

依 頼 論 文

◆シリーズ：補綴装置および歯の延命のために Part 6 ー力のコントローラー

力を受ける生体側の観点から

市川哲雄, 後藤崇晴, 岩脇有軌, 檜垣宜明, 内藤禎人

Influence of mechanical stress on supporting tissue of the dental prosthesis

Tetsuo Ichikawa, DDS, PhD, Takaharu Goto, DDS, PhD, Yuki Iwawaki, DDS, PhD,
Nobuaki Higaki, DDS and Yoshihito Naito, DDS, PhD

抄 録

様々な力が直接,あるいは補綴装置を介して生体に伝達される。臨床ではどの程度の咬合力が,生体や装置にどのように加わったら,生体や補綴装置は不可逆的な変化を起こすのかが知りたい。本稿では,補綴装置の支持組織である床下粘膜,歯根膜,顎骨の力学的応答を,負担圧閾値の観点から考察した。その力学的応答の特徴を元に補綴歯科治療時における種々の留意点に言及した。

和文キーワード

粘膜負担, 歯根膜負担, 顎骨負担, 受圧閾値, 感覚, 連結, 摩耗

I. はじめに

様々な力が直接,あるいは補綴装置を介して生体に伝達される。短期あるいは長期にわたる咬合力によって生体や装置は大きな影響を受ける。臨床を進める上で知りたいのは,どの程度の力が,どのように加わったら,生体や補綴装置がどう変化するかである。材料については多くの理論や報告がある。力による生体の影響を考える場合には,生物学的な視点(メカノバイオロジー)と力学的な視点(バイオメカニクス)の2つの視点がある。メカノバイオロジーの観点からは,細胞レベル,シグナルレベルで研究が進められている。バイオメカニクスについては,古くは,歯科補綴学,整形外科などで研究されてきたが,今は,血管,皮膚など様々な医療において重要な問題になっている。

本稿では,細胞,シグナルレベルではなく,組織,器官レベルでどの程度の力を受けているか,過大な力,不適切な力をどう判別するかを念頭に,補綴歯科領域の力の影響を臨床的に考察したい。最終的には,補綴装置および歯の延命,保存に重要な力の問題の解決に役立てば幸いである。

II. 負担組織別および歯列全体の受圧の観点から

1. 床下粘膜負担

床下粘膜にどの程度の力が加わっているかについては,模型実験や実際の義歯床下に圧力センサを埋入,測定した報告から,数十 kPa ~ 二,三百 kPa が加わっていることが示されている^{1,2)}(図1)。宮下が報告した粘膜の疼痛閾値(小白歯部舌側部 79.3 g/mm²)から考えると,瞬間的には最大数百 kPa 程度が荷重されている可能性が考えられる³⁾。全部床義歯患者の咬合力について,森谷は 27 ~ 69 歳の全部床義歯患者の咬合力は中心咬合位の臼歯部では男性約 12 kg および女性約 9 kg と報告している⁴⁾。さらに,岡根らは実験的に床縁を短くすることによって全部床義歯の床下粘膜の面積を変化させたところ,上顎では床縁を変化させても発揮される咬合力は減少しないが,下顎は床縁が短くなるにつれて,咬合力が減少することを報告している⁵⁾。下顎の平均的な床下面積を 20 cm² とすると,10 kgf で咬んだときの平均圧力は 50 kPa となり,上顎の平均的な床下面積を 40 cm² とすると,平均圧力は 25 kPa となる。しかし,床下面積全体に均等に圧力が加わることはないわけで,そうすると疼痛閾値か

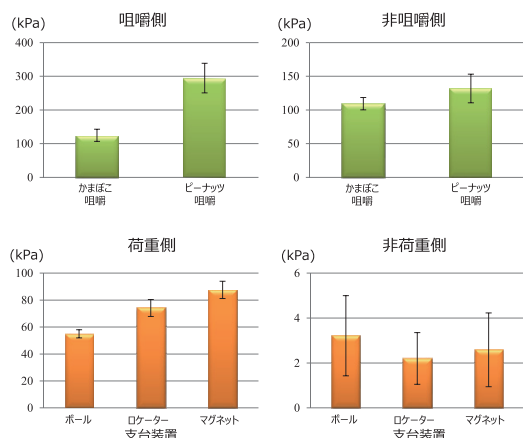


図1 床下粘膜に加わる力：上段がヒトで計測した下顎全部床義歯大白歯部床下粘膜圧，下段が下顎インプラントオーバーデンチャーを想定した模型上での床下粘膜圧(100 N 荷重時)．文献^{1,2)}より改変。

ら換算されるほぼ数百 kPa あたりに負担能力があるだろうと考えられる。

一方、ラット口蓋に実験的な口蓋床を入れ、負荷させた場合の骨の吸収閾値について、佐藤、原らは、持続的荷重ならば 6.86 kPa、間欠的荷重ならば 19.8 kPa で骨吸収が認められたと報告している⁶⁾。前田らは 50 kPa を骨吸収の閾値として顎堤形態の変化のシミュレーションを行った⁷⁾。前述のヒトの床下粘膜に負担されている圧力値に比べて極めて少ないようにも考えられるが、ラットの口蓋の脆弱性(圧力に対する歪み量)やその力の持続性からは納得できる。

全部床義歯の床下の経時的な骨吸収については、インプラントオーバーデンチャーでその量は減少することが示されている⁸⁾。この減少は床下に加わる力の大小によるものか、時間的な要因の変化によるものかは不明であるが、少なくとも顎堤は不可逆的な吸収の方向で変化するわけで、インプラントオーバーデンチャーの顎堤吸収の抑制効果は理解される。

床下粘膜圧を小さくするあるいは分散させる際に考慮する因子を示す(図2)。その中で、床下粘膜が菲薄で、疼痛が出やすい場合には、軟質裏装材が使用される。軟質裏装材は、力を空間的にも時間的にも分散し、局所の負担圧を軽減できる。その一方で持続的な荷重を生じやすいことから顎堤吸収を促進することが懸念されるが、それを示す臨床エビデンスは見いだせなかった。いずれにせよ、床下組織の場合には、加わる圧力は小さいが、常に一方向の持続的な力が加わりやすく、骨吸収を引き起こしやすいと考えられる。また、それは気がつかないままに吸収が進むことを臨床的に認識すべきである。また、就寝時に義歯をはずすことによ



図2 各組織への負担圧を小さくするあるいは分散させる際に考慮される因子

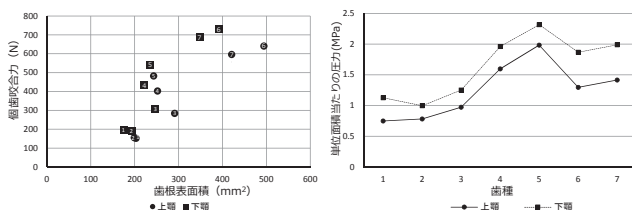


図3 個歯咬合力⁹⁾と歯根表面積¹⁰⁾から推定される歯根に加わる単位面積当たりの圧力

る顎堤吸収の抑制効果についての臨床エビデンスは見いだせなかったが、演繹的な推論から圧縮された粘膜が夜間中に回復し、持続的な力を緩和できるため、顎堤吸収の面から有効であることが考えられる。

2. 歯根膜負担

歯根膜は歯根周囲と歯槽骨間の約 0.2 mm の線維性結合組織で、血管、神経、各種細胞を含んでいる。過剰な力が歯に加わると歯根膜腔の拡大を引き起こし、不可逆的な起点に達すると、セメント質の破壊、歯槽骨の吸収を引き起こすことになる。一方、歯根膜に矯正力のような小さな持続的な力が加わると歯槽骨の吸収と添加を生じ歯は移動するものの、歯の周囲の歯槽骨は保存され得る。また、感染によって吸収された歯槽骨は GTR のような手法によって回復され得る場合もあり、歯槽骨の吸収は、顎堤吸収と異なって必ずしも不可逆的なものではない。

個歯咬合力と歯根面積^{9,10)}から最大 1～2 MPa 程度の圧力が歯根膜に加わっていると推論できる(図3)。この値は、前述の床下粘膜の値より大きい。ブリッジの設計、つまり支台歯の選択の根拠になっているアンテの法則や Duchange の指数はこのような負担能力の観点に基づいている¹¹⁾。アンテの法則に依らないブリッジは有意に生存率が低下するという報告¹²⁾があるものの、必ずしも臨床結果はこれに従わないという報告¹³⁾もある。パーシャルデンチャーの直接支台歯のトラブル発生率は、インプラント治療を行った部位の隣接天然歯と比較した場合より高いという報告¹⁴⁾もある。

歯根膜に加わる圧を小さくするあるいは分散させる際に考慮する因子を示す(図2)。歯根膜の負担能力の絶対的な閾値なり、基準を求めることは顎堤同様に現

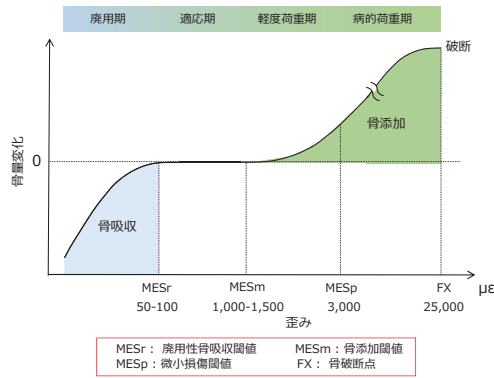


図4 メカノスタット理論と骨反応閾値. 文献¹⁵⁾より改変.

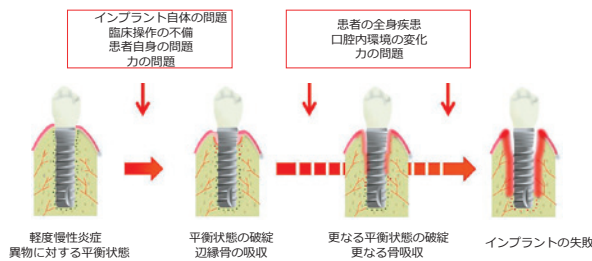


図6 Osseointegrationの考え方. 文献¹⁸⁾より改変.

顎骨内に埋入されたインプラントは、慢性炎症の異物平衡反応として維持されており、良好な臨床結果をもたらしている。しかし、この平衡はインプラント自体の問題、不適切な臨床操作、様々な患者側の要因、セメント残留または力の問題などによって破綻し、インプラント周囲の辺縁骨が吸収されると解釈される。再度、平衡状態へ落ち着くこともあるが、徐々に多くの骨を喪失し、最終的に失敗へとつながることが考えられる。

在のところ困難であるが、どのような状況だと相対的に好ましくないかはある程度推論できる。歯科矯正と違って持続的な力、あるいはディグリングと呼ばれるような繰り返しの負荷は補綴学的な組織保存にとって好ましくないこと、小臼歯部に単位面積当たりの荷重が負荷されやすいこと、遠心隣接面がない最後方歯に注意することなどを認識すべきである。

3. 顎骨負担

Osseointegrationしたインプラントに負荷された力は、歯根膜を介する天然歯と異なりその力は顎骨へ直接伝達される。

骨に対する力学的な考え方としてはFrostによるメカノスタット理論があり¹⁵⁾、骨に生じるひずみや局所的な力学的ストレスを感じ取り、ストレスが強くなりすぎる場所は骨の添加によって補強し、逆にストレスがあまりかからない場所の骨は吸収（廃用）する（図4）。この反応には、骨モデリング/リモデリングの活性化が関与しており、それには骨の歪みの閾値（MES:

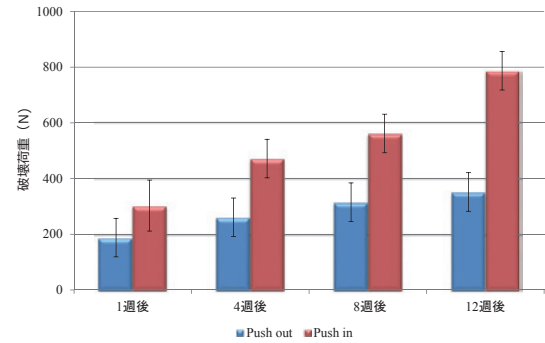


図5 ウサギの脛骨に埋入されたチタンインプラント（直径3.3 mm, 長さ8.5 mm）の押し出し、押し込み試験の結果. 文献¹⁷⁾より改変.

minimum effective strain)が存在するという。Frostらは、その閾値をMESr（骨吸収の閾値）、MESm（骨添加の閾値）と定義し、約50-100 $\mu\epsilon$ 、1,000-1,500 $\mu\epsilon$ と提案している。一方、強すぎる刺激はマイクロクラック（微小損傷）を生じ、この閾値はMESp（微小損傷が生じる閾値）と定義し、およそ3,000 $\mu\epsilon$ であるとしている。さらに、大きな力（Fx: 25,000 $\mu\epsilon$ ）が加わると骨は破断する。インプラントの場合、咬合力は歯頸部部分で主に負担されることが示されている¹⁶⁾。Frostの仮説から許容される閾値の上限を1000 $\mu\epsilon$ （20 MPa）とし、通常の咀嚼で発揮される直径3.75 mmのインプラントが頸部2 mm幅で骨接触率50%で負担するとしたならば、ほぼ200 Nになる。動物実験で骨に埋入されたチタンインプラントの押し出し、押し込み試験の結果（図5）からも、床下粘膜、歯根膜の許容される圧力値より大きな値となることが推定される¹⁷⁾。

一方、Osseointegrationは、骨とチタンとの肯定的な接触・接合の意味あいを持った用語であった。しかし最近、Albrektssonらは、Osseointegrationを骨の慢性炎症として捉え、チタン周囲を骨で被包している現象と捉えるべきだと報告している¹⁸⁾（図6）。それによると、Osseointegrationは生体内において比較的軽度の慢性炎症状態で平衡・維持されている異物反応のひとつと表現される。この慢性炎症は、普段は目立たないが、平衡状態が崩れると辺縁骨の吸収が生じ、プラークの蓄積や感染によって炎症反応の増悪を引き起こす。しかしながら、Osseointegrationによって安定化したインプラントが長期間生体内に維持されることで歯科治療に貢献していることも事実であり、Osseointegrationは生体の異物排除機構を避ける微妙な平衡状態の下にあるといえる。

インプラントに加わる圧を小さくするあるいは分散させる際に考慮する因子を示す（図2）。慢性炎症状態

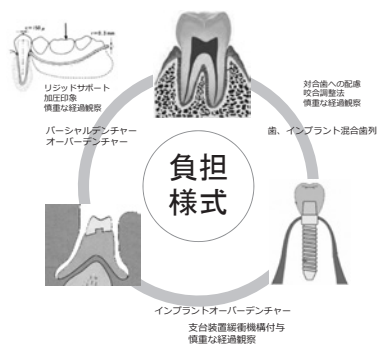


図7 混合負担と連結の問題

での平衡・維持の恒常性を壊す要因として力がどの程度関与しているかは不明であり、インプラント周囲のマクロ的な骨量、骨梁構造、そしてミクロ的な骨質が力とどのように加わっているかは今後の課題である。

4. 歯列全体としての受圧条件

粘膜負担、顎骨負担という単独の組織ユニットによる負担様式をもつ全部床義歯やボーンアンカードブリッジを除いては、パーシャルデンチャーや多くのインプラント補綴は、力学的挙動の異なる負担ユニットが混在し、統合的に力を負担し機能していると考えられる。

歯-インプラント、歯-義歯、インプラント-義歯のような混合ユニットの場合には、被圧変位量の差、感覚の差に起因する応力集中をきたし、咬合崩壊が起こしやすくなる可能性がある。これは、古くて新しい課題¹⁹⁾であり、パーシャルデンチャーの支台歯、オーバーデンチャーの支台歯や支台インプラント、インプラントの対合歯に課せられた力の問題である。このような混合ユニットの負担条件を調和させ、最適な支持、維持、把持から、十分な咬合力が発揮されかつ生体組織の維持がなされるような環境を補綴治療の中で達成しなければならない(図7)。

また、咬合面に加わる力は、隣接面に伝達され、それが、歯列全体として力を支持しているという側面も忘れてはならない。上顎歯列も下顎歯列も天然歯列の場合には、隣接面コンタクトは緊密になる方向に変化する²⁰⁾。これは食片圧入防止という側面もあるが、力の負担から言えば、両隣在歯に力を分散することになる。間接固定と同じであり、その歯の移動防止にも貢献する。一方、隣接面離開という臨床の問題²¹⁾も存在し、これは加圧と受圧のインターフェース、つまり咬合による影響も考えられる。

連結固定は、歯周組織の安定を図るための歯周基本治療やブリッジを行うための補綴治療を目的として行われる。過去には、連結固定することで負荷が分散され、

表1 負担組織の生理的特徴、文献³⁶⁾より改変。

支持組織	床下粘膜	歯根膜	顎骨
補綴装置	可撤性義歯	固定性補綴装置	インプラント上部構造
痛みが出るまでの耐圧	数百kPa	1-2 MPa	数十MPa
感覚機構	粘膜の機械的受容器	歯根膜の機械的受容器 (Periodontal mechanoreceptors)	オッセオパーセプション (Osseoperception)
感覚の感度	低い	高い	低い
動揺度	数百μm-1 mm程度	25-100 μm	3-5 μm
動揺(変位)の様相	2相性の変位(初期には線形の直線的な変化、その後は緩徐な非線形的な変化)	2相性の変位(初期には非線形の急激な変化、その後は緩徐な直線的な変化)	一律な直線的な変位
側方力に対する抵抗源	粘膜の把持面、あるいは粘膜と義歯の摩擦	根尖側1/3	顎部周囲骨
負担様相	義歯の動揺、唾液の介在	衝撃吸収、圧負担分散	顎部周囲骨に集中
負担過量のサイン	粘膜のびらん、潰瘍、痛み 義歯不適合	痛み、フレミタス、歯根膜の肥厚 動揺、咬耗・摩耗	スクリューの緩み、破折、上部構造の破折、周囲骨の吸収

病的な動揺は減少すると考えられてきた²²⁾。しかし過去の連結固定に関する概念には、それを指示するエビデンスがなかったことから再検討され、今日まで様々な報告がなされている。天然歯同士の連結効果に関して、Yangらは支台歯数と歯根膜への負担の関連性を検討しており、支台歯数の増加と歯根膜への負担の減少は単純な比例関係にはなり得ないことを報告している²³⁾。仲西は天然歯同士の連結する場合、連結前に動揺度の小さかった歯の方が動揺度の大きい歯に影響を受け動揺度が増加し、最終的には両者の中間程度に収まることを報告している²⁴⁾。インプラント同士の連結効果に関しては、連結することで局所的な応力の集中を避けることができるとする報告がある一方で^{25,26)}、Naertらは16年にも及ぶ調査の結果、連結した場合と連結しなかった場合でインプラント周囲の骨吸収量に違いはなかったと報告している²⁷⁾。さらには、中間のインプラントに負担が大きく骨吸収も大きいことも指摘されている。天然歯とインプラントとの連結効果に関しては、問題があることで意見がほぼ一致している^{28,29)}。

さらに、開閉口、咬合時に支持母体である顎骨も変形することが知られている。下顎の場合には、下顎骨に付着する筋肉の収縮によって、歯列弓が狭くなるように変形する¹¹⁾。上顎の場合には上顎骨、口蓋骨などが縫合された組み合わせであり、しかも骨自体が脆弱であることを考慮しなければならない。歯やインプラントの支持組織である顎骨の変形を考慮し、上部構造の連結の問題が議論される場合もある^{30,31)}。

III. 感覚の観点から

ヒトの咀嚼、嚥下といった口腔の運動は、頭部から頸部にかけての多くの筋肉群の複雑な協調運動であり、様々な感覚受容器を介したフィードバック制御(結果に基づいた制御)とフィードフォワード制御(予測に基づいた制御)により制御されている(図8)。咀嚼運動の場合、これらの制御機構により咬合

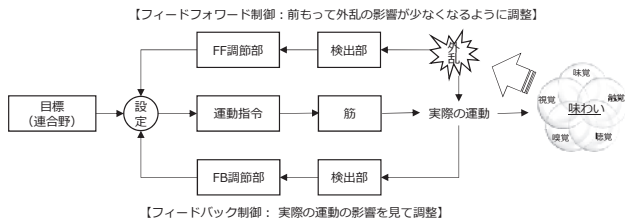


図8 運動制御

力の調節が行われ、円滑な咀嚼運動が営まれる。また咀嚼運動は幼少期から形成されるものであり、その形成には感覚刺激が重要であると言われている³²⁾。つまり、感覚刺激は咀嚼運動が成熟する過程や、実際の咀嚼運動を行う上でも非常に重要な役割を担っている。その中で、インプラントの感覚機構に関しては、Osseoperception という概念とともにいくつかの説が提示されているものの、インプラントには歯根膜は存在せずその機能、感覚が乏しいとされている³³⁾。これに関連して、インプラントの場合、対合天然歯の破壊が指摘されている。

また、咀嚼の意義を考える場合には、食べ物を味わうための、味覚、触覚、聴覚、嗅覚、視覚などの多感覚統合“multi-sensory flavor perception”が提案されている³⁴⁾。同時に食物の粉碎からは、食塊形成に至るまでの食物のレオロジーの観点から力の問題が検討されている³⁵⁾。機能を考える場合には、力の大小、力を受ける支持能力の大小だけでなく、力を受ける生体側の感覚能とその差異と影響を考慮する必要がある、補綴治療ではこれらの感覚能の違いや生理機能の違いを把握し³⁶⁾、治療を進めていく必要がある（図7、表1）。

ただし、これ以上咬合力が生じないという疼痛というフィードバックでは、床下の顎堤、インプラント、歯いずれにおいても、疼痛閾値と組織の維持閾値（吸収閾値）とは一致せず、疼痛閾値>>組織の維持閾値（吸収閾値）ということを理解すべきであろう。つまり、対合歯の破壊、歯肉の退縮、顎堤吸収といった力が関与する現象は、その進行に必ずしも疼痛を伴うことはなく時限爆弾のように進行し、ある時爆発し、破壊や疼痛を生じるものと考えべきである。

IV. 生体の代償的対応：咬耗、摩耗、移動

力が支持組織に加われば、メカノトランスダクションの結果、支持組織の変化、吸収などの現象が起こる。同時に、繰り返しの刺激によって歯や上部構造の摩耗が起こる。歯の摩耗面の観察によって、どのような刺激が加わっていたかが理解できる。

全部床義歯の治療法に Pound が提唱したプレパラトリーデンチャー³⁷⁾ というのがあり、治療用義歯の下顎臼歯部に軟らかい即時重合レジン製のフラットな咬合面を設定し、上顎の舌側咬頭によって咬合面が彫り込まれていく状態を観察し、咬合位と咬合接触を決めていく方法である。スプリントにファセットレジン[®]を塗り、その削れる状態を観察するのも同じである。

このような、咬耗、摩耗、移動といった現象を生理現象と捉えるのか、非生理現象と捉えるのか、そして非生理現象と捉えても代償と捉えるのか、あるいは病的現象と捉えるのかは重要な点である。そして摩耗した面を歯科的な対応によって、標準的な状態へ回復することが、支持組織の保存につながるかどうかの見極めも重要となる。

V. おわりに

歯、補綴装置の保存、維持における力の問題について、生体側の観点からまとめた。生体組織の保存の観点からは、当然のことながら、破壊、吸収の閾値を超えないように、できるだけ力を分散し、抵抗性の高い方向に力を負荷し、時間的にもより間欠的にすることが必要である。臨床的には、これは受圧の問題というより加圧側の問題、そして、加圧と受圧のインターフェースである咬合の問題となる。受圧の観点では、各組織の負担能力や感覚能力を考慮した上で受圧能が高い補綴装置を設計すること、そしてメカノバイオロジーの観点では、破壊、吸収の閾値を解明し、組織破壊のバイオマーカーを見いだすことの2点が補綴臨床において重要となろう。

文 献

- 1) 河野文昭. 機能時における下顎全部床義歯の負担圧に関する研究：特に人工歯排列位置との関係について. 補綴誌 1987; 31: 726-739.
- 2) Goto T, Nagao K, Ishida Y, Tomotake Y, Ichikawa T. Influence of matrix attachment installation load on movement and resultant forces in implant overdentures. J Prosthodont 2015; 24: 156-163.
- 3) 宮下恒太. 顎粘膜の局所被圧変位度と咬合力による義歯床の沈下度とに関する研究. 歯科学報 1970; 70: 38-68.
- 4) 森谷良彦. 総義歯の咬合力に関する研究補遺. 補綴誌 1967; 11: 1-26.
- 5) 岡根秀明, 橋田博文, 津島隆司, 佐々木元, 長沢 亨, 津留宏道. 総義歯の床面積が咬合力の発現に及ぼす影響に関する実験的研究. 補綴誌 1979; 23: 428-436.
- 6) Sato T, Hara T, Mori S, Shirai H, Minagi S. Threshold for bone resorption induced by continuous and intermittent pressure in the rat hard palate. J Dent Res 1998; 77: 387-392.
- 7) 前田芳信, 堤 定美, 岡田政俊, 伊堂寺茂, 野首孝祠, 奥

- 野善彦. 有床義歯装着者の骨吸収のシミュレーション第 1 報 最適形状決定法の応用. 補綴誌 1989; 33: 450-456.
- 8) 前田芳信, 権田知也, 高橋利士, 水野遥子. オーバーデンチャーに対する評価の変遷. 日補綴会誌 2014; 6: 223-232.
 - 9) 高見沢 忠. 健康永久歯の相対咬合力および個歯咬合力に関する研究. 補綴誌 1965; 9: 217-236.
 - 10) 小田 茂, 長田 豊, 飯田美智子, 田口章太, 村岡宜明, 小鷲悠典ほか. 歯根表面積に関する研究 第 1 報 測定方法と歯根総表面積. 日歯周誌 1982; 24: 285-292.
 - 11) 内山洋一. プリッジの適応症と設計. 補綴誌 1994; 38: 929-936.
 - 12) Leempoel PJ, Käyser AF, Van Rossum GM, De Haan AF. The survival rate of bridges. A study of 1674 bridges in 40 Dutch general practices. J Oral Rehabil 1995; 22: 327-330.
 - 13) Rehmann P, Podhorsky A, Schaaf D, Rudel K, Wöstmann B. Long-span fixed dental prostheses not meeting Ante's law: a retrospective analysis. Quintessence Int. 2015; 46: 51-57.
 - 14) 野川敏史, 高山芳幸, 齋藤正恭, 横山敦郎. インプラント支持補綴装置と部分床義歯の違いが欠損隣接歯の予後に及ぼす影響. 日補綴会誌 2015; 7: 170-178.
 - 15) Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol 2003; 275: 1081-1101.
 - 16) Kanitani H, Tomotake Y, Wigianto R, Kawamoto N, Ichikawa T. Bone changes around hydroxyapatite and titanium implants after abutment placement in rabbits-observations using histological and three-dimensional examinations. J Oral Implantol 2000; 26: 250-256.
 - 17) Seong WJ, Grami S, Jeong SC, Conrad HJ, Hodges JS. Comparison of Push-In versus Pull-Out Tests on Bone-Implant Interfaces of Rabbit Tibia Dental Implant Healing Model. Clin Implant Dent Relat Res 2011; 15: 460-469.
 - 18) Albrektsson T, Dahlin C, Jemt T, Sennerby L, Turri A, Wennerberg A. Is marginal bone loss around oral implants the result of a provoked foreign body reaction?. Clin Implant Dent Relat Res 2014; 16: 155-165.
 - 19) 藍 稔. パーシャル・デンチャーの設計に関する考え方の変遷. 補綴臨床別冊 リジッド・サポートによるパーシャル・デンチャーの設計指針 1987; 7-18.
 - 20) Oh SH, Nakano M, Bando E, Shigemoto S, Kori M. Evaluation of proximal tooth contact tightness at rest and during clenching. J Oral Rehabil 2004; 31: 538-545.
 - 21) Wei H, Tomotake Y, Nagao K, Ichikawa T. Implant prostheses and adjacent tooth migration: preliminary retrospective survey using 3-dimensional occlusal analysis. Int J Prosthodont 2008; 21: 302-304.
 - 22) Renggli HH. Splinting of teeth-an objective assessment. Helv Odontol Acta 1971; 15: 129-131.
 - 23) Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1999; 81: 721-728.
 - 24) 仲西健樹. 連結固定が歯周組織の粘弾性特性に及ぼす影響. 補綴誌 1995; 39: 225-237.
 - 25) Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17: 231-237.
 - 26) Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. J Prosthet Dent 2002; 87: 528-535.
 - 27) Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Duyck J, van Steenberghe D, Jacobs R. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study. Clin Oral Implant Res 2002; 13: 390-395.
 - 28) Ericsson I, Giargia M, Lindhe J, Neiderud AM. Progression of periodontal tissue destruction at splinted/non-splinted teeth. An experimental study in the dog. J Clin Periodontol 1993; 20: 693-698.
 - 29) Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. Clin Oral Implants Res 2004; 15: 643-653.
 - 30) Horiuchi M, Ichikawa T, Noda M, Matsumoto N. Use of interimplant displacement to measure mandibular distortion during jaw movements in humans. Arch Oral Biol 1997; 42: 185-188.
 - 31) 野田美幸, 石川正俊, 市川哲雄, 蟹谷英生, 友竹偉則, 川本苗子ほか. 下顎運動時の下顎骨の変形に対するインプラント連結の影響: 三次元有限要素法による解析. 補綴誌 1998; 42: 580-585.
 - 32) 窪田金次郎, 李 孟修, 張 建明, 成田紀之, 保坂晃一郎, 園田義昭ほか. 咀嚼システムにおける感覚入力の役割とその意義. 口病誌 1988; 55: 269-282.
 - 33) Higaki N, Goto T, Ishida Y, Watanabe M, Tomotake Y, Ichikawa T. Do sensation differences exist between dental implants and natural teeth?: a meta-analysis. Clin Oral Implants Res 2014; 25: 1307-1310.
 - 34) Spence C. Multi-Sensory Integration and the Psychophysics of Flavour Perception. In Food Oral Processing eds Jianshe Chen, Lina Engelen. Oxford: Wiley-Blackwell; 2012, 203-223.
 - 35) Stokes JR. 'Oral Rheology'. In Food Oral Processing eds Jianshe Chen, Lina Engelen. Oxford: Wiley-Blackwell; 2012, 227-263.
 - 36) Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res 2005; 16: 26-35.
 - 37) Pound E. Preparatory dentures: A protective philosophy. J Prosthet Dent 1965; 15: 5-18.

著者連絡先: 市川 哲雄

〒770-8504 徳島市蔵本町 3-18-15 徳島大学大学院医歯薬学研究部口腔顎顔面補綴学分野
Tel: 088-633-7347
Fax: 088-633-7461
E-mail: ichi@tokushima-u.ac.jp