原 著 論 文

支台歯荷重，義歯床下荷重から見たノンクラスプデンチャーの生体力学的検討

依田 信裕^a，渡辺 誠^b，末永 華子^a，小針 啓司^a，濱田 泰三^b，佐々木 啓一^a

Biomechanical Investigation of the “Non-clasp Denture” Based on the Load Exerted on Abutment Teeth and under the Denture Base

Nobuhiro Yoda, DDS, PhD^a, Makoto Watanabe, DT, MS^b, Hanako Suenaga, DDS, PhD^a,
Hiromori Kobari, DDS^a, Taizo Hamada, DDS, PhD^b and Keiichi Sasaki, DDS, PhD^a

抄 録

目的：近年，ノンクラスプデンチャー(NCD)の臨床応用が拡大している。しかしながら，機能時にNCDが生体に及ぼす力学的影響に関しては，不明な点が多い。本研究はNCD装着時の支台歯および義歯床下粘膜部へ加わる荷重を静力学的に測定し，それらからNCDの生体力学的特徴を明らかにすることを目的とした。
方法：下顎第一小臼歯と第二大臼歯を支台歯とし，第二小臼歯と第一大臼歯が欠損している中間欠損歯列モデルを製作した。両支台歯内部には小型水晶圧電式センサを，また義歯床下粘膜相当部にはシート型触覚センサを設置した。実験用義歯は，材料がポリアミド-ナイロン系樹脂のみ (PA-NCD)，ポリカーボネート系樹脂のみ (PC-NCD)，支持・把持要素に金属フレームを用いたポリカーボネート系樹脂 (mPC-NCD)，および一般的なアクリリクレジンを製部分床義歯 (PMMA-CD) の計4種類とした。実験用義歯の人工歯相当部に静的荷重 (10, 30, 50, 100 N) を段階的に負荷し，支台歯および義歯床下粘膜に加わる荷重を測定し，実験用義歯間で比較した。

結果：支台歯の歯軸方向に加わる荷重量は，義歯への負荷が50, 100 Nの場合，PA-NCDとPC-NCDに比較してPMMA-CDにおいて有意に大きかった。義歯床下粘膜荷重は，負荷が50, 100 Nの場合，mPC-NCD, PMMA-CDに比較してPA-NCDにおいて有意に大きかった。

結論：NCDでは機能時に義歯床下粘膜に加わる負荷が従来の部分床義歯よりも過大になる可能性が示された。

和文キーワード

ノンクラスプデンチャー，支台歯荷重，義歯床下粘膜荷重，圧電センサ

I. 緒 言

近年の社会構造の変革は人々の価値観に大きな変容をもたらし，その一つの現れとして整容に関する意識の向上がある。歯科医療においても審美性が強く求められる傾向が顕著になり，歯列欠損に対応する優れた補綴装置である可撤性部分床義歯に対してもクラスプなどの金属部の露出が大きな不満要因の一つとなっている¹⁾。このような社会的ニーズに対応した審美性に優れた部分床義歯として，軟性床用材料を使用しその弾性を維持力とし

て応用したノンクラスプデンチャー (NCD) が注目されている。NCDは1960年代に米国で開発され応用されてきたものであるが，近年になり材料特性の改良が進み，わが国においても臨床応用が拡大している^{2, 3)}。

NCDは良好な審美性に加えて，一般的なアクリリクレジン (ポリメタクリル酸メチル) 製の部分床義歯と比較して軟質であり，優れた装着感・使用感を有するため患者からの評価は高いと言われている⁴⁾。現時点でNCDに用いられている代表的な床用材料としては，弾性が高くたわみの大きいポリアミド-ナイロン系樹脂と，比較的弾性は低いものの衝撃強さ，耐久性に優れたポリカー

^a 東北大学大学院歯学研究科口腔システム補綴学分野

^b 東北大学大学院歯学研究科口腔ケア推進開発寄附講座

^a Division of Advanced Prosthetic Dentistry, Tohoku University Graduate School of Dentistry

^b Department of Oral Health Care Promotion, Tohoku University Graduate School of Dentistry

受付：2011年5月18日／受理：2011年8月10日

Received on May 18, 2011/Accepted on August 10, 2011

ボネート系樹脂がある⁵⁻¹³⁾。また近年、常温重合型レジンの良好な接着性を有するポリエチレンテレフタレート系樹脂も NCD 材料として臨床応用されつつある。

これまでのところ、これら軟性床用材料自体の材料特性や義歯床としての適合性・安全性・色調安定性、また visual analog scale (VAS) 法を用いた患者満足度に関する治験などが行われており、有用な義歯床材料としての可能性が示されてきた¹⁴⁻¹⁹⁾。しかしながら、これら材料を用いた NCD が部分床義歯としての要件、機能を十分に果たすかという歯科補綴学的な評価は十分とはいえない。特に NCD は支台歯における支持および把持が弱いという、従来の部分床義歯とは大きく異なった概念のもとに設計されるため、機能時に口腔内においていかなる挙動を示すのか、支台歯や顎提粘膜などの残存組織にどのような影響を及ぼすかに関しては不明な点が多い。そのため NCD の適応症は、数少ない臨床報告や術者の経験則に基づき決定されているにすぎないのが現状である。すなわち、現時点では NCD が残存組織、特に支台歯や義歯床下粘膜に与える影響に関する生体力学的実験データは皆無であり、力学的エビデンスに基づく NCD の設計指針や臨床応用のガイドラインは存在しない。

そこで本研究では、小型三次元荷重測定センサと仮想支台歯を一体固定した支台歯荷重測定装置と、義歯床下に加わる圧力測定が可能なシートセンサを用いた義歯床下粘膜荷重測定装置を組み合わせることにより、義歯に荷重を負荷したときの支台歯および義歯床下粘膜部への荷重を静力学的に三次元測定し、軟性床用材料を用いた NCD と一般的な鑄造鉤を有するレジ製部分床義歯において支台歯に加わる荷重、義歯床下に加わる荷重を比較検討した。これにより NCD の支台歯や義歯床下粘膜への荷重様相の特徴を解明し、生体力学的根拠に基づく NCD 臨床応用のガイドライン設定の一助とすることを目的とした。

II. 実験方法

1. 荷重測定システムの開発

1) 支台歯荷重測定センサ

本研究で使用した小型水晶圧電式センサ (Type Z 18400, Kistler Instruments AG, スイス) (以下、圧電センサ) は、直径 7 mm、高さ 3.5 mm の円柱形スチールハウジングの中に、荷重により自発分極を起こす特徴をもつ圧電材料である水晶が、それぞれ直交する X, Y, Z 軸の測定用に 3 枚封入されている構造を有し、3 軸の荷重測定が可能である²⁰⁻²⁵⁾。また、装置自体は剛体とみなすことが可能である。既知の荷重量とそれに対する圧電センサ出力値との関係は、これまで歯に加わる

図 1 The device of the load measurement
(a) The schema of the device for load measurement
(b) The overall view of the experimental intermediate missing teeth model
荷重測定装置
(a) 荷重測定装置の模式図
(b) 実験用部分欠損歯列モデルの全体像

荷重測定を行う際にベンチテストにより確認されており、各軸ともに相関係数 $r > 0.9999$ という良好な直線性が得られている²²⁾。

圧電センサからの出力は、マルチチャネルチャージアンプ (Type 5019 B, Kistler Instruments AG, スイス) により増幅後、パーソナルコンピュータ (Lenovo 3000 N 200, Lenovo, 東京, 日本) に記録した。サンプリングレートは 500 Hz とした。

2) 義歯床下粘膜荷重センサ

義歯床下粘膜に加わる荷重測定には、圧力測定が可能なシート型触覚センサ (TactArray センサ, PPS, 東京, 日本) (以下、シートセンサ) を使用した²⁶⁾。シートセンサは測定範囲が 0 ~ 2,000 kPa であり、厚さが 1 mm、センサ素子サイズが 2×2 mm である。測定原理は静電容量の電気特性を利用したものであり、センサ出力は圧力測定システム (T-2000 触覚システム, PPS, 東京, 日本) を介しパーソナルコンピュータ (Lenovo 3000 N 200, Lenovo, 東京, 日本) に記録した。サンプリングレートは 200 Hz とした。

3) 実験用部分欠損歯列モデル

下顎第二小臼歯と第一大臼歯を欠損とした、平均的臨床形態の約 1.5 倍大の仮想中間欠損歯列モデルを製作した (図 1)。支台歯となる第一小臼歯 (支台歯 4) と第二大臼歯 (支台歯 7) はコバルトクロム合金製の鑄造冠で製作し、一般的な鑄造鉤 (エーカース鉤) の鉤尖が設定される頬側面非欠損側相当部に、0.25 mm のアンダーカットを確保した。また、欠損側にレストシートと

表 1 The materials of a removable partial denture used in this study
本研究で用いた部分床義歯材料

素材	商品名	販売者
ポリアミド-ナイロン系樹脂	バルプラスト	バルプラストジャパン
ポリカーボネート系樹脂	レイニング樹脂	東伸洋行
加熱重合アクリルレジン (ポリメチルメタクリレート)	アクロン MC	ジーシー

図 2 The experimental dentures

(a) Polyamide-nylon resin non-clasp denture (PA-NCD)

Polycarbonate resin non-clasp denture (PC-NCD) is also the same form.

(b) Polycarbonate resin with a metal frame non-clasp denture (mPC-NCD)

(c) Polymethyl-methacrylate clasp denture (PMMA-CD)

実験用義歯

(a) ポリアミド-ナイロン樹脂製義歯 (PA-NCD)
ポリカーボネート樹脂製義歯 (PC-NCD) も同形態。

(b) メタルフレーム付きポリカーボネート樹脂製義歯 (mPC-NCD)

(c) アクリリックレジン床義歯 (エーカーズ鉤) (PMMA-CD)

ガイドプレーンを付与した。鑄造冠内部には荷重測定用に圧電センサを設置し，両者はインプラント補綴用トルクレンチ（補綴用トルクレンチ[®]，Nobel Biocare，東京，日本）を用いて，モデル上に締め付けトルク 20 N cm にてスクリュー固定した。欠損顎堤部位と実験用部分床義歯との間にはシートセンサを設置した。

4) 実験用義歯

実験用義歯としての NCD は，ポリアミド-ナイロン系樹脂（バルプラスト[®]，バルプラストジャパン，東京，日本）(polyamide-nylon resin non-clasp den-

図 3 The constant loading apparatus
(a) The overall view of the constant-loading apparatus
(b) Enlarged view of the loading point

定荷重負荷装置

(a) 定荷重負荷測定の全体像

(b) 荷重部位拡大図

ture: PA-NCD) とポリカーボネート系樹脂（レイニング樹脂，東伸洋行，新潟，日本）(polycarbonate resin non-clasp denture: PC-NCD) により製作した。また維持腕にポリカーボネート系樹脂を用い，支持・把持要素は金属（コバルトクロム合金製）を用いた金属フレーム含有 NCD (polycarbonate resin with a metal frame non-clasp denture: mPC-NCD)，一般的な鑄造鉤（エーカーズ鉤：コバルトクロム合金製）を用いた部分床義歯 (polymethyl-methacrylate clasp denture: PMMA-CD) を製作し，計 4 種類を実験対象とした（表 1，図 2）。

各実験用義歯は，図 1 に示す中間欠損歯列モデルを付加型シリコン印象材（デュプリコン，松風，東京，日本）にて複印象し，歯科用硬質石膏（ジブストーン GH[®]，サンエス石膏，大阪，日本）を用いて作業模型を製作，PA-NCD に関しては小野寺の術式（2009）¹⁴⁾ に従い，また PC-NCD，mPC-NCD に関しては著者の一人である渡辺の術式（2009）¹⁶⁾ に従い製作した。一般的な部分床義歯である PMMA-CD は，支台装置であるエーカーズ鉤は，鉤腕部は既製ワックスパタン（ワックスパタン RK，Dentaurum，ドイツ）を用い，コバルトクロム合金（GM 800，Dentaurum，ドイツ）にて製作した。また，義歯床用レジンには加熱重合型レジン（アクロン MC[®]，ジーシー，東京，日本）を用いた。各

図4 Coordinates for the analysis
分析用三次元基準座標

実験用義歯はそれぞれ 5 個ずつ製作したが、これらの製作は十分な経験を積んだ歯科技工士 2 名が行った。

2. 支台歯荷重, 義歯床下荷重測定

各実験用義歯への荷重負荷は、当研究室所有の定荷重負荷装置²²⁾にて、実験用義歯人工歯相当部に静的荷重 (10, 30, 50, 100 N) を段階的に負荷することにより行った (図 3a)。荷重負荷方向は直接支台歯に付与したガイドプレーンに平行とし、荷重部位は実験用義歯人工歯相当部における両支台歯の中間部位とした (図 3b)。

支台歯に加わる荷重, 義歯床下に加わる荷重の測定は、各実験用義歯 1 試料につき、それぞれ 3 回とした。

3. データ分析

1) 分析方法

圧電センサおよびシートセンサ出力データは、生体信号計測処理ソフトウェア (Signal Basic Lite 2100[®], Medical Try System, 東京, 日本) を用いて処理し、リアルタイム表示し、分析した²³⁻²⁵⁾。

圧電センサ出力は、圧電センサ受圧面の中心を原点とする三次元基準座標にて分析した。X 軸, Y 軸はセンサ受圧面と平行とし、Y 軸はセンサケーブル導出線と平行な線, X 軸は Y 軸と直行する線と設定した。また、X 軸は支台歯の把持腕走行側方向を、Y 軸はセンサケーブル導出方向, すなわち鉤尖側方向をマイナス方向と設定した。Z 軸はセンサ受圧面に垂直な線とし、下方方向をプラス方向と設定した。このとき、義歯に加える荷重方向は Z 軸と同一とした (図 4)。

義歯床下粘膜に加わる荷重は、総荷重量 (各測定点で

図5 Example data of the load exerted on abutment tooth
支台歯に加わる荷重の 1 例

記録された荷重の総和) を分析対象とした。なお、本荷重測定システムでは、圧電センサ, シートセンサの出力を同期させて検出した。

2) 統計

義歯への荷重負荷時の各支台歯に加わる荷重および義歯床下粘膜に加わる荷重を、PC-NCD, PA-NCD, mPC-NCD および PMMA-CD 間で比較した。多群間の比較には Kruskal-Wallis 検定を使用し、その後の多重比較には Dunn 検定を使用した。統計学的解析には統計ソフト (IBM SPSS Statistics 19, 日本 IBM, 東京, 日本) を使用した。

III. 結 果

1. センサ出力

図 5 に圧電センサ出力の 1 例として PMMA-CD 使用時における支台歯に加わる荷重を示す。荷重負荷時に支台歯には 3 軸すべての荷重が検出され、また負荷荷重量の増加に伴い、検出される荷重量は増加した。

また図 6 にシートセンサ出力の 1 例として PMMA-CD 使用時における義歯床下粘膜に加わる荷重を示す。圧電センサと同様に荷重負荷時にシートセンサには荷重が検出され、負荷荷重量の増加に伴い、検出される荷重量は増加した。

2. 支台歯に加わる荷重

1) 歯軸方向 (Z 軸方向) に加わる荷重 (図 7)

すべての実験用義歯において支台歯に加わる荷重の方向は、歯根方向 (下方) であった。歯軸方向に加わる荷重量, すなわち圧電センサの Z 軸方向に検出された荷重量は、負荷荷重量が増加するにつれて大きくなった。支台歯 4 に加わる荷重は、負荷荷重量が 10, 30 N の場合には PA-NCD に比較して PMMA-CD において加

図6 Example data of the load exerted on residual ridge
義歯床下粘膜に加わる荷重の1例

わる荷重量が有意に大きくなり, 50, 100 N の場合には PA-NCD, PC-NCD に比較して PMMA-CD において加わる荷重量が有意に大きくなった。

支台歯7に加わる荷重は, 負荷荷重量が 10, 30 N の場合には PA-NCD, mPC-NCD に比較して PMMA-CD において加わる荷重量が有意に大きくなり, 50, 100 N の場合には PA-NCD, PC-NCD に比較して PMMA-CD において加わる荷重量が有意に大きくなり, また PA-NCD に比較して mPC-NCD において加わる荷重量が有意に大きくなった。

2) 支台歯に加わる側方方向の荷重

(1) X 軸方向 (図 8)

歯軸に対し頬舌方向に加わる荷重量, すなわち X 軸方向に検出された荷重量は, すべての実験用部分床義歯において垂直方向の荷重に比較して著しく小さかった。

支台歯4に加わる荷重は負荷荷重量にかかわらず小さく, 各部分床義歯間において有意差は認められなかった。

支台歯7に加わる荷重は, 負荷荷重量によっては各部分床義歯間において有意差が認められたが, その量は小さかった。

(2) Y 軸方向 (図 9)

歯軸に対し近遠心方向に加わる荷重量, すなわち Y 軸方向に検出された荷重量は, 負荷荷重量が増加するにつれて大きくなる傾向にあり, すべての実験用義歯において支台歯に加わる荷重は両支台歯ともに欠損側に向かっていた。

支台歯4に加わる荷重は負荷荷重量が 30, 50 N の場合に PA-NCD に比較して PC-NCD において加わる

図7 The maximum magnitude of the axial component (Z-axis) of the load exerted on the abutment
支台歯の垂直方向 (Z 軸方向) に加わる最大荷重量

図 8 The maximum magnitude of the lateral component (X-axis) of the load exerted on the abutment 支台歯の頬舌方向 (X 軸方向) に加わる最大荷重量

図 9 The maximum magnitude of the lateral component (Y-axis) of the load exerted on the abutment 支台歯の近遠心方向 (Y 軸方向) に加わる荷重量

荷重量が有意に大きくなり、100 N の場合には PA-NCD に比較して PC-NCD, mPC-NCD において加わる荷重量が有意に大きくなった。

支台歯 7 に加わる荷重は、各部分床義歯間において有意差は認められなかった。

3. 義歯床下粘膜に加わる荷重

義歯床下粘膜に加わる荷重の結果を図 10 に示す。負荷荷重量が 10 N の場合、義歯床下粘膜に加わる荷重量は PC-NCD に比較して PA-NCD と PMMA-CD において有意に大きくなった。負荷荷重量が 30 N の場合、床下粘膜に加わる荷重量は PC-NCD に比較して PA-NCD と mPC-NCD において有意に大きくなった。負荷荷重量が 50, 100 N の場合、義歯床下粘膜に加わる荷重量は mPC-NCD と PMMA-CD に比較して PA-NCD において有意に大きくなった。

IV. 考 察

ノンクラスプデンチャー (NCD) は金属製クラスプ

を必要としないため良好な審美性を有し、また装着感に優れることから、高い患者満足度が期待できる。また支台歯の前処置をほとんど必要としないことから minimal intervention (MI) の概念にも従い、かつ金属製クラスプが存在しないことから金属アレルギー患者にも使用可能であるため、今後さらに需要が高まることが予測されている。しかしながら、NCD は材料となる樹脂の材料学的性質から、咬合力負担の大きい部位での使用は困難であるとの見解が存在する^{2, 3, 27)}。さらに NCD 長期使用による支台歯や顎提粘膜などの生体組織に対する影響は、現状では把握されていない。

これまで、部分床義歯において支台歯に負担能力以上の荷重が加われれば、その荷重は支台歯にとって為害作用を発揮し、結果として支台歯の喪失につながることで、また義歯床下粘膜に不適切な荷重が加われれば、顎堤の骨吸収が促進する可能性があることが示唆されてきた。このことから、NCD 需要が高まりをみせる今日、NCD 使用時の支台歯や義歯床下粘膜に加わる荷重に関する生体力学的なデータ収集、およびそのデータに基づく NCD

図 10 The maximum magnitude of the load exerted on the residual ridge
義歯床下粘膜に加わる荷重

設計指針の確立は急務であると考えられる。

本研究では, NCD と一般的な部分床義歯を比較することにより, NCD 使用時の支台歯および義歯床下粘膜への荷重様相を初めて明らかにした。すなわち本研究の結果は, NCD に関する生体力学的な根拠に基づいた設計指針確立のための重要なデータをもたらすものであり, NCD 臨床応用に関するガイドライン確立に大いに寄与できるものと考えられる。

1. 実験方法について

本研究で用いた歯列欠損モデルは, 一般的に NCD の適応とされる中間欠損形態とした。支台歯の外形寸法は, センサ設置に必要な大きさを確保するため, 平均的臨床形態の約 1.5 倍となった²⁸⁾。また, 欠損部近遠心幅径はシートセンサが設置可能なスペースを考慮した。支台歯は, 鉤尖部が設定される頬側面非欠損側相当部に, 一般的な铸造鉤の最適アンダーカット量とされる 0.25 mm を確保した。

本研究で用いた小型水晶圧電センサは, これまで当研究室において歯やインプラントに加わる荷重測定に使用したものと同タイプである²²⁻²⁴⁾。また, 部分床義歯のワイヤークラスプ材料として, β 型 Ti-6 Mo-4 Sn 合金製ワイヤーとコバルトクロム合金製ワイヤーの維持力比較検討を行った際にも使用している²⁵⁾。本研究では, このクラスプの維持力測定システムを改変・応用することで, 部分床義歯機能時に支台歯に加わる荷重を三次元的かつ経時的に測定するシステムを確立した。

また, 本研究において使用した実験用義歯床下に加わる圧力をシートセンサにより測定する手法は, これまでに当研究室において, 実際に機能時に口腔内に装着した部分床義歯床下粘膜に加わる圧力を測定した際に用いた

手法と同様である²⁶⁾。本研究では実験用モデルにおける歯列欠損顎堤相当部と実験用義歯床下の間にシートセンサを設置し, 負荷荷重量を加えたときに適切な出力を得ることができた。

使用した実験用義歯は, NCD として現在臨床において使用されることが多い, ポリアミド-ナイロン系樹脂 (PA-NCD, 商品名: バルプラスト) とポリカーボネート系樹脂 (PC-NCD) を用いた。また, 金属床をベースにした NCD として, コバルトクロム合金製メタルフレームを用いたポリカーボネート系樹脂 (mPC-NCD) と一般的なエーカース鉤を支台装置としたアクリルレジンを部分床義歯 (PMMA-CD) を実験対象として用いた。また, 各実験用義歯の人工歯は硬質レジ歯とし, 定荷重負荷装置の荷重点が確実に人工歯部に接触するように, 排列は支台歯間の中央に 1 歯のみとした。

2. 実験結果について

1) 支台歯に加わる荷重について

(1) 垂直方向の荷重

支台歯に加わる垂直荷重は 100 N 負荷時に, PC-NCD と PA-NCD に比較して PMMA-CD と mPC-NCD において有意に大きくなった。これは, それぞれのレスト形態の影響が大きいと推察される。PMMA-CD と mPC-NCD では, 各支台歯の咬合面欠損側に設けられたレストシートに金属製のレストを設置し支持機能を発揮させているが, PC-NCD と PA-NCD は, 支台歯の頬舌側面のサベイレインより上部の領域に樹脂製クラスプ部分を設置することで支持機能を発揮させる, NCD 特有の構造を有している。この結果, PMMA-CD と mPC-NCD のほうがレスト自体の剛性が高いため, レストにより支台歯に伝達される垂直方向への荷重が大き

くなったものと考えられた。また、PC-NCD と PA-NCD では有意差は認められなかったが、負荷荷重量にかかわらず PA-NCD に比較して PC-NCD において垂直方向に加わる荷重量が大きくなる傾向が認められた。これは、曲げ強さと曲げ弾性係数の大きさが、PMMA と比較して PA が約 1/3、PC が約 2/3 であり⁵⁾、すなわち PA に比較して PC のほうが負荷荷重に対し変形しにくく、機能時にクラスプから支台歯に伝達する力がより大きくなったためと推察された。

(2) 側方方向の荷重

本研究では X 軸方向、すなわち支台歯の頬舌方向の測定荷重量は小さかった。これは、本研究では実験用義歯の人工歯相当部に対して、支台歯歯軸に対し垂直方向の荷重を負荷していることに起因する。口腔内機能時を想定した頬舌方向の負荷荷重入力を適用すれば、X 軸方向の荷重も検出されることが予測された。

Y 軸方向、すなわち支台歯の近遠心方向の荷重は、各実験用義歯において負荷荷重量が増加するにつれて大きくなる傾向が認められた。PC-NCD と mPC-NCD において Y 軸方向への荷重量が大きくなる傾向が認められたが、これは NCD の樹脂製クラスプが支台歯周囲を鉤尖側方向へ取り囲むという NCD に特有な構造の影響により、義歯に負荷荷重が加わった際に鉤尖部から支台歯へ、すなわち Y 軸プラス方向へより多くの荷重が伝達されたものと推察された。また、PC-NCD と同一形態の PA-NCD では荷重量は小さくなったが、これは前述したように PA-NCD の弾性係数が PC-NCD に比較して小さいことから、荷重が加わった際の樹脂製クラスプ部の歪みが PC-NCD に比較して PA-NCD で大きくなり、支台歯へ直接伝達する荷重量は小さくなったと考えられた。

一方、この近遠心方向に加わる荷重量は各実験用義歯ともに試料による標準偏差が大きく、各実験用義歯の大きさ、特に樹脂製クラスプ部の厚さや幅および支台歯ガイドプレーン部への適合性の微小な差異が影響したことが推察されたが、これについては今後さらなる検証が必要と考えられた。歯周病学的には、歯軸に対する側方方向の荷重の有害性が報告されており²⁹⁾、この荷重の大きさは支台歯の予後にとって重要な因子である。そのためこの近遠心方向に加わる荷重は、支台装置の把持機構、すなわち支台歯のガイドプレーンに対し適度な強度と適合性を有した隣接面板による拮抗作用により相殺されるよう設計することが必要不可欠と考えられた。

2) 義歯床下粘膜荷重について

義歯床下粘膜に加わる荷重量にもまた、負荷荷重量に応じ各実験用義歯間で有意差が認められた。特に PA-NCD において荷重量が大きくなり、負荷荷重量が 50、

100 N の場合に mPC-NCD と PMMA-CD に比較して有意に大きい値を示した。支台歯に加わる垂直方向の荷重量は mPC-NCD と PMMA-CD において PA-NCD よりも有意に大きくなったことを考慮すると、この結果は妥当なものと考えられる。

一方、部分床義歯、特に本研究で対象としたような小さな中間義歯の場合、その支持形態は歯根膜支持が主体となる。すなわち、一般的な部分床義歯では義歯に加わる荷重の多くを支台歯が負担し、義歯床下粘膜の負担量が少なくなっている。しかし本研究結果から PC-NCD、PA-NCD の場合、中間義歯においても粘膜負担が大きいことが明らかになった。また有意差は認められなかったが、PC-NCD に比較して PA-NCD の場合に義歯床下粘膜に加わる荷重量は大きくなる傾向であった。これは前述したように PC-NCD と PA-NCD では材料の弾性係数が異なることが影響していると考えられた。

3) 臨床へのフィードバック

本研究により、一般的なレスト形態を有する部分床義歯 (PMMA-CD, mPC-NCD) に比較して、NCD (PC-NCD, PA-NCD) では支台歯に加わる荷重量が小さくなり、荷重方向は垂直方向よりも側方方向が優位になる傾向が認められた。一方で、義歯床下粘膜に加わる荷重量は NCD において大きくなった。実験対象が歯列中間欠損形態の部分床義歯であることを考慮すると、従来の金属製レスト形態を有さない NCD では機能時に義歯床下粘膜に過剰な負荷が加わってしまうことが示唆された。さらに PC-NCD に比較して PA-NCD においてこの傾向が顕著であったことから、NCD ではその材料の弾性係数が大きいほど床下粘膜に対する過剰な負荷を軽減できる可能性が示された。

本研究は歯列中間欠損を対象としたが、臨床においては遊離端欠損に対しても NCD が用いられる機会も多い。本研究結果を考慮すると、遊離端欠損に対し NCD を用いる場合、義歯に加わる機能圧の義歯床下粘膜圧負担は従来の部分床義歯に比較して過大になることが予測され、NCD を適用する際にはより注意深い診査ならびに設計が必要となろう。すなわち、一般的な部分床義歯と同様に NCD においても、義歯へ加わる負荷荷重が支台歯と義歯床下粘膜へ適切に分散されるよう支持および把持効果を適切に発揮する支台装置を付与すること、加えて NCD の材料は、より弾性係数の大きい樹脂を用いることが重要な設計要素であると考えられる。

本研究結果を基に、生体力学的な根拠に基づいた NCD の設計指針を確立することが、今後さらに需要が高まるであろう NCD が、より生体に調和した機能を営むことを可能とし、義歯装着患者の QOL の向上に大い

に貢献すると思われる。

V. 結 論

今回開発した荷重測定システムにより, 可撤性部分床義歯の機能時における支台歯および義歯床下粘膜に加わる荷重を測定することができた。

NCD (PC-NCD, PA-NCD) では, mPC-NCD と PMMA-CD に比較し機能時に支台歯に加わる荷重は小さくなり, 義歯床下粘膜に加わる荷重量は大きくなった。すなわち, NCD では機能時に義歯床下粘膜に加わる負荷が従来の設計の部分床義歯よりも過大になる可能性が示された。

文 献

- 1) 牛来慎太郎, 小山重人, 千葉貴大, 小川 徹, 羽鳥弘毅, 佐々木啓一. 可撤性部分床義歯の使用状況に影響を及ぼす因子に関する臨床統計学的検討. 補綴誌 2008; 52: 126-132.
- 2) 細井紀雄. ノンクラスプデンチャー. DE 2009; 168: 1-4.
- 3) 清水 友. 軟性樹脂によるノンクラスプデンチャー. DE 2009; 168: 5-8.
- 4) 寺岡文雄, 呉 暉, 高砂彦彦. 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 2009; 37: 183-197.
- 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. 歯材器 2009; 28: 161-167.
- 6) 根本君也, 西山典弘. ノンクラスプデンチャーの素材について. DE 2009; 168: 13-16.
- 7) 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 2004; 25: 80-86.
- 8) 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 2004; 25: 87-92.
- 9) 町 博之, 林 克哉, 横山菜穂子, 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 3 報曲げ特性ならびに疲労特性. 日歯技工誌 2004; 25: 93-99.
- 10) Yunus N, Rashid AA, Azmi LL, Abu-Hassan MI. Some flexural properties of a nylon denture base polymer. J Oral Rehabil 2005; 32: 65-71.
- 11) 高林洋太. 実践歯学ライブラリー ノンクラスプデンチャーの理工学的性質. デンタルダイア 2009; 9: 26-29.
- 12) Goiato MC, Santos DM, Haddad MF, Pesqueira AA. Effect of accelerated aging on the microhardness and color stability of flexible resins for dentures. Braz Oral Res 2010; 24: 114-119.
- 13) Tugberk A, Ayla A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. J Prosthet Dent 2005; 94: 267-274.
- 14) 小野寺進二. 実践歯学ライブラリー バルプラスチック

- チャーの臨床術式. デンタルダイア 2009; 9: 30-33.
- 15) 石川千恵子. 実践歯学ライブラリー バルプラスチックチャーの臨床経過. デンタルダイア 2009; 9: 34-37.
 - 16) 渡辺 誠. 実践歯学ライブラリー スマートデンチャーの製作術式. デンタルダイア 2009; 9: 38-44.
 - 17) Yu-lin L, Ho-fu L, Shyh-yuan L. In vitro color stability, stain resistance and water sorption of four removable gingival flange materials. J Prosthet Dent 2003; 90: 293-300.
 - 18) Jean CW, George HL Jr, Russell AW, Robert LS, Mark S. In vitro deformation of acetyl resin and metal alloy removable partial denture direct retainers. J Prosthet Dent 2003; 90: 586-590.
 - 19) Katsumata Y, Hojo S, Hamano N, Watanabe T, Yamaguchi H, Okada S, et al. Bonding strength of autopolymerizing resin to nylon denture base polymer. Dent Mater J 2009; 28: 409-418.
 - 20) Graf H, Grassl H, Aeberhard HJ. A method for measurement of occlusal forces in three directions. Helv Odont. Acta 1974; 18: 7-11.
 - 21) Meriske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurement on mandibular implants supporting overdentures. Clin Oral Impl Res 1996; 7: 387-396.
 - 22) Kawaguchi T, Kawata T, Kuriyagawa T, Sasaki K. In vivo 3-Dimensional measurement of the force exerted on a tooth during clenching. J Biomech 2007; 40: 244-251.
 - 23) Kawata T, Yoda N, Kawaguchi T, Ogawa T, Kuriyagawa T, Sasaki K. Behavior of 3-dimensional compressive and tensile forces exerted on a tooth during function. J Oral Rehabil 2007; 34: 259-266.
 - 24) Yoda N, Ogawa T, Gunji Y, Kawata T, Kuriyagawa T, Sasaki K. The analysis of the load exerted on the implants supporting an overdenture based on in vivo measurement. Prosthodont Res Pract 2008; 7: 258-260.
 - 25) Yoda N, Yokoyama M, Adachi G, Takahashi M, Sasaki K. Evaluation of the retentive force of a beta-type Ti-6 Mo-4 Sn alloy wire clasp. Int J Prosthodont 2010; 23: 38-41.
 - 26) Kubo K, Kawata T, Suenaga H, Yoda N, Shigemitsu R, Ogawa T et al. Development of in vivo measuring system of the pressure distribution under the denture base of removable partial denture. J Prosthodont Res 2009; 53: 15-21.
 - 27) 大久保力廣, 細井紀雄. 実践歯学ライブラリー ノンクラスプデンチャーの概略と特徴. デンタルダイア 2009; 9: 22-25.
 - 28) 藤田恒太郎. 歯の解剖学 (第 22 版). 東京: 金原出版; 1995, 88-92, 105-111.
 - 29) Mühlemann HR, Herzog H. Tooth mobility and microscopic tissue change produced by experimental occlusal trauma. Helv Odont Acta 1961; 5: 33-39.

著者連絡先: 依田 信裕

〒980-8575 宮城県仙台市青葉区星陵 4-1

Tel: 022-717-8369

Fax: 022-717-8371

E-mail: n-yoda@dent.tohoku.ac.jp

Biomechanical Investigation of the “Non-clasp Denture” Based on the Load Exerted on the Abutment Teeth and under the Denture Base

Nobuhiro Yoda, DDS, PhD ^a, Makoto Watanabe, DT, MS ^b, Hanako Suenaga, DDS, PhD ^a,
Hiromori Kobari, DDS ^a, Taizo Hamada, DDS, PhD ^b and Keiichi Sasaki, DDS, PhD ^a

^a Division of Advanced Prosthetic Dentistry, Tohoku University Graduate School of Dentistry

^b Department of Oral Health Care Promotion, Tohoku University Graduate School of Dentistry

Ann Jpn Prosthodont Soc 4 : 183-192, 2012

ABSTRACT

Purpose: In recent years, the prosthetic clinical application of the non-clasp denture (NCD) has commonly expanded. However, the mechanical effects of the NCD on the living body during function have been unclear. In this study, we measured the load exerted on the abutment teeth and the residual ridge under the denture base when the NCD was functioning, and we aimed to examine the characteristics of these loads.

Methods: The intermediated missing teeth model was developed to assume the mandibular second premolar and the first molar which were missing. The piezo-electric transducers for load measurement were contained in the abutment teeth, the first premolar and the second molar. The tactile sensor sheet was set on the residual ridge area of the model. Four kinds of experimental partial dentures for each were made of polyamide-nylon resin (PA-NCD), polycarbonate resin (PC-NCD), polycarbonate resin with a metal frame (mPC-NCD), and common acrylic resin (PMMA-CD). These were all examined. Static loads that were increased in stages (10, 30, 50, and 100 N) were applied to the artificial teeth area of the experimental dentures. The loads exerted on the abutment teeth and the load exerted on the residual ridge were examined by comparing these loads among the experimental dentures.

Results: The axial component of the load exerted on the abutment teeth with PMMA-CD was larger than that with PA-NCD and PC-NCD when the amounts of 50 and 100 N loads were applied. The load exerted on the residual ridge with PA-NCD was larger than that with mPC-NCD and PMMA-CD when the amounts of 50 and 100 N loads were applied.

Conclusions: The load exerted on the residual ridge with NCD has been shown to be potentially more excessive than that with the conventional removable partial denture.

Key words

non-clasp-denture, piezo-electric transducer, load on the abutment tooth, load on the residual ridge