

パーシャルデンチャーの力学を再考する 残存歯の保護を第一とした動かない義歯

山下秀一郎

Rethink the mechanical principles associated with removable partial dentures

Denture design with minimal mobility for preservation of residual teeth

Shuichiro Yamashita, DDS, PhD

抄 録

部分床義歯は歯列の部分的な欠損を補綴するために装着されるものである。その基本的な考え方の中で、“残存組織の保護”が最も優先される事項である。義歯の設計原則の第一には、“義歯の動揺の最小化”がうたわれており、これは、機能時の義歯の変位を少なくすることによって支台歯の負担過重を抑制することを目的としている。義歯の動揺の抑制にとって、強い維持力は決して必要ない。アンダーカット維持に代表される機械的維持力を高めるだけでは、支台歯に負担を強いるだけである。支持と把持の作用を中心に機能時のわずかな可動方向を規制することで、最小限の維持力でも十分に安定した義歯を製作することが可能である。

キーワード

部分床義歯、残存組織の保護、設計原則、義歯の動揺、支持と把持

ABSTRACT

The removable partial denture is a prosthesis that is used to a partially edentulous region. Among the basic concepts, “Protect residual oral tissue” is the most prioritized item. The first of the principles of denture design is the “minimization of denture mobility” which aims at reducing the displacement of the denture during its function to reduce the overloading of the abutment teeth. For the control of denture mobility, a strong retention is never necessary. Only by increasing the mechanical retentive force represented by the undercut retention, the over loading is imposed on the abutment tooth. It is possible to produce a sufficiently stable denture with minimum retention by regulating the slight movement direction in the function mainly on the action of support and bracing.

Key words:

Principle of denture design, Protection of residual oral tissue, Displacement of denture, Support and bracing

I. はじめに

パーシャルデンチャーが適用となる歯の欠損様式は、1 歯欠損から 1 歯残存と幅広く、咬合を確立するにしても一律同じように考えれば良いというものではない。欠損様式や対合接触関係を考慮しながら義歯の

設計を考える必要がある。さらにそこには、残存歯や欠損部顎堤の負担能力を併せて評価する必要があるため、さらにバリエーションが広がるといつてよい。

パーシャルデンチャーが総義歯と異なるのは、残存歯列と人工歯列との間における調和のとれた咬合関係を常に考慮すべき点である。特に、義歯が支台歯と連結されていることにより、咬合時の負荷は被圧変位量

の異なる支台歯と顎堤粘膜の両者に対して伝達されるため、安定した咬合を確立するには両支持要素における被圧変位量の差を補償できる環境を整えなければならない。これまで進行してきた咬合崩壊の流れを断ち切り、それ以上の欠損が生じないようにすることが、義歯を装着する最大の目標である。“噛める義歯”というのは、どれだけ機能回復できるかと同時に、残存歯列がどれだけ長期にわたって保存できるかであり、これが患者の QOL の維持・向上につながると考える。

本稿では、動かない義歯というのはどのような意味合いを有するのか、それを実現するためにはどのように義歯の設計を行うかについて述べてみたい。

II. パーシャルデンチャー設計の 4 原則

パーシャルデンチャーでは残存歯列と人工歯列との間に調和のとれた咬合関係が必要であり、口腔健康を維持する上で重要な鍵となる。特に遊離端欠損症例においては、咬合時の負荷は被圧変位量が大きく異なる支台歯と顎堤粘膜の両者に対して伝達され、いわゆる歯根膜粘膜支持型の補綴装置であることが特徴となる。複合的な支持様式であるがゆえに、義歯を装着したことによってこれらの残存組織が障害され、結果として義歯自体が不適合になることや、破損することが少なくない。したがって義歯の設計に際しては、残存組織に対する為害作用をいかに少なくするかについて十分に配慮する必要がある。

パーシャルデンチャーを設計する際に、重要となる設計原則は以下の 4 項目に集約される¹⁻³⁾。

- ① 義歯の動揺の最小化
- ② 予防歯学的配慮
- ③ 破損の防止
- ④ 生体追従性

中でも、義歯の動揺の最小化は、特に遊離端義歯を設計する際に重要なポイントであり、本稿ではこの点についてさらに内容を掘り下げたい。

III. 動かない義歯を実現するための設計

1. 支持、把持、維持の順に設計を考える

義歯の動揺を抑制するために、維持作用を優先して設計を行うことは、支台歯に負担過重を強いることになる。支持、把持の作用が十分でないまま、アンダーカット部に設定される機械的な維持作用を高めると、支台歯の歯根膜組織にとっては耐性の小さい歯冠方向や側方方向への力を常にはたらかせることになる。残

存歯列の長期保存という考え方とは正反対に、支台歯には抜歯鉗子のような負荷が持続的に蓄積することになってしまう。支持、把持の作用を高め、義歯の動きを制御することが重要である。

したがって、動かない義歯を実現するためには、①支持→②把持→③維持、の順番に設計を進めていくことがポイントとなる。これを具体的な設計手順に当てはめると、①レスト→②義歯床→③小連結子・隣接面板→④大連結子→⑤支台装置維持部（クラスプ）、となる。

1) 支持作用を最初に設計する必要性

最大噛みしめ時に大臼歯部で発揮される咬合力を測定すると、天然歯列では平均約 35 kg の力が発揮され⁴⁾、そこが義歯の人工歯に置き換わった場合でも、同様に非常に強大な力が発揮される。したがって、これを受け止める支持機能を最初に義歯の設計の中に盛り込むことが重要である。歯根膜粘膜支持型の義歯では、歯根膜と粘膜の両者に支持能力を期待することになるが、歯根膜支持を十分に活用しながら、不足分を粘膜支持でも補うというのが原則である。変位量の少ない歯根膜を中心に支持作用を設定しなければ、動揺の少ない義歯は実現しないからである。レストの設定が、義歯設計の第一ステップである。

2) 支持作用と把持作用が整えば義歯は安定する

次いで、把持作用の設定を行う。支持作用と同様に支台歯にその多くの作用を期待することになる。しかし、ある特定の支台歯のみに把持作用を設定すると、機能時の義歯床の水平的動揺に抵抗する力が集中するため、その歯の負担過重が増大する。複数歯で分担し、残存歯列全体で動揺を抑制することが重要である。

把持作用を担う構成要素の中でも、隣接面板や小連結子と支台歯軸面に形成されたガイドプレーンとの接触による把持を積極的に考える（図 1）。これらは、

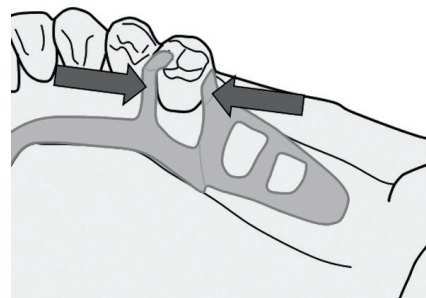


図 1 隣接面板と小連結子の把持作用。

隣接面板と小連結子の歯面接触によって義歯の可動方向が規制されるため、義歯はこの方向以外には浮上・離脱しにくくなる。



図2 下顎右側犬歯の評価はやや劣るため、支持と把持作用のみを求める設計とした。

他の把持を担う構成要素と同じく義歯床の側方的な動揺を抑えるという役割だけではなく、義歯の着脱方向と平行に設けられるため義歯をこの方向以外には浮上・離脱しにくくし、可動方向を規制する役割を担う。

3) 維持作用は最後に考える

支持と把持の作用を十分に発揮できるように設計を行えば、それだけで義歯は口腔内で十分に安定する。着脱方向に平行な軸面接触を複数箇所設定することで、把持作用が高まると同時に着脱方向が明確になるため、必要最小限の維持作用を支台歯に負担させれば義歯の離脱を抑制することができる。維持力が弱くても構わないというのではなく、アンダーカット部に多くの維持力を求めなくても、十分な維持作用が期待できることを指している。

維持鉤腕の設定は設計の最終ステップで検討される。具体的な設定部位に関しては、原則的に欠損部位と近接した支台歯を中心に選択することにより、少ない維持力で作用を期待することが可能となる。すでに設計の済んでいる隣接面板、床や連結子の外形との兼ね合いで鉤体の起始部の位置が決められ、アンダーカット領域の分布に応じて維持鉤腕の走行が決まることになる。

4) 支台歯の役割分担

義歯に加わる力への対応として、支持、把持、維持の3つの作用を義歯の設計に組み込む必要がある。支台歯を選択するにあたり、まずその支台歯の負担能力を評価し、役割分担を決めなければならない。評価では、生活歯か否か、歯周病の罹患状況などをもとに総合的に判断する。評価の結果、有効な支台歯となり得ることが判断されれば、支持、把持、維持の3つの作用を期待することができる。しかし、負担能力が低下しているにも関わらず支台歯として選択せざるを

得ない場合には、支持、把持のみ(図2)、さらに条件が悪ければ、根面板のように支持作用のみを期待することになる(図3)。

歯列内における支台歯の配置に関しては、欠損部に隣接する歯が主な支台歯となるが、義歯の動揺を最小にするためには、欠損部から離れた部位にも支台歯を設定することが必要となってくる。

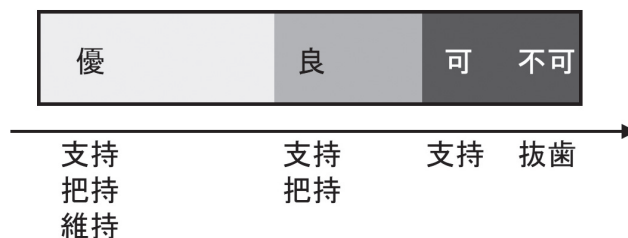


図3 支台歯の負担能力を評価し、支持・把持・維持作用の役割分担を決定する。

2. 画一的にクラスプの形を当てはめない

義歯の設計においてよく耳にするのは、「大臼歯2歯欠損の場合は小臼歯に双子鉤が良いのでしょうか?」という質問である。なぜ欠損様式だけで画一的にクラスプ形態が決められるのであろうか。これは、義歯を設計するにあたり、欠損の分布から支台装置を選択するという、維持作用優先の設計概念のなごりである。前述のように、義歯の動揺を抑制するために維持作用を優先して設計を行うことは、残存歯列の長期保存という考え方とは正反対に、支台歯には負荷が持続的に蓄積することになってしまう。支台歯の歯周組織の状態、支台歯のサベライン、対合歯との咬合状態など、さまざまな要因が設計には関わってくるはず

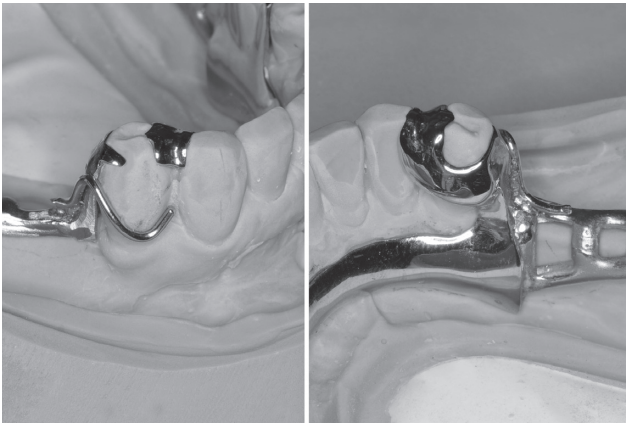


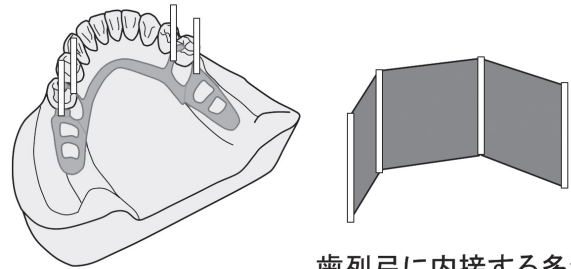
図4 下顎右側第一小臼歯に設定された支台装置。
支持, 把持, 維持を別々に考えると名称の付かない支台装置になる例。

である。同じ欠損様式であっても、症例ごとに設計が異なるのが本来の姿である。

確かにパーシャルデンチャーの教科書にはさまざまな形態のクラスプが列挙され、それぞれ適用となる欠損様式が明記されているのも事実である。しかし、必要な検査をすべて実施した後に支台装置が決まるのであって、最初からクラスプありきで設計を行うわけではない。図4に示すように、名称の付かない支台装置になる場合もある。このように名称の付かないものが存在するのは、支持、把持、維持を別々に考えているからである。この口腔内の状況であれば、どこにレストを置くべきか、把持を高めるためにはどこの歯面を活用するのか、維持を得るためにはどこのアンダーカットを利用するのか、などを順々に検討した結果が支台装置のデザインである。これに、分類上の名称が合致する場合もあれば、合致しない場合もある。

3. 義歯の設計は三次元で考え可動方向を規制する

義歯が動かないというのは、大別すると二つのことを含んでいる。一つは可動量そのものを減少させること、もう一つは可動方向の規制である。つまり、機能力が負荷された時に、たとえわずかな動揺を示すにしても可動方向が規制されていることが重要である。このような設計概念に基づく義歯の実現は、噛みやすさに関わると同時に、残存諸組織への為害作用も最小限に抑えることができると考える。過去には支台歯への負担過重を軽減する目的で、支台歯と義歯床との可動性のある連結を積極的に設定することを推奨した時期もあったが、この意図とは相反する結果がその後の臨床現場で多く経験されたのが現実である。



歯列弓に内接する多角形

図5 歯列弓に内接する多角形のイメージ。
歯列弓に内接する多角形を構成するイメージで把持作用を設定し、可動方向の規制を期待する。

可動方向を規制するためには、前述のように隣接面板や小連結子と支台歯軸面との接触による把持を積極的に考える。さらに、この接触関係を複数歯に設定すると、図5に示すように、歯列弓に内接する多角形を構成する三次元イメージが出来上がる⁵⁾。ただし、可動方向の規制は、適切な前処置なくして成立させることは難しい。

4. 機能力が歯軸方向に伝達される

人工歯部に作用する力は、義歯床を介して顎堤粘膜に伝達されると同時に、大小の連結子および支台装置を介して支台歯へ伝達される。その力の向きが歯軸方向と可及的に一致していることが、支台歯の保全にとって重要である(図6)。しかし、支台歯へ伝達される力の程度は、支台歯と義歯との連結の仕方によってさまざまに変化するため、この連結の仕組みを十分に理解することは義歯の設計において大切な要件である。

1) 支台歯と義歯との連結

支台歯と義歯との連結の仕組みは、①支台装置が支台歯上でどの程度変位しにくいかの程度を示す連結強度、②支台装置と義歯床との間における可動部の有無、の2つで決められる。

2) 連結強度と可動部

連結強度はその強さによって、リジッドコネクション (rigid connection) とフレキシブルコネクション (flexible connection) に大別される。強力な支持作用と把持作用を有するテレスコープや精密性アタッチメントは、リジッドコネクションの典型例である。日常的に用いられているクラスプによる支台装置は、フ

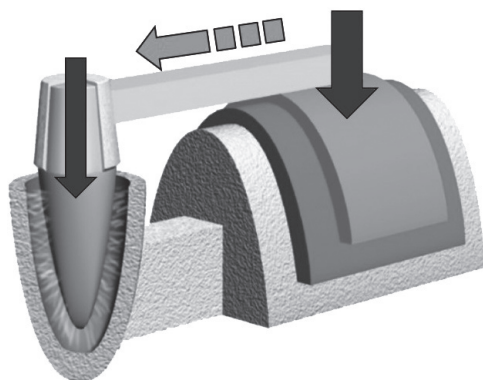


図6 支台歯と義歯との連結.

人工歯部に作用する力は、大小の連結子および支台装置を介して支台歯へ伝達される。その力の向きが歯軸方向と可及的に一致していることが、支台歯の保全にとって重要である。(文献1 原図改変)

レキシブルコネクションの範疇に入るが、支持と把持の両作用を十分に確保することで連結強度を向上させ、リジッドコネクションに近い状況を達成することは可能である。

一方、支台装置と義歯床との間における可動部とは、蝶番などの可動性を有する緩圧機構や連結子に緩圧作用を持たせたスプリットバーなどが代表例としてあげられる。

3) リジッドサポート (rigid support) の概念

リジッドサポートの概念は、連結強度がリジッドコネクションであり、かつ可動部がない状況を指している。機能力の伝達方向を支台歯の歯軸方向と一致させ、動揺の少ない義歯を実現するためには、リジッドサポートは非常に有効な概念である⁶⁾。しかし、適用を誤ると支台歯に伝達される力が歯軸方向から大きく逸脱したものとなり、支台歯の負担過重を強いることになる。リジッドサポートが成立する臨床的状況として、①長い遊離端欠損、②支台歯の歯列内配置が対称的・対角線的ではない、③支台歯の歯周組織に異常がない、④顎堤粘膜の変位量が少ない、の4項目があげられる。最初の2項目が示すようにすべての欠損様式に適用されるものではない。

4) リジッドサポートが適用とならない症例

大白歯2歯程度が欠損した短い遊離端欠損においてリジッドサポートを応用した場合には、図7に示すように長い遊離端欠損に比べて支台歯を遠心方向に

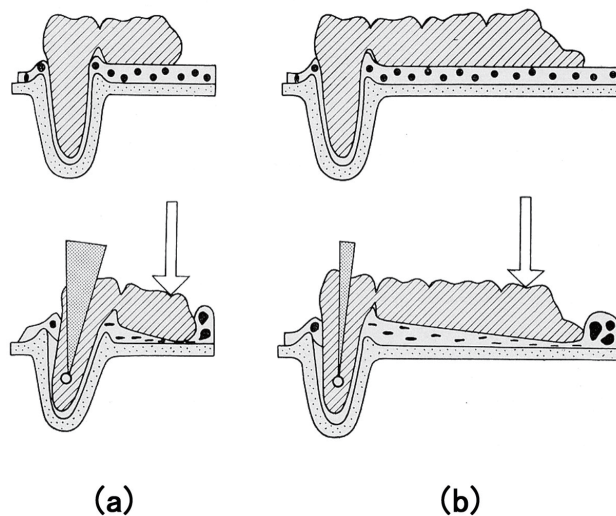


図7 欠損の長さで支台歯の傾斜移動との関係.

短い遊離端欠損 (a) に対してリジッドサポートを応用した場合には、長い遊離端欠損 (b) に比べて支台歯を遠心方向に傾斜させる力がより強く働く。(文献7 原図改変)

傾斜させる力がより強く働くことになる⁷⁾。基本的に短い遊離端欠損にはリジッドサポートは適用とはならず、義歯の設計の中で支台歯に対する負担過重を回避する工夫が必要である。その一つとして、リジッドコネクションに回転のみをわずかに許容するような可動部を付加した機構が相応しいのであろうが、臨床的に長期予後が期待できるものは少なくなっている。

クラスプ義歯で対応する場合には、支台歯上で支台装置がわずかに変位した際に生じる動きをコントロールして、機能力が歯軸方向に伝達されるような設計が必要となる。これには、欠損部に対するレストの配置を考慮する。遊離端欠損において、欠損に隣接した支台歯の辺縁隆線部にレストを設定する場合、遠心レスト(欠損側レスト)なのか、近心レスト(非欠損側レスト)なのかによって、支台歯に負荷される力の方向は異なる。欠損の大きさが3歯欠損、4歯欠損と長大化してくると、レストの配置の違いによる圧負担の様相に大差はなくなるが、欠損の短い遊離端義歯では、支台歯の保全という観点から、近心レストの選択が望ましい⁸⁾。

5) 近心レストの優位性

支台歯の非欠損側咬合面部にレストを設置した場合には、支台歯はそちらに荷重され傾斜させられることになるが、隣在歯があればそれに支えられるため、実際には傾斜はあまり生じることなく歯軸方向に力は伝達される(図8-a)。床下粘膜が受ける圧は、床の近

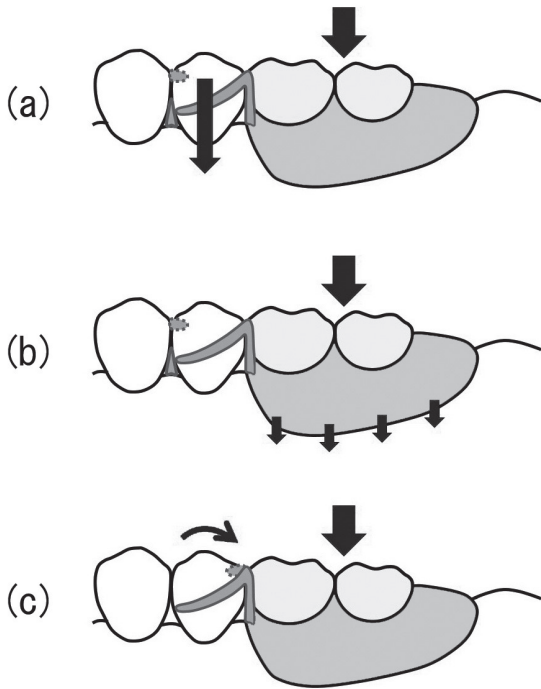


図8 近心レストの優位性.

- (a) 近心レストでは、機能力は歯軸方向に伝達される。
 (b) 近心レストにおいて床下粘膜が受ける圧は、床の近遠心であまり相違はなく、支台歯に近い床部分でもほぼ垂直に粘膜を加圧する。
 (c) 遠心レストでは、床の沈下に伴って支台歯を欠損側に傾斜させる力が働く。

遠心であまり相違はなく、支台歯に近い床部分でもほぼ垂直に粘膜を加圧すると考えられる (図8-b)。

一方、遠心レストを設定した場合は、床の沈下に伴って支台歯を欠損側に傾斜させるか、大きく傾斜させないまでも歯の動揺を生じさせ、近心の隣在歯との接触点を喪失させる傾向を招く (図8-c)。近心レストに比べて遠心レストの方が支台歯の歯根膜支持は活用されているものの、力の方向が歯軸方向とは異なり傾斜させる方向になってしまうため、支台歯の保全という観点から好ましくない。

IV. インプラントを義歯の支台として併用する際に考えるべきこと

義歯が動かないというのは、可動量そのものを減少させることと可動方向の規制である。一度遊離端欠損になってしまうと、支台歯に対して前処置を施し、可動方向の規制を行ったとしても、可動量を減少させるには限界があった。しかし、そこにインプラントを併用した場合には、可動量そのものを減少させることが

可能となる。

インプラントを用いる際には、義歯安定のために新たに埋入する場合と、これまで使用されてきたインプラントの上部構造を義歯の支台として用いる場合などに分けることができる。前者においては、遊離端欠損症例に対して義歯床の沈下に有利と思われる部位に埋入し、支持作用を主に期待することとなる。一方、後者のようにすでに埋入されているインプラントを用いる場合には、上記で述べてきた天然歯を支台とした義歯の原則を、インプラントの支台にも確実に適用する必要がある。特に、インプラントの長軸方向に負荷がかかるように配慮することが重要となる。上部構造を撤去してヒーリングアバットメントに置き換え、支持作用のみを期待する場合には力学的な問題点は比較的起こりにくい。しかし、上部構造が撤去出来ない場合には上部構造に対する前処置を施し、支持、把持、維持のどの作用を求めるのかを検討すべきと考える。

もう一つの検討課題として、被圧変位量があげられる。部分欠損歯列に対してインプラントによる支台を併用した場合には、顎堤粘膜、天然歯、インプラントと被圧変位性の全く異なる3者が混在することになる。インプラント体との被圧変位量の差を補償するための対応が必須となる。天然歯に比べて顎堤粘膜の被圧変位量は5～10倍と言われており、この差を補償するためには機能印象が有効な手段となる。しかし、インプラント体に負荷をかけた際の変位量は3～5 μm 程度⁹⁾と非常に小さく、顎堤粘膜との変位量の差はさらに広がることとなる。この差に対する補償に関しては今後の研究成果が待たれるところであり、義歯床のセトリングを含めた考察が必要になると思われる。それと同時に、被圧変位量の差に伴うインプラント周囲への応力集中が懸念されるため、義歯構造体の補強が必須の事項となる。

V. まとめ

義歯が動かないというのは、可動量の減少と可動方向の規制の2つの意味を含む。しかし、これを実現するために、残存組織が障害されては本末転倒である。動かない義歯を実現するためには、支持と把持の作用を高め義歯の動きを制御すること、支台歯軸面と義歯構造体との接触を積極的に組み込む、そして、機能力が歯軸方向に伝達されるような連結の仕組みを考えることが重要となる。

文 献

- 1) 山下秀一郎. パーシャルデンチャーを科学する. QE 2005 ; 25 : 79-88.
- 2) 山下秀一郎. パーシャルデンチャーに加わる力への対応, 義歯の設計. 藍 稔, 五十嵐順正編, スタンダードパーシャルデンチャー補綴学, 東京: 学建書院; 2016, 43-57, 133-139.
- 3) 山下秀一郎. パーシャルデンチャーで補綴治療を行う際に部分欠損歯列をどう診るか?. 日補綴会誌 2017 ; 9 : 87-93.
- 4) 服部佳功, 佐藤智昭, 渡辺 誠. 咬みしめ時の歯列における咬合力分布. 日顎機能誌 1996 ; 2 : 111-117.
- 5) 松元 誠. 残存口腔諸組織の保護とパーシャルデンチャーの設計原則. 日歯医師会誌 1988 ; 41 : 579-591.
- 6) 後藤忠正, 五十嵐順正, 渋谷隆司. Konuskronen-Teleskope によるパーシャルデンチャーの臨床例. 補綴誌 1975 ; 19 : 1-9.
- 7) Körber KH (河野正司, 五十嵐順正). KonusKronen (ケルバーのコーヌスクローネ. 東京: 医歯薬出版; 1986, 1-44.), 1983.
- 8) 加藤光雄, 山下秀一郎. リジッドコネクション 遊離端欠損症例における欠損の長さによる処置方針の違い, 患者の訴えから考えるクラスプ義歯, 遊離端義歯, 中間義歯設計のポイント. 山下秀一郎, 佐々木啓一, 鱒見進一, 谷田部 優, 馬場一美, 服部佳功編, パーシャルデンチャー治療失敗回避のためのポイント 47, 東京: クインテッセンス出版; 2017, 84-89, 90-93.
- 9) 尾澤昌悟. 歯根膜を考慮したインプラントの咬合調整. 日口腔インプラント誌 2016 ; 29 : 60-64.

著者連絡先: 山下秀一郎

〒 101-0061 東京都千代田区神田三崎町 2-9-18 東京歯科大学パーシャルデンチャー補綴学講座
Tel & Fax: 03-6380-9163
E-mail: syamashita@tdc.ac.jp