顎堤や支台歯に対して負担過重となりうるということが報告されている⁵³⁾。本研究では、熱可塑性樹脂を備えた部分床義歯における床下組織の負担分布と義歯の歪みの関係、そして義歯の動揺をアクリルモデル上において検討した。このような顎堤模型を用いた検討のほかに、有限要素解析法による検討も行われている⁵⁴⁻⁵⁷⁾。しかし、本研究で対象とした熱可塑性樹脂を用いた義歯はその挙動をすべて有限要素解析法により再現するのが困難なため、今回は実際の顎堤模型を用いて検討を行った。

顎堤に対する合力に関して、すべての材料において **Thickened** が荷重側の負担が最も少なく、非荷重側の負担が大きいという結果、つまり、負担の分散が認められた。これは床が厚くなることで義歯の剛性が増加したため負担が分散したものと考えられる。また、EST と ESB に関しては補強のための金属を埋入し義歯の剛性を高めた **Reinforced** でも **Typical** と比較して大きな合力が認められた。金属補強ではサンドブラスト、メタルプライマーによる金属表面処理を行っているが、今回の結果からは補強の効果が認められなかった。EST、ESB と金属との接着に関する報告はないが、今回の結果からは熱可塑性樹脂と金属は化学的に接着していないと考えられた。また、サンドブラストによる機械的な嵌合力も床を補強するほどの効果は得られなかった。

Shortened と **Typical** は同程度の負担分布であったが、今回は欠損歯数が少ない症例をシミュレートしており、口蓋後方部での負担域が小さいため、負担分布の観点からはこのような少数歯欠損の場合は EST と ESB の床を短縮できることの可能性が示唆された。また、力の方向の結果から EST と ESB の **Reinforced** では Y 方向つまり横向き力が生じることが示された。これは、前述の実験結果で示したように EST と ESB は L199 と比較して弾性係数が小さいため、クラスプのたわみが生じたことが原因であると考えられた。臨床では、このような力が生じることによって疼痛や褥瘡性潰瘍などの問題が起こってくる。しかし、クラスプの厚みと幅を増やし、たわみを小さくすることでこのような力も小さくなることが予想される。また3つの材料とも **Thickened** では義歯の歪みが **Typical** と比較して減少したという義歯の歪みに関する結果からも、義歯床を厚くすることの有用性が示唆された。

以上の結果より、負担分布と義歯の動揺、歪みの観点からは、今回使用した熱可塑性樹脂材料を用いる場合、金属により義歯を補強することは有効ではないことが示唆された。また床の厚みに関して、本研究では厚さ2.0 mm の **Thickened** が厚さ1.4 mm の **Typical** と比較して負担の分散が認められたことより、熱可塑性樹脂の場合、通常の1.4 mm の厚みではなく、患者の違和感が少なく、口腔機能を阻害しない程度に床をやや厚くすることによって機能圧の分散に有効であることが示唆された。また、今回のような比較的歯の欠損が少ない場合におい

て、全部床義歯のように義歯床を後方にまで延長して患者の異物感が大きくなるような症例では、義歯床の後方を短縮することも可能であることが示唆された。

今回のシミュレーションでは、上顎の両側遊離端で支台歯に金属製のレストを付与したデザインを採用した。熱可塑性樹脂は、PMMA と比較した場合工学的性質に多くの違いがある。とくに、弾性係数の違いは義歯床の歪みに大きく影響する。今回の結果では、義歯床の厚みを増やすことによって負担圧を分散させることができたが、支台歯にレストを設定していない場合には、床下組織の負担圧様相は大きく変わることが予想される。また、本実験では一つのシミュレータにおける模型実験しか行っていない。したがって、このモデルによる実験結果の限界についても十分に考慮しなければいけない。

今回の一連の実験結果から、熱可塑性樹脂を用いてノンメタルクラスプデンチャーの維持装置を作製するときには、ESB を用いてアンダーカット量を0.50 mm に設定し、プラークコントロールに配慮しながらクラスプの幅を増大させることによって、長期間にわたって理想的な維持力を維持することができる。また、義歯床では、床をやや厚くし補強することで機能圧を分散させることができることが示唆された。ノンメタルクラスプデンチャーは審美性に優れるなど多くの利点があるが、義歯床下組織の健康を維持するためには、従来の部分床義歯の設計指針に基づき、維持、支持、把持を考慮するとともに、熱可塑性樹脂の特徴を十分に理解したうえで義歯設計を行い、印象術式、咬合様式等の臨床術式も併せて検討することが重要と思われる。

結 論

熱可塑性樹脂を用いた義歯床の設計に関して、疲労試験、カンジダ付着試験、3軸力覚センサとモーショセンサを応用した測定システムを用いた床下組織の負担分布と義歯の動揺試験を行い、以下の結論が得られた。

1. クラスプへの繰り返し加わる曲げ応力を想定した片持ち疲労試験では、ポリメチルメタクリレート系である L199、ACR と比較して、ポリエステル系の EST は試験期間を通じて変形量も少なく、一定の変形に要する荷重もほぼ変化が見られなかった。
2. 材料の微生物学的検討より、バイオフィルムの形成量およびバイオフィルムの除去率に関して、PMMA レジンよりもポリエステル系の ESB の方が形成量も少なく、除去率も高いという結果が得られた。また、それには材料の親水性および唾液成分の吸着性が影響しているものと考えられた。
3. 水槽中でのクラスプの繰り返し着脱試験では、EST、ESB で作製したクラスプの維持力は L199、MC よりも著しく低い値を示したものの、L199 と比べてより長期にわたって維持力を示した。また、EST は ESB よりも高い維持力を示したが、破壊ま

での期間は短かった。

4. 両側遊離端の少数歯欠損を想定したシミュレーション実験では、負担分布と義歯の動揺、歪みの観点から、EST, ESB では義歯床の厚みをやや大きくすることによって、荷重側の負担圧を非荷重側に分散することができたが、金属による補強は負担圧の均等化には効果がなかった。また、床の後縁を短くしても負担圧に影響がなかった。

以上より、上顎両側遊離端欠損症例において、ESBは幅を広く設定すればノンメタルクラスプデンチャーの鉤腕として臨床応用可能であり、義歯床の厚みを2.0 mm 設定することによって機能圧を非荷重側に分散することが示唆された。

謝 辞

稿を終えるにあたり、終始御指導、御校閲を賜りました口腔顎顔面補綴学分野、市川哲雄教授に深甚なる謝意を表しますとともに、御校閲、御助言を戴きました口腔微生物学分野、三宅洋一郎教授、生体材料工学分野、濱田賢一教授に深謝いたします。また、微生物学的検討において御指導ならびに御助言を戴きました、口腔微生物学分野、弘田克彦准教授、模型の製作から解析までの過程において、様々な御指導を戴きました、口腔顎顔面補綴学分野、永尾 寛准教授、内藤禎人助教、後藤崇晴助教に深く御礼申し上げます。最後に、本研究の遂行にあたり数々の御助言、御指導をいただきました口腔顎顔面補綴学分野の諸先生方に心から謝意を表します。

参考文献

- 1) 鈴木達也, 新保秀仁, 北野展久, 佐藤 薪, 川井善之, 神吉ゆかり, 大久保力廣: 弾性熱可塑性合成樹脂義歯 (ノンクラスプデンチャー) のアンケート調査. 日補綴会誌 3 (120回特別号), 133 (2011)
- 2) 櫻井 薫: 高齢者医療における補綴装置に対する最近の知見. Geriatr Med 47, 1643-1645 (2009)
- 3) 大久保力廣, 谷田部優, 有田正博: ノンメタルクラスプデンチャーの現状と問題点 - 補綴装置の一選択肢となり得るのか-. 日補綴会誌 4 (121回特別号), 63-64 (2012)
- 4) 大久保力廣: ノンメタルクラスプデンチャーの現状と補綴学的一考察. 補綴臨床 45, 504-514 (2012)
- 5) 高橋英和, 河田英司, 玉置幸道, 寺岡文雄, 細井紀雄, 吉田隆一: ノンクラスプ用デンチャー材料の基礎的物性. 歯科材料・器械 28, 161-167 (2009)
- 6) 町 博之, 林 克哉, 横山菜穂子, 内田多恵子, 小野高裕, 野首孝嗣: 義歯用高分子材料としてのポリアミド樹脂 (ナイロン系) の物性について (第3報) 曲げ特性ならびに疲労特性. 日歯技工誌 25, 93-99 (2004)
- 7) Yunus N, Rashid A A, Azmi L L and Abu-Hassan M

- I: Some flexural properties of a nylon denture base polymer. J Oral Rehabil 32, 65-71 (2005)
- 8) Katsumata Y, Hojo S, Ino S, Hamano N, Watanabe T, Suzuki Y, Ikeya H, Morino T and Toyoda M: Mechanical characterization of a flexible nylon denture base material. Bull Kanagawa Dent Coll 35, 177-182 (2007)
- 9) 佐野正枝, 伊藤圭一, 野村章子, 河野正司: ノンクラスプ義歯用熱可塑性樹脂の物性. 日歯産会誌 23, 28-34 (2009)
- 10) 高林洋太: ノンクラスプデンチャーの工学的性質. デンタルダイヤモンド 34, 26-29 (2009)
- 11) Takabayashi Y: Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. Dent Mater J 29, 353-361 (2010)
- 12) Hamanaka I, Takahashi Y and Simizu H: Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. Acta Odont Scand 69, 75-79 (2011)
- 13) Takahashi Y, Hamanaka I and Simizu H: Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. Acta Odont Scand 70, 297-302 (2012)
- 14) 濱中一平, 岩本実砂, 宮口 巖, 勝俣辰也, 池浦政裕, 清水博史, 高橋 裕: ノンクラスプデンチャー用材料の諸性質. 日補綴会誌 4 (121回特別号), 156 (2012)
- 15) 菱本宗光: エステシヨットブライト. DE 186, 283-284 (2013)
- 16) Li J, Hirota K, Goto T, Yumoto H, Miyake Y and Ichikawa T: Biofilm formation of Candida albicans on implant overdenture materials and its removal. J Dent 40, 686-92 (2012)
- 17) Katsumata Y, Hojo S, Hamano N, Watanabe T, Yamaguchi H, Okada S, Teranaka T and Ino S: Bonding strength of autopolymerizing resin to nylon denture base polymer. Dent Mater J 28, 409-418 (2009)
- 18) 新保秀仁, 大久保力廣, 土川益司: ポリアミド系合成樹脂とアクリルレジンとの接着に関する研究. 日補綴会誌 1 (118回特別号), 216 (2009)
- 19) 新保秀仁, 大久保力廣: “ノンクラスプデンチャーは高齢者に有効か?”. 日本歯科評論 別冊2011 高齢者にやさしい歯冠修復・補綴治療 - Biocompatibility (生体調和) に基づいた対応 -. 高橋英登編. 東京, ヒョーロン・パブリッシャーズ, 2011, 103-110.
- 20) Hamanaka I, Shimizu H and Takahashi Y: Shear bond strength of an autopolymerizing repair resin to injection-molded thermoplastic denture base resins. Acta Odontol Scand 71, 1250-1254 (2013)
- 21) 勝俣友樹, 北條 了, 井野 智, 濱野奈穂, 渡辺智良, 近藤 永, 戸田篤志, 鈴木 彰, 豊田 實: 高

- 弾性ナイロン樹脂による床用レジンの色調安定性. 神奈川歯学 42, 140-145 (2007)
- 22) 林 克哉, 横山菜穂子, 町 博之, 内田多恵子, 小野高裕, 野首孝祠: 義歯用高分子材料としてのポリアミド樹脂(ナイロン系)の物性について(第1報) 吸水特性及び寸法変化. 日歯技工誌 25, 80-86 (2004)
- 23) 佐藤吉則, 丸屋貴之, 永井栄一, 大谷賢二, 秋田尚典, 江間誠一郎, 小坂橋誠, 大金 誠, 榎本一彦, 山浦修治, 飯高道, 北原喜一, 堤 義明, 坂口節子: 義歯床用スーパーポリアミドに関する研究 - 表面粗さについて -. 日歯医療管理誌 39, 352-357 (2005)
- 24) Abuzar M A, Bellur S, Duong N, Kim B B, Lu P, Palfreyman N, Surendran D and Tran V T: Evaluating surface roughness of polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). J Oral Science 52, 577-581 (2010)
- 25) 横山菜穂子, 町 博之, 林 克哉, 内田多恵子, 小野高裕, 野首孝祠: 義歯用高分子材料としてのポリアミド樹脂(ナイロン系)の物性について(第2報) 表面硬さならびに引張り強さ. 日歯技工誌 25, 87-92 (2004)
- 26) 川良美佐雄, 鈴木浩司, 石川 栄: 審美義歯エッセシヨットの臨床 - 耐摩耗性に関する知見 -. 平成22年度支部学術大会抄録集(東関東). 日補綴会誌 3: E89 (2011)
- 27) Ucar Y, Akova T and Aysan I: Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. J Prosthodont 21, 173-176 (2012)
- 28) Sepúlveda-Navarro W F, Arana-Correa B E, Borges C P, Jorge J H, Urban V M and Campanha NH: Color stability of resins and nylon as denture base material in beverages. J Prosthodont 20, 632-663 (2011)
- 29) 菱本宗光, 加藤葉子, 明田喜仁, 村上由利子, 飯田誠一: ポリエステル共重合体の工学的特性について. 日歯技工誌 特別号 29, 196 (2008)
- 30) 宮永裕彰, 安藤貴則, 田内義人, 岡田政俊, 前田芳信: ノンクラスプデンチャー用床用材料の適合性の検討. 日補綴会誌 3 (120回特別号), 132 (2011)
- 31) 寺岡文雄, 呉 曄, 高砂文彦: ノンクラスプデンチャーの現状 設計・製作と性能評価から考えるメタルフリーデンチャーとの相違. 歯科技工 37, 183-197 (2009)
- 32) 佐野正枝, 伊藤圭一, 野村章子, 河野正司: ノンクラスプ義歯用熱可塑性樹脂の物性. 歯科学報 23, 28-34 (2009)
- 33) Minagi S, Miyake Y, Inagaki K, Tsuru H and Suginaka H: Hydrophobic interaction in *Candida albicans* and *Candida tropicalis* adherence to various denture base resin materials. Infect Immun 47, 11-14 (1985)
- 34) Miyake Y, Fujita Y, Minagi S and Suginaka H: Surface hydrophobicity and adherence of *Candida* to acrylic surfaces. Microbios 46, 7-14 (1986)
- 35) Panagoda G J, Ellepola A N and Samaranyake L P: Adhesion of *Candida parapsilosis* to epithelial and acrylic surfaces correlates with cell surface hydrophobicity. Mycoses 44, 29-35 (2001)
- 36) Hirota K, Murakami K, Nemoto K and Miyake Y: Coating of a surface with 2-methacryloyloxyethyl phosphorylcholine (MPC) co-polymer significantly reduces retention of human pathogenic microorganisms. FEMS Microbiol Lett 248, 37-45 (2005)
- 37) Yoshijima Y, Murakami K, Kayama S, Liu D, Hirota K, Ichikawa T and Miyake Y: Effect of substrate surface hydrophobicity on the adherence of yeast and hyphal *Candida*. Mycoses 53, 221-216 (2010)
- 38) Kawasaki K, Kamikawa Y, Hamada T, Hirabayashi D, Fujisaki J, Nagayama T, Sakamoto R, Nitta T, Mukai H and Sugihara K: A clinical study on the relationship between dentures and oral *Candida* species. 歯科薬物療法 30, 7-15 (2011)
- 39) 小野寺進二: バルプラスチックデンチャーの臨床術式. デンタルダイヤモンド 34, 30-33 (2009)
- 40) 谷田部優: ノンクラスプデンチャーの適応と設計を考える. QDT 37, 60-70 (2012)
- 41) 細井紀雄: ノンクラスプデンチャー. DE 168, 1-4 (2009)
- 42) Osada H, Shimpo H, Hayakawa T and Okubo C: Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force. Dent Mater J 32, 381-389 (2013)
- 43) 林 克哉, 横山菜穂子, 町 博之, 内田多恵子, 小野高裕, 野首孝祠: 義歯用高分子材料としてのポリアミド樹脂(ナイロン系)の物性について 第1報 吸水特性および寸法変化. 日歯技工誌 25, 80-86 (2004)
- 44) 佐野正枝, 伊藤圭一, 野村章子, 河野正司: ノンクラスプ義歯用熱可塑性樹脂の物性. 歯科学報 23, 28-34 (2009)
- 45) 奥野善彦: キャストクラスプの形態と維持力. 阪大歯学誌 28, 155-166 (1983)
- 46) Körber KH: Konuskronen-Teleskope (6.Aufl). A Huthig, Heidelberg, 1988, 80-86.
- 47) 長澤 亨: 各種アタッチメントにおける維持力の減衰に関する実験的研究. 広大歯誌 10, 63-69 (1978)
- 48) 大川周治: テレスコープ冠の維持力に関する実験的研究. 広大歯誌 18, 166-180 (1986)
- 49) Maruyama H, Nishi Y, Tsuru K and Nagaoka E: Optimum design for glass fiber-reinforced composite clasps using nonlinear finite element analysis. Dent Mater J 30, 626-634 (2011)

- 50) Maruyama H, Hamano T, Kishita C, Nishi Y, Kawamoto S, Nagaoka E: Stress Analysis of Clasps Made of Glass Fiber-reinforced Composite Material Using Three-dimensional Finite Element Method: Influence of Shape in Cross and Longitudinal Sections of Circumferential Clasp Arms. *Dent Mater J* 26, 534-544 (2007)
- 51) 熊野 弘一：三次元有限要素法による Akers クラスプと RPI クラスプとの力学的解析. *愛院大歯誌* 44, 1-83 (2006)
- 52) 湯浅 良孝, 佐藤 裕二, 赤川安正：エーカースクラスプアームの湾曲が剛性および応力に及ぼす影響に関する三次元有限要素解析. *補綴誌* 39, 146-152 (1995)
- 53) Kaires A K: A study of partial denture design and masticatory pressures in a mandibular bilateral extension case. *J Prosthet Dent* 8, 340-350 (1958)
- 54) Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P and Preti G: Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13, 369-376 (1998)
- 55) Dass M, Dubois G, Bonnet A S, Lipinski P and Rignon-Bret C: A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 30, 218-225 (2008)
- 56) Spazzin A O, Dos Santos M B, Sobrinho L C, Consani R L and Mesquita M F: Effects of horizontal misfit and bar framework material on the stress distribution of an overdenture-retaining bar system: a 3D finite element analysis. *J Prosthodont* 20, 517-522 (2011)
- 57) Vafaei F, Khoshhal M, Bayat-Movahed S, Ahangary A H, Firooz F, Izady A and Rakhshan V: Comparative stress distribution of implant-retained mandibular ball-supported and bar-supported overlay dentures: a finite element analysis. *J Oral Implantol* 37, 421-429 (2011)