

小型維持力測定装置を用いて測定した 各種維持装置の維持力に関する研究

秋 山 仁 志 坂 元 麻 衣 子

抄録：本研究の目的は，部分床義歯で使用される維持装置の維持力を簡便に測定できる小型維持力測定装置を開発し，その有効性を確認後，硬石膏模型上に装着した各種維持装置の維持力を測定することである。

小型維持力測定装置は，力を曲げモーメントとして検知する構造とし，バンディングプライヤーの先端部に加工を行い，変換器用ひずみゲージを設け，ひずみの差分を出力し，小型デジタル表示器により測定時のひずみ量を変換し，維持力が表示できるように対応した。小型維持力測定装置の有効性を確認後，各種維持装置の維持力の測定を行った。

開発した小型維持力測定装置で測定した結果，荷重の増加とともにひずみ量は増加を示した。エーカースクラスプを連続10回測定した結果，クラスプの維持力測定の再現性を確認した。アンダーカット量0.25mmのRPIクラスプとアンダーカット量0.50mmのワイヤーキャストコンビネーションクラスプの維持力は平均200～300g，アンダーカット量0.50mmの鑄造鉤（双子鉤，延長腕鉤，ワイヤーキャストコンビネーションクラスプを除く）の維持力は平均500～750g，双子鉤，延長腕鉤の維持力は平均800～900gであった。

簡便に測定可能な小型維持力測定装置を開発し，その有効性を確認し，各種維持装置の維持力の測定を行うことが可能となった。
キーワード：小型維持力測定装置 維持歯 部分床義歯 維持力 維持装置

緒 言

歯の喪失は，咀嚼，嚥下，発語などの機能の低下を生じさせ，また周囲組織の喪失を伴い，外観にも影響を及ぼす。したがって，歯の喪失と，それに伴って生じた歯周組織や歯槽骨の実質欠損に有床可撤式の補綴装置である有床義歯を装着することにより，損なわれた口腔と関連組織の形態と機能および外観を回復させることができる¹⁾。部分床義歯は咬合圧の負担に基づく設計に従い，レスト，メジャーコネクター，マイナーコネクター，義歯床，維持装置から構成され，義歯の強度，義歯の支持，把持，維持に対する適切な形態，機構の付与が行われる^{2,3)}。クラスプは部分床義歯の維持装置の1つであり，一般的に維持歯のニアゾーン，もしくはファーズーンの0.25mm，0.50mm，0.75mmのアンダーカットを利用して製作される⁴⁾。環状型クラスプは，最も頻繁に使用される直接維持装置であり，部分床義歯の長期的な成功は，クラスプの特性に依存している⁵⁾。クラスプは安静時においては歯面に適合し，歯には力が及ぼさず，義歯に離脱力が作用した際，その金属の剛性により維持力が発揮される。不適切なクラスプの使用により，過剰な維持力が惹起された場合，支台歯は負担過重となり，支台歯への負荷の増大により，最終的には歯の動揺をもたらすことが認められている⁶⁾。人体の一部である天然歯を喪失することがないように，部分床義歯の不適切な使

用は避けなければならない。

部分床義歯のクラスプの維持力の測定に関して，有限要素法を用いたクラスプの研究⁷⁾，クロスヘッドスピードによる万能試験機を用いた維持力の測定⁸⁾，クラスプの着脱時の維持力測定に関する研究⁹⁾，鑄造クラスプの繰返し疲労特性に関する研究¹⁰⁾，維持力と変形の評価に関する研究¹¹⁾，頬側維持力と舌側維持力との比較に関する研究¹²⁾，使用した金属材料と比較したクラスプに関する研究¹³⁾などがあるが，いずれも大規模な実験装置を用いた研究であり，歯科医療において，これまでに部分床義歯のクラスプの維持力を簡便に測定できる装置は存在しない。簡便に測定できる小型維持力測定装置を用いて，部分床義歯で使用される各種維持装置の維持力を調べることは，これまで主観的に行われている部分床義歯の維持装置の維持力の調整に対して，客観的な数値を用いて行うことが可能となる。

本研究の目的は，部分床義歯で使用される維持装置の維持力を簡便に測定するために小型維持力測定装置を開発し，その有効性を確認後，硬石膏模型上に装着した各種維持装置の維持力を測定することである。

材料および方法

1. 小型維持力測定装置の開発

開発した小型維持力測定装置を図1，その構造模式図を図2，小型維持力測定装置の測定状況を図3に示す。

小型維持力測定装置は，力を曲げモーメントとして

検知する構造とし、バンディングプライヤー（臼歯用バンドリムービングプライヤー 60-104, (株)タスク, 東京, 日本）の先端部のピークチップがついていない側に加工を行い、ゲージ長 1 mm, ベース寸法 1.4×2.8mm の変換器用ひずみゲージ (P14-0096, (株)共和電業, 東京, 日本) を内側に二か所, 外側に二か所設けた。再現性向上の為, 4 アクティブゲージ法 (ねじりひずみ測定法) を採用し, 四か所でひずみゲージブリッジを組み, 四か所に生じるひずみの差分を出力することで, 荷重負荷点の違いによる出力の誤差を減じることとした。 $\sigma = E \cdot \varepsilon$ より $\varepsilon = \sigma / E$, $M = F \cdot L$, $\sigma = M / Z$ より $\varepsilon = M / (Z \cdot E)$ となり, ひずみ検知位置 L1 と L2 の差分を出力することで $\varepsilon = F \cdot (L1 - L2) / (Z \cdot E)$ となる (ε : ひずみ出力, σ : 応力, F : 力, Z : 断面係数, E : ヤング率, M : 曲げモーメント, L : 距離)。L1-L2 は常に不変であるため, 負荷 F の大きさを正確に測定できる構造となった。外径 1.7mm ケーブルをゲージ端子から柄部に溶接固定を行い, コーティング処理後, シリコンゴムにて被覆し, 製作した。センサー用コンディショナーとして小型デジタル表示器 (WDS-190AS1, (株)共和電業, 東京, 日本) を用いて, 測定時のひずみ量を変換し, 維持力として表示できるように対応した。

測定方法は, 維持歯に装着された維持装置のアンダーカット領域の維持腕下腕部に小型維持力測定装置のひずみゲージを貼付した短い側をあてがい, 仮想咬合平面に平行になるように平坦のピークチップがついている先端を咬頭頂に合わせ, 柄部を閉じることで測定できるようにした。出力感度は約 $500 \times 10^{-6} \mu\epsilon / \text{kg}$ に設定した。

2. 荷重 [g] 負荷時のひずみ量 [$\mu\epsilon$] の測定

小型維持力測定装置の測定が適切に行えるかどうかを確認するために, 荷重センサに維持力測定装置のひずみ受感部をあて, 負荷を与える校正実験を実施した。荷重負荷時のひずみ量の測定は, センサイタフェース (PCD-300B, (株)共和電業, 東京, 日本) を使用して実施した。小型維持力測定装置の負荷点に 0g, 100g, 200g, 400g, 800g, 1,200g, 1,600g, 2,000g の垂直荷重を 1 回負荷し, 荷重速度を規定せずに柄部を閉じたときのひずみ量 [$\mu\epsilon$] を測定した。

3. クラスプの維持力測定の再現性の検討

小型維持力測定装置を用いて, 硬石膏模型 (石こう製顎模型 E3-541, (株)ニッシン, 東京, 日本) の左側第 1 小白歯に既製のクラスプ用ワックスパターン (ワックスパターン MK 110-002-00, (株)デンタリード, 大阪, 日本) を使用した。図 4 に示す維持腕の形態に基づき¹⁴⁾, クラスプ設計の基本原則^{2,3)}に従い,

経験年数 20 年以上の歯科技工士がエーカースクラスプを製作した。一般的に歯科診療で用いられている歯科鑄造用金銀パラジウム合金 (キンパラ G12, (株)石福金属興業, 東京, 日本) を使用した。キャストクラスプの適合状態の確認はハイスポットインジケータ (Arti-Spot[®], (株)バウシュ咬合紙ジャパン, 大阪, 日本) を用いて行った。硬石膏模型に装着したエーカースクラスプの維持力の測定は, 経験年数 5 年以上の歯科医師が行い, 荷重速度を規定せずに連続 10 回測定し, 維持力の再現性を検討した。

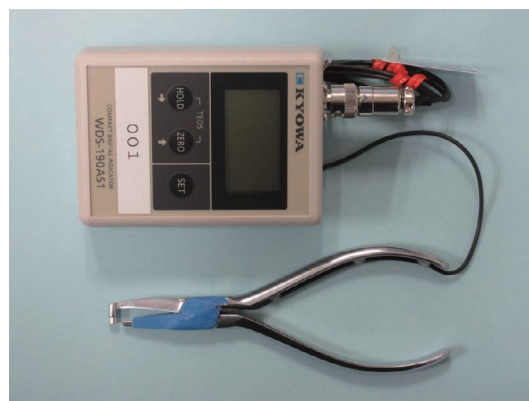


図 1 開発した小型維持力測定装置

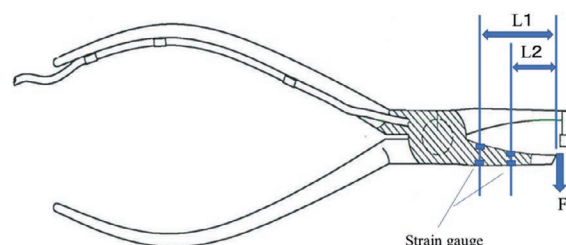


図 2 開発した小型維持力測定装置の構造模式図



図 3 小型維持力測定装置の測定状況

4. 各種維持装置の維持力の測定

使用した硬石膏模型と製作した各種維持装置を図5に示す。硬石膏模型（石こう製顎模型 E3-522, E3-530, E3-534, E3-541, E3-545, E3-546, E3-563, E3-567, E3-583, (株)ニッシン, 東京, 日本）を用いて、既製のクラスプ用ワックスパターン（ワックスパターン MK 110-002-00, (株)デンタリード, 大阪, 日本）

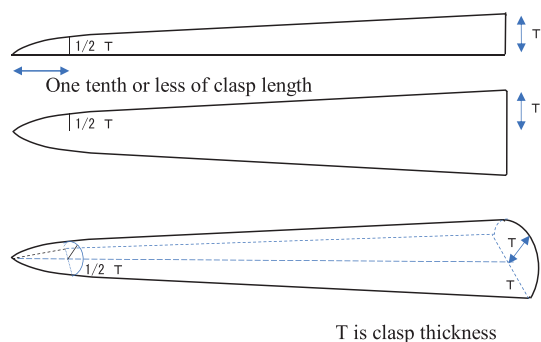


図4 理想的な維持力を発現させるクラスプの維持腕の形態

を使用し、クラスプ設計の基本原則^{2,3)}に従い、経験年数20年以上の歯科技工士が各種維持装置を製作した。同一の硬石膏模型の維持歯で数種類のキャストクラスプを製作した場合、キャストクラスプと維持歯との間で緊密な適合が損なわれることが考えられたため、各種維持装置は異なる硬石膏模型を用いて製作した。維持装置は、0.25mmのアンダーカット量を利用したクラスプとして、RPIクラスプ、0.50mmのアンダーカット量を利用したクラスプとして、ワイヤーキャストコンビネーションクラスプ、ヘアピンクラスプ、リングクラスプ、エーカーズクラスプ、-half and halfクラスプ、リバースバックアクションクラスプ、バックアクションクラスプ、双子鉤、延長腕鉤を製作した。キャストクラスプの適合状態の確認はハイスポットインジケータ（Arti-Spot[®], (株)バウシュ咬合紙ジャパン, 大阪, 日本）を用いて行った。製作した各種維持装置の測定は、小型維持力測定装置を用いて、経験年数5年以上の歯科医師が硬石膏模型に装着した維持装置の維持力を10回測定し、平均値、標準偏差を算出した。なお、双子鉤は第2小白歯のアンダー



図5 測定に用いた各種維持装置

RPIクラスプ、コンビネーションクラスプ、ヘアピンクラスプ、リングクラスプ、エーカーズクラスプ、half and halfクラスプ、リバースバックアクションクラスプ、バックアクションクラスプ、双子鉤、延長腕鉤

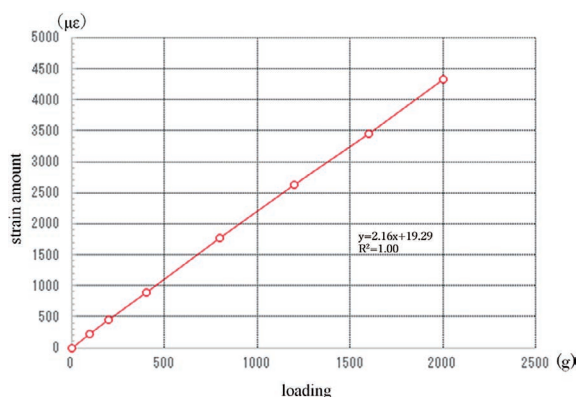


図 6 小型維持力測定装置による荷重負荷とひずみ量との関係

カット領域の維持腕下腕部，延長腕鉤は隣接歯に延長したアンダーカット領域の維持腕下腕部を測定した。

本研究は日本歯科大学生命歯学部倫理審査委員会の承認（承認番号：NDU-T2013-28）を得て実施した。

結 果

1. 小型維持力測定装置の精度測定

小型維持力測定装置を用いて，0 g，100g，200g，400g，800g，1,200g，1,600g，2,000g の荷重を負荷した場合のひずみ量 $[\mu\epsilon]$ は，荷重の増加とともに増加し，一次関数で表される直線を示した（calibration constant $0.4610\text{g}/\mu\epsilon$ ）（図 6）。

2. 硬石膏模型に装着したエーカースクラスプの連続 10 回の維持力の測定

小型維持力測定装置を用いて，硬石膏模型に装着したエーカースクラスプの維持力を連続 10 回測定した結果を表 1，図 7 に示す。

硬石膏模型に装着したエーカースクラスプの連続 10 回の維持力の平均は 667.7g であった。

3. 各種維持装置の維持力の測定

各種維持装置の維持力の測定の結果を表 2，図 8 に示す。

各種維持装置の維持力の平均は，それぞれ RPI クラスプが 243.1g ，ワイヤーキャストコンビネーションクラスプが 274.7g ，ヘアピンクラスプが 506.3g ，リングクラスプが 640.1g ，エーカースクラスプが 674.9g ，ハーフアンドハーフクラスプが 701.1g ，リバーバックアクションクラスプが 710.2g ，バックアクションクラスプが 749.5g ，双子鉤が 889.3g ，延長腕鉤が 903.4g であった。

考 察

キャストクラスプの維持力に対して影響が大きい因子として，鉤腕断面の厚さ，幅，断面形状，鉤腕の長

表 1 硬石膏模型に装着したエーカースクラスプの維持力を連続 10 回測定した結果

time	retentive force (g)
1st measurement	662
2nd measurement	703
3rd measurement	647
4th measurement	632
5th measurement	697
6th measurement	666
7th measurement	681
8th measurement	670
9th measurement	659
10th measurement	660
mean	667.7
SD	21.5

さ，鉤腕の形態，アンダーカット量，維持歯の歯軸方向の曲率半径，使用金属のヤング率，維持歯面に対する鉤腕の接近角度，摩擦係数が挙げられており¹⁵⁾，臨床で使用されるキャストクラスプの維持力は，さまざまな因子による影響が考えられる。実際に臨床で使用される部分床義歯は，歯科医師の技工指示に基づき，歯科技工士が製作するため，歯科医師は部分床義歯のクラスプがどの程度の維持力であるかを確認できない。また，他院で製作された部分床義歯の調整にあたり，歯科医師は，キャストクラスプの形態，歯冠豊隆からアンダーカット量，使用金属を推測して主観的にクラスプの調整を行っているのが現状である。歯科医療において，これまでにキャストクラスプの維持力を簡便に測定できる装置は存在しなかった。そこで，本研究は，クラスプの維持力を簡便に測定できる小型維持力測定装置を開発することとした。装置として，歯科矯正治療で使用される臼歯用バンドリムービングプライヤーを利用し，プライヤーの先端部に変換器用ひずみゲージを四か所に設置した。ひずみゲージは，優れた繰り返し性，直線性などの特性を有しており，さまざまな変換器の素子に応用されており，力，荷重，圧力，変位などの測定を行うことが可能である¹⁶⁾。再現性向上の為，4 アクティブゲージ法（ねじりひずみ測定法）を採用し，四か所でひずみゲージブリッジを組み，四か所に生じるひずみの差分を出力することで，荷重負荷点の違いによる出力の誤差を減じる構造とした。測定時のひずみ量を変換し，小型デジタル表示器に維持力が数値表示できるように対応した。

校正実験として，小型維持力測定装置の負荷点に垂直荷重を負荷し，荷重速度を規定せずにひずみ量を測定した結果，荷重の増加とともにひずみ量は増加し，測定時のひずみ量を算出することが確認できた。そこで，本維持力測定装置でエーカースクラスプの維持力の測

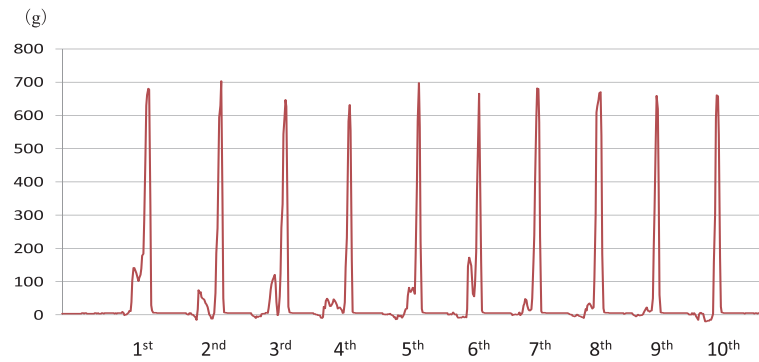


図 7 硬石膏模型に装着したエーカースクラスプの維持力を連続 10 回測定した結果

表 2 各種維持装置の維持力測定の結果

	RPI clasp	Combination wire clasp	Hairpin clasp	Ring clasp	Akers clasp	Half and half clasp	Reverse backaction clasp	Backaction clasp	Double Akers clasp	Extended arm clasp
Model number (Nissin Co. Ltd)	E3-522	E3-583	E3-545	E3-534	E3-541	E3-563	E3-522	E3-567	E3-530	E3-546
Undercut amount	0.25mm	0.5mm	0.5mm	0.5mm	0.5mm	0.5mm	0.5mm	0.5mm	0.5mm	0.5mm
time	retentive force (g)									
1st measurement	256	261	431	632	739	625	770	729	736	905
2nd measurement	187	348	568	660	628	777	616	787	1011	928
3rd measurement	215	292	458	545	737	569	779	687	784	961
4th measurement	239	185	433	648	734	757	608	750	835	813
5th measurement	284	327	473	572	584	574	726	773	936	886
6th measurement	245	258	524	696	673	793	702	799	819	838
7th measurement	273	349	623	671	666	693	741	744	987	953
8th measurement	218	206	620	685	713	858	762	709	963	948
9th measurement	282	327	483	694	595	667	731	750	954	939
10th measurement	232	194	450	598	680	698	667	767	868	863
MEAN	243.1	274.7	506.3	640.1	674.9	701.1	710.2	749.5	889.3	903.4
SD	31.5	63.6	73.7	52.7	57.6	95.8	61.4	34.5	93.7	51.7

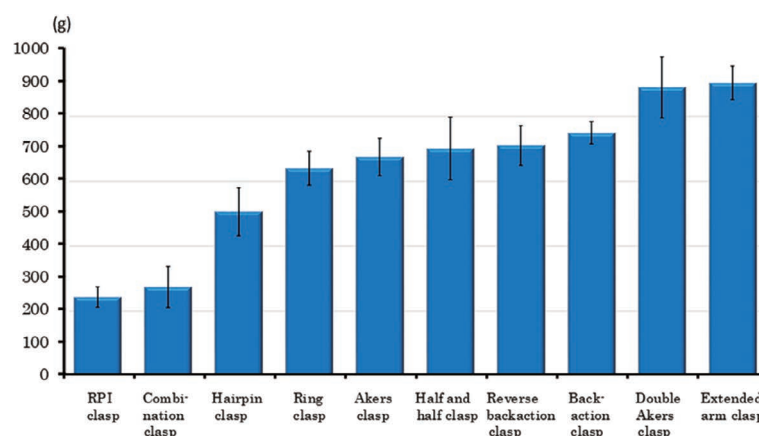


図 8 各種維持装置の維持力測定の結果

定に再現性があるか確認するために、第2小白歯と大臼歯欠損を有する硬石膏模型上の第1小白歯部に製作したエーカースクラスプを用いて、連続10回測定を行った。クラスプに使用する金属の弾性係数の違いにより、維持力に違いが生じることが報告されており^{17,18)}、一般的に歯科診療で用いられている歯科鑄造用金銀パラジウム合金を使用した。測定結果、硬石膏模型に装着したエーカースクラスプの連続10回の維持力の平均は667.7gであった。各種クラスプの維持力の測定に際し、ハイスポットインジケータによるクラスプの適合を確認した結果、調整が必要であったクラスプは認められなかった。

山賀¹⁹⁾は、同一の維持歯模型において、アンダーカット量を0.15mmとした場合の維持力は、0.25mmの場合の55~59%に相当し、アンダーカット量の大きさが直接的に維持力に関与することを報告しており、今回の結果も同様に0.25mmのアンダーカット量の維持装置と比較して0.50mmのアンダーカット量の維持装置の方が維持力は大きいことが認められた。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¹⁵⁾は、金合金タイプIVを用いて0.25mm、0.50mmのキャストクラスプを製作し、インストロンにより維持力を測定した結果、アンダーカット0.25mmで約250g、アンダーカット0.50mmで約500gの維持力を示し、これらは経験的に標準とみなされている維持力と考えられると述べている。長澤²⁰⁾は、義歯の維持力として1歯あたり500~1,000gが適当であることを報告しており、大川²¹⁾は1歯あたりの維持力の大きさは一応500~1,000gが適切であると推測している。Ahmadら²²⁾は0.25mmのエーカースクラスプの維持力は4.77Nであることを報告しており、FrankとNicholls²³⁾は両側性部分床義歯に受け入れられる維持力は300gから750g(2.94N~7.35N)であることを報告しており、ArdaとArikan²⁴⁾は、キャストエーカースクラスプの維持力はアンダーカットが0.25mmの場合、 615.2 ± 14.5 g、0.5mmの場合、 858.2 ± 58.2 gであることを述べている。飛田ら²⁵⁾は、Au-Pd合金によるレスト付二腕鉤の基準形態を検討し、force meterを用いて引張試験で測定した結果、0.50mmのアンダーカット量では、下顎第2小白歯が 704 ± 7.5 g、下顎第2大臼歯が 775 ± 7.5 gの維持力であったことを報告している。これらのことから、500gから700g程度の維持力は維持歯に対して生理的動揺範囲内での負荷に抑えることができるものと考えられる。本研究は、硬石膏模型上でのクラスプの維持力を測定しており、天然歯、全部金属冠、陶材焼付金属冠とは表面性状や摩擦抵抗は異なることが考えられるものの、これらの結果¹⁹⁻²⁵⁾は、いずれも小型維持力測定装置を用いた本研究結果の維持力と近似しており、本測定装置の有効性が確認できたと考えられる。

部分床義歯は、装着時には支持効果、把持効果が機能しており、部分床義歯を外すときに、アンダーカットに入り込んだ維持腕が離脱時に作用して、維持力が発揮される構造であり、機能時には維持力は作用しないことが原則である。クラスプは安静時においては、歯面に緊密に適合し、歯には何の力も及ぼしてはならない。義歯に離脱力が働いたときには、クラスプは変形しながら歯面から離開するが、その剛性によって維持力を発揮し、維持歯の負担のもとに義歯の離脱を防止し、その位置を保持し、定位置に復帰すれば再び緊密に歯面に接触する。このような挙動が口腔の機能とともに絶えず繰り返されている¹⁵⁾。クラスプの維持力が大きければ維持歯に負担過重となり、維持力が不足すれば義歯の動揺や脱離を起こすため、使用されるクラスプが維持歯にどの程度の維持力を負担するか確認することは重要である。

本研究はin vitroの実験であり、本研究で開発した小型維持力測定装置は、維持腕をわずかに持ち上げたときに発生する離脱力を測定するものである。この測定装置は、1個のクラスプの維持力の測定を行うが、部分床義歯は通常、複数のクラスプを有しており、部分床義歯の着脱時には、着脱方向に複数のクラスプを同時に持ち上げることが必要である。本測定装置は、維持腕をわずかに持ち上げることで維持力を測定でき、複数のクラスプを持つ義歯でも問題なく使用できることを確認しており、実際の部分床義歯での測定にも応用可能であると考えている。今後、実際に口腔内に装着された部分床義歯のクラスプの維持力測定を検討することが必要である。

結 論

部分床義歯で使用されている各種維持装置の維持力の測定を簡便に測定できる維持力測定装置を開発し、その有効性を確認後、硬石膏模型上の各種維持装置の維持力の測定を行った。アンダーカット量が0.25mmのRPIクラスプとアンダーカット量が0.50mmのワイヤーキャストコンビネーションクラスプの維持力は平均200~300g、アンダーカット量が0.50mmの鑄造鉤(双子鉤、延長腕鉤、ワイヤーキャストコンビネーションクラスプを除く)の維持力は平均500~750g、双子鉤、延長腕鉤の維持力は平均800~900gであり、各種維持装置の維持力の測定を行うことが可能となった。

本論文に関連し、開示すべき利益相反関係にある企業などはない。

本研究は科学研究費助成事業(学術研究助成基金助成金基盤研究(C)(課題番号15K11176)、平成30年度日本歯科大学生命歯学部公募研究事業により実施した。

文 献

- 1) 社団法人日本補綴歯科学会有床義歯補綴診療のガイドライン作成委員会編. 有床義歯補綴診療のガイドライン (2009年改訂版). 東京: 日本補綴歯科学会; 2009. 1-79.
- 2) Kratochvil FJ. Partial removable prosthodontics. 1st ed. WB. Saunders Co; 1988.
- 3) Renner RP, Boucher LJ. Removable partial dentures. Chicago: Quintessence Pub. Co.; 1987.
- 4) Turner JW, Radford DR, Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. J Prosthodont 1999; 8: 188-195.
- 5) Mourshed B, Al-Sabri FA, Qaed NA, Alaizari N, Al-Shamiri HM, et al. Effect of clasp type and pullout location on clasp retention in different environment: In vitro study. Eur J Dent 2017; 11: 216-220.
- 6) 八川昌人, 五十嵐順正, 芝 燐彦. 部分床義歯の着脱時に維持力を受ける負荷 (第1報), 種々の維持装置における維持歯の負荷. 昭歯誌 1987; 7: 104-114.
- 7) Reddy JC, Chintapatla SB, Srikakula NK, Juturu RK, Paidi SK, et al. Comparison of retention of clasps made of different materials using three-dimensional finite element analysis. J Clin Diagn Res 2016; 10: ZC13-ZC16.
- 8) Kim D, Park C, Yi Y, Cho L. Comparison of cast Ti-Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps. J Prosthet Dent 2004; 91: 374-382.
- 9) Helal MA, Baraka OA, Sanad ME, Al-Khiary Y, Ludwig K, et al. Effect of clasp design on retention at different intervals using different abutment materials and in a simulated oral condition. J Prosthodontics 2014; 23: 140-145.
- 10) Cheng H, Xu M, Zhang H, Wu W, Zheng M, et al. Cyclic fatigue properties of cobalt-chromium alloy clasps for partial removable dental prostheses. J Prosthet Dent 2010; 104: 389-396.
- 11) Meenakshi A, Gupta R, Bharti V, Sriramaprabu G, Prabhakar R. An evaluation of retentive ability and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. J Clin Diagn Res 2016; 10: ZC37-ZC41.
- 12) Firtell DN, Grisius RJ. Retention of obturator-removable partial dentures: A comparison of buccal and lingual retention. J Prosthet Dent 1980; 43: 212-217.
- 13) Rodrigues RS, Ribeiro RF, de Mattos MC, Bezzon OL. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. J Prosthet Dent 2002; 88: 290-296.
- 14) Carr AB, McGivney GP, Brown DT. McCracken's Removable partial prosthodontics. 11th ed. St. Louis: Mosby Co; 2005. 79-117.
- 15) 奥野善彦. キャストクラスプの形態と維持力. 阪大歯学誌 1983; 28: 155-166.
- 16) 小川鑑一. 人と物の動きの計測技術, ひずみゲージとその応用. バイオメカニズム学会編. 東京: 東京電機大学出版局; 2002. 1-131.
- 17) Bates JF. The mechanical properties of the cobaltchromium alloys and their relation to partial denture design. Brit Dent J 1965; 119: 389-396.
- 18) Nokubi T, Yamaga T, Okuno Y, Takeuchi M, Tsutsumi S, et al. Nomograms for determining deflections and stresses in tapering clasps. J Osaka Univ Dent Sch 1977; 17: 43-53.
- 19) 山賀 保. 鋳造鉤に関する力学的研究, 鉤腕の力学的性質ならびに維持力に影響する因子について. 補綴誌 1979; 23: 271-287.
- 20) 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. 広歯誌 1978; 10: 63-69.
- 21) 大川周治. テレスコープ冠の維持力に関する実験的研究. 広歯誌 1986; 18: 166-180.
- 22) Ahmad I, Sherriff M, Waters NE. The effect of reducing the number of clasps on removable partial denture retention. J Prosthet Dent 1992; 68: 928-933.
- 23) Frank RP, Nicholls JI. A study of the flexibility of wrought wire clasps. J Prosthet Dent 1981; 45: 259-267.
- 24) Arda T, Arikan A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. J Prosthet Dent 2005; 94: 267-274.
- 25) 飛田 滋, 河野正司, 渡邊清志, 岡田直人. 金銀パラジウム合金を用いたレスト付二腕鉤における鉤腕形態と維持力の検討. 新潟歯学会誌 2003; 33: 211-217.

著者への連絡先

秋山 仁志

〒102-8158 東京都千代田区富士見 2-3-16

日本歯科大学附属病院総合診療科

TEL 03-3261-5511 FAX 03-3261-3924

E-mail: akiyama@tky.ndu.ac.jp

A study on retentive force of various types of retentive devices measured by the small-sized retentive force measurement device

Hitoshi Akiyama and Maiko Sakamoto

General Dentistry, The Nippon Dental University Hospital

Abstract : The purpose of this study was to develop a small-sized retentive force measurement device which can easily measure retentive force of the abutment teeth used for removable partial denture. And another purpose was to clarify the retentive force of various retentive devices on a working model by the measurement device.

We developed a small-sized retentive force measurement device which can be easily measured. Then we verified the performance of the device by measuring the reproducibility of clasp retentive force. We clarified the retentive force of various types of retentive devices on a working model by the measurement device.

As a result of measurement with the small-sized retentive force measurement device, the measured values showed the linearity between the strain and the load. Continuously measuring Akers clasp attached to the plaster cast for 10 consecutive times, reproducibility of clasp retentive force measurement was confirmed. The average force of RPI clasp with 0.25mm undercut and combination wire clasp with 0.50mm undercut was at 200 to 300g, while it was in 500 to 750g for hairpin clasp, ring clasp, Akers clasp, half and half clasp, reverse backaction clasp, backaction clasp with the undercut depth of 0.50mm and 800 to 900g for double Akers clasp and extended arm clasp with the undercut depth of 0.50mm.

A small-sized retentive force measurement device that can be easily measured has been developed, and its effectiveness has been confirmed to measure the retentive force of various types of retentive devices.

Key words : a small-sized retentive force measurement device, abutment tooth, removable partial denture, retentive force, retentive device