



Title	片側遊離端欠損におけるインプラントに支持を求めた部分床義歯の有限要素解析
Author(s)	楯, えみり
Degree Grantor	北海道大学
Degree Name	博士(歯学)
Dissertation Number	甲第15929号
Issue Date	2024-03-25
DOI	https://doi.org/10.14943/doctoral.k15929
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/97113
Type	doctoral thesis
File Information	Emiri_Tate.pdf



博 士 論 文

片側遊離端欠損におけるインプラントに 支持を求めた部分床義歯の有限要素解析

令和 6 年 3 月 申請

北海道大学

大学院歯学研究科口腔医学専攻

楯 え み り

I. 緒言

歯科インプラント（以下インプラント）は従来の有床義歯と比較して、患者 QOL の向上に大きく寄与することが知られているが[1]、全身疾患、骨の状態や経済的理由等のため、多数のインプラントを埋入できない症例も存在する[2]。近年では埋入するインプラント数を減らし、インプラントを支持に利用するとした義歯（Implant Assisted Removable Partial Denture, IARPD）が臨床応用されている[3]-[8]。IARPD は、通常のインプラントによる補綴処置と比較して必要とするインプラントの本数が少ないため侵襲や治療費が少なく[5]、患者の満足度が高い優れた補綴治療の選択肢の一つであると報告されている[6]。また、IARPD はインプラントの支持力により義歯の動きを最小限に抑制し[3]-[5]、短いインプラントを適用することで、外科的侵襲を減少し、適応症を拡大することも可能である[9][10]。特に遊離端欠損に対しては、欠損部にインプラントを追加することにより義歯床の沈下が抑制され、顎堤と支台歯の負担が減少することが報告されている [18]-[20]。Memari ら[19]、Ortiz-Puigpelat ら[20]はインプラントの理想的な埋入位置について有限要素解析を行い、小臼歯や第二大臼歯相当部よりも第一大臼歯の位置にインプラントを埋入することで、IARPD の生体力学的挙動が改善されると結論づけている。Ohyama ら[21]は、支台となるアバットメントの高さに注目し、同じインプラント埋入位置における支台歯への力学的影響は、アバットメントの上端が粘膜レベルの場合より高位である方が義歯の移動が抑制されること、および粘膜レベルのアバットメントでは、支台歯から離れて遠心に埋入する方が支台歯近くに埋入するよりも支台歯の移動が少ないことを報告している。

しかし、実際の咀嚼運動は単なる開閉口運動ではなく側方成分を含むことが報告されている[12]-[14]が、そのような荷重下での挙動を解析した研究は少なく[11][15]-[17]、ほとんどの研究は、義歯の変位が比較的少ない垂直方向の荷重による検討である。従って、側方力が作用した状態において、インプラントの存在が義歯の動揺や支台歯の咬合圧負担にどのように寄与するかを明らかにする必要がある。特に遊離端欠損に対する IARPD においてインプラントに咬合圧の支持のみを負担させた場合、側方力を含んだ咀嚼力に対しては義歯の動揺を抑制する効果が弱まることが予想されるが、そのような条件での検討は少ない。

さらに、これまでの IARPD に関する実験的研究のほとんどは両側遊離端欠損症例に関する検討であり、片側遊離端欠損症例についてはほとんどなされていない [21][22]。これには片側遊離端欠損は両側遊離端欠損に比較して支台歯と間接支台装置の数が多く、形状が複雑となり支台歯と支台装置との接触状態を解析に反映させるための設定が煩雑であること、両側遊離端では対称性を生かして片側だけのモデル化で良いが、片側遊離端では両側のモデル化が必要であること等が理由としてあげられる。しかし、片側遊離端義歯は、間接支台装置の存在により両側遊離端義歯とは義歯床の動きや支持組織の咬合圧負担が大きく異なることが考えられることから、解析の必要性は高い。

支台装置の違いについて、Nogawa ら[23]は、模型実験により、義歯床下のインプラントが義歯の変位量を有意に減少させること、また、直接支台歯としてテレスコープ冠、Akers

クラスプ、コンビネーションクラスプを比較し、コンビネーションクラスプが義歯と残存歯の動揺を抑制するうえで適切な支台装置であると報告している。しかし、支台装置の違いがIARPDの支持組織に及ぼす力学的影響についてはほとんど検討されていない。

そこで本研究では、片側遊離端症例のCTデータから、精密なIARPDの有限要素（FE）モデルを作成し、インプラントと義歯床の接触状態の差異（接触と非接触）、荷重方向の差異（垂直荷重と傾斜荷重）ならびに支持および把持の機構の異なる2種類の支台装置（AkersクラスプおよびI-barクラスプ）の差異が顎堤粘膜および支台歯に及ぼす力学的影響を検討することを目的とした。

II. 方法

北海道大学病院義歯科に来院した下顎右側臼歯 4 歯欠損を有する患者の CT データから、モデル構築ソフトウェア (Materiarise 社製 Mimics 20.0) を用いて、CT 値に基づいて下顎骨と歯の外形を抽出し、ボクセルデータから表面形状データ (STL 形式) に変換した (図 1)。CAD ソフトウェア (Materiarise 社製 3-matics 12.0) にて第一大臼歯相当部には、直径 3.75mm、長径 8.5mm のチタン製インプラントを埋入し、ヒーリングアバットメントを装着した症例を想定した。歯肉は骨モデルに領域を指定し、約 2mm オフセットして構築し、歯根、歯根膜、歯槽骨部分をそれぞれ別々に作成し、CAD ソフト上で自動分割した。

右下犬歯に支台装置を設定し、フレームワーク設計用 CAD ソフトウェア (ディジレア社製 ディジステル) でサベイングおよびフレームワークの設計を行った。右下犬歯の直接支台装置は、Nogawa らの文献[23]を基に、遠心レスト付き Akers クラスプ (Akers) および基底結節レストと I-bar クラスプ (I-bar) のモデルを、間接支台装置として、左下第一小臼歯に近心レスト、左下第二小臼歯と第一大臼歯に双子鉤を設定した。人工歯の形状は硬質レジン歯 (松風社製エンデュラ ポステリオ) を全自動 3D スキャナー (Amann Girrbach 社製 Ceramill map400) にてスキャンして作成した。

上記の表面形状データを、3-matic 上で四面体要素に変換して、有限要素プリ・ポストプロセッサ (MSC 社製 Marc.Mentat 2010) に取り込み、FE モデルを作成した。義歯と支台歯・粘膜・インプラント (ヒーリングアバットメント頂点) の間には接触滑走を考慮するため、GAP 要素を設定した。唾液の介在を考慮して摩擦係数は 0 とした。インプラント頂部の GAP 要素についてのみ、後述する垂直荷重で荷重量を 100N としたときにインプラント頂部がちょうど義歯床と接触するように隙間を開けた状態から荷重を加えて解析を行った。

比較対象としてインプラント頂部の GAP 要素を取り除いて、臨床的にはインプラントと義歯床の接触がないモデルを作成した。接触のあるモデルを C、接触のないモデルを NC とした。また、支台歯と支台装置、粘膜と義歯床、インプラントと義歯床間に GAP 要素を使用し接触滑走を考慮し、拘束点は、両側の下顎頭と咬筋停止部に設定し、荷重条件は、咀嚼時を想定して右側第一大臼歯人工歯中心窩への 1 点荷重とし荷重量は 200N とした。荷重方向は垂直方向、およびこれに対して頬側から 30° 傾斜させた方向の 2 種類とした (以後それぞれ垂直荷重および傾斜荷重とする)。各構成要素の材料定数は、過去の文献等に基づき表 1 に示すように設定した。粘膜および歯根膜の物性値については、それぞれ Picton[24]、後藤[25]、および岸[26]の報告を参考に、直接支台歯では 60N の歯軸方向への荷重で 0.05mm、間接支台歯は 10N の歯軸方向への荷重で 0.01mm それぞれ変位するように設定した。また顎堤粘膜は 6 番相当部への 100N の垂直方向の荷重で義歯床が約 0.3mm 変位するように設定した。ヒーリングアバットメントについてはインプラントに有害とされる側方力を避けるため、インプラントの側面を接触させずに上部の 1 点のみで接触させる設定とした[27]。尚、本研究は、本学病院自主臨床研究審査委員会 (承認番号 自 016-0152) 承認の元で実施した。

III. 結果

1. 顎堤粘膜の応力

1) Akers モデル

垂直荷重 NC では、顎堤粘膜に約 0.1MPa 以上の応力が第一、第二大臼歯相当部に分布していた (図 2a). C では顎堤粘膜の応力が全体的に減少し、大部分で 0.06MPa 以下となった (図 2b).

一方、傾斜荷重 NC では第一・第二大臼歯相当部の顎堤粘膜の歯槽頂から頬側にかけて約 0.1MPa の応力が分布していた (図 2c)が、C では顎堤粘膜や直接支台歯歯根膜の相当応力にはほとんど変化がみられなかった (図 2d).

2) I-bar モデル

垂直荷重 NC では顎堤粘膜に約 0.1MPa 以上の応力が第一、第二大臼歯相当部に分布していた (図 3a) が、C では顎堤粘膜の応力が全体的に減少しほぼ 0.05MPa 以下となった (図 3b).

また、傾斜荷重 NC では顎堤粘膜の歯槽頂から頬側にかけて約 0.1MPa 以上の応力が分布していた (図 3c). C では右下小白歯相当部の顎堤粘膜の応力が軽減していた. (図 3d)

2. 歯根膜の応力

1) Akers モデル

垂直荷重 NC では直接支台歯である右下犬歯歯根膜の相当応力分布をみると、歯頸部の応力が大きく 5.0MPa 以上の値を示していた (図 4)が、C では右下犬歯歯根膜の相当応力分布について、5.0MPa の領域が減少していた (図 5).

傾斜荷重 NC においても歯頸部の応力が大きく 5.0MPa 以上の値を示していた (図 6)が、C では右下犬歯歯根膜の相当応力分布について、5.0MPa の領域が減少していた (図 7)

2) I-bar モデル

垂直荷重 NC では、2.0~4.0MPa の領域が頬舌的にみられたが (図 8), C では 2.0~4.0MPa の領域が減少していた. (図 9)

傾斜荷重 NC では 1.0~2.0MPa の領域が遠心面にみられたが (図 10), C では支台歯の相当応力にはわずかな減少傾向はみられるものの大きな変化は見られなかった. (図 11)

3. 支台歯の変位

1) Akers モデル (図 12)

垂直荷重 NC では歯冠 (尖頭) は水平的には右方すなわち遠心頬側方向への変位を示していた. C では支台歯の変位方向には変化がみられなかったが、変位量は減少していた.

傾斜荷重 NC では右下犬歯は遠心舌側へ傾斜したが、根尖部の沈下量は垂直荷重の場合とほぼ等しかった. C では支台歯の水平的な変位量はむしろやや増大する傾向にあった.

2) I-bar モデル (図 13)

垂直荷重 NC では支台歯は頬側方向へ変位していた. C では、支台歯の変位方向には変化がみられなかったが、変位量は減少していた. 傾斜荷重 NC では支台歯は頬側に変位してい

たが垂直荷重時よりは変位量は小さかった。C では支台歯の傾斜は NC よりも遠心寄りに変化した。その変化量は小さかった。

4. 義歯床後縁の変位 (図 14)

1) Akers モデル (図 14)

垂直荷重 NC では義歯床後縁は下方向に変位した。C では義歯床後縁の変位について沈下量の減少がみられた (図 14)。

また、傾斜荷重 NC では左後方、すなわち遠心舌側方向に変位した。したがって、垂直荷重時よりも側方力を強く受けていることが示された。C では舌側方向への変位がやや増大していた。

2) I-bar モデル (図 15)

垂直荷重 NC では義歯床は沈下するとともにやや頬側方向に変位した。C では変位方向に変化はみられなかったが変位量はやや減少していた。

傾斜荷重 NC では沈下よりも舌側方向への水平的な変位が大きくなった。C では変位方向には大きな変化はなかったが、沈下量が僅かに減少し水平的な変位量がわずかに増大した。

IV. 考察

1. FE モデルについて

歯根膜や顎堤粘膜は荷重量と変位量が比例しない、いわゆる非線形的性質が知られており、本来有限要素解析においても非線形解析などを用いるべきである。しかし、義歯と残存組織の接触状態を考慮し GAP 要素を使用するため、モデルの非線形性が強く、計算時間が膨大になること、また今回の解析では静過重下における義歯の挙動を解析することから、等方性の線形材料として解析を行った。このため、歯根膜や粘膜の物性値については、顎堤や各支台歯の咬合圧負担状態に応じておおよそその変位量が一致するように設定した。すなわち、歯根膜の物性値については、Picton[24]および後藤[25]の報告を参考に、直接支台歯では 60N の垂直荷重で 0.05mm、間接支台歯は 10N の垂直荷重で 0.01mm 変位するように設定した。これは直接支台歯の方が間接支台歯よりも負担が大きいことを考慮している。また、顎堤粘膜は岸ら[26]の報告を参考に義歯床が 100N で 0.3mm それぞれ変位するように設定した。

2. 荷重方向の影響について

垂直荷重での結果から、Memari ら[10]、Ortiz-Puigpelat ら[20]、Nogawa ら[23]の模型実験、Ohkubo ら[28]、Matsudate ら[29]の報告と同様に義歯床とインプラントを接触させた場合、義歯の変位量を減少させることが示された。また Ortiz-Puigpelat ら[20]、Ohyama ら[21]、Kihara ら[22]の報告と同様に義歯床下のインプラントが支台歯の負担を減少させることも示された。一方、傾斜荷重では Akers, I-bar いずれもインプラントによる義歯の変位量はほとんど減少せず、むしろ水平的な変位は増加する傾向にあった。また支台歯の負担においてもあまり減少は見られなかった。その理由として、インプラントの側面を接触させずに上部の 1 点のみで接触させてインプラントと義歯床の間の滑りを許容する設定としたため、義歯床の水平的な動揺を抑制できなかったことが考えられる。臨床的には、ヒーリングアバットメントを支台とするオーバーデンチャーを考えた場合は側面が接することで動揺を抑制する可能性があるが、反面インプラントに有害とされる側方力が加わることになる [30]。

3. インプラントと義歯床の接触の有無の影響

垂直荷重時では、支台装置にかかわらずインプラントと義歯床を接触させたことにより顎堤粘膜、支台歯の負担の軽減、義歯床の変位を抑えることができた。しかし、傾斜荷重時にはインプラントと義歯床を接触させることでそれほどの効果はみられなかっただけでなく、義歯床の水平的な変位がやや増大する傾向がみられた。これはインプラントが支点となって義歯床の沈下が抑制されたため、荷重が水平力に変換されて義歯床を舌側に変位させる力が増大したものと考えられる。また、I-bar では支台歯の変位はわずかに減少しており、義歯床の変位の増大が支台歯の負担を増加させなかった。この点については後述する。

Ohyama ら[21]は、アバットメントの高さに注目し、同じインプラント埋入位置における支台歯への力学的影響は、粘膜レベルのアバットメントよりも高位のアバットメントの方が義歯の移動が抑制されること、および粘膜レベルのアバットメントでは、支台歯から離れて遠心に植立する方が顎堤近心の支台歯近くに植立するよりも支台歯の移動が少ないことを報告している。本研究でのアバットメントの高さは約 2.6mm であり、Ohyama らの研究での高位アバットメントに相当すると考えられ、垂直荷重における支台歯の変位が抑えられた一因と考えられる。尚、傾斜荷重による義歯の水平的変位は、アバットメント側面と義歯床との接触で抑制される可能性もある。今回のモデルではインプラント側面は接触しない設定としたが、傾斜荷重時におけるインプラント部分での義歯床の水平的な変位量は約 0.5mm 以下であり、臨床的にはリリーフの範囲内であると考えられた。すなわち、臨床的にもインプラント側面はほとんど接触せず、同じような状態になると考えられる。

4. 支台装置の影響

垂直荷重時において、Akers の方が I-bar よりも支台歯の根尖部の変位が大きく、支台歯への負担が大きかった。Akers は把持力が強いいため支台歯への負担が大きくなりやすく、また、支台歯の遠心にレストがあるため遠心へ傾斜させるような側方力が加わりやすくなり負担が大きくなったことも考えられる [36]。

さらに、傾斜荷重時において Akers では把持力が強いいため義歯床の変位に伴い舌側方向への傾斜力が加わりやすいことも、支台歯の咬合圧負担を増大させる原因になったと考えられる。一方、I-bar においては基底結節レストにより近遠心的には歯軸方向に咬合力が伝達されたことが、変位の抑制につながったと考えられる。

Nogawa ら[23]は、模型実験により支台装置の種類が IARPD の変位に及ぼす影響を検討し、テレスコープ冠では支台歯の水平的な変位が大きく、コンビネーション鉤では支台歯の水平的な変位は小さくなり、コンビネーション鉤が義歯と残存歯の動揺を抑制するうえで適切な支台装置であると結論付けている。本研究では Akers と I-bar の比較であるが、I-bar は把持力が Akers 鉤などの環状鉤よりもやや劣る[36]ことから、Nogawa ら[23]の模型実験におけるコンビネーション鉤と同様の結果が得られた原因と考えられる。

Cecconi [35]はレストの形態における支台歯への影響を検討し、歯肉縁の高さ近くまで深く形成したレストシートにより、支台歯の動きが抑制されると結論付けた。本研究においては Akers クラスプと I-bar クラスプの比較であるが、レストの位置が歯肉縁に近く着力点の低いことも、後方で支台歯の負担が少なかった原因と考えられる。本研究は、下顎右側臼歯 4 歯欠損患者 1 例の CT データで作成したモデルの結果であるため、様々な条件によっては結果が変わることも考えられる。例えば、顎堤吸収が進行している場合や支台歯の骨植が悪い場合等の義歯の水平的変位が大きくなるケースなどについては今後検討する必要がある。

本研究ではインプラント義歯床は単に接触させているだけであるが、臨床的には種々のアタッチメントを併用する例もみられる [27]。アタッチメントにより義歯の水平的な動揺を抑制すると、より効果的に顎堤の負担を軽減できる可能性があるが、その場合の支台歯やインプラントの咬合圧負担については今後検討すべきであろう。

V. 結論

垂直荷重に関しては、Akers, I-bar 共に義歯床下のインプラントが義歯の変位量および支台歯の負担を減少させることが示された。傾斜荷重では、Akers, I-bar いずれもインプラントによる義歯の変位量はほとんど減少せず、水平的な変位は増加する傾向にあった。また、支台歯の負担はさほど減少しなかったが、I-bar においては変位が抑制されたことから、傾斜荷重においてはインプラント埋入の効果よりも支台装置の違いによる影響が大きいことが示された。

VI. 謝辞

本研究にあたりご協力いただきました、本大学病院生体技工部の道田共博様、および株式会社札幌デンタル・ラボラトリーの山本規博様、古沢敬貴様、須藤公次様にはここに感謝の意を表します。

VI. 参考文献

- [1] Nogawa T, Takayama Y, Ishida K, Yokoyama A: Comparison of Treatment Outcomes in Partially Edentulous Patients with Implant-Supported Fixed Protheses and Removable Partial Dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 31:1376-1383, 2016
- [2] 赤川安正, 細川隆司, 横山敦郎, 宮本洋二, 近藤尚知. よくわかる口腔インプラント学: 80-84, 医歯薬出版株式会社, 東京, 2023.
- [3] Giffin KM: Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. *J Prosthet Dent* 76:347-9, 1996.
- [4] Halterman SM, Rivers JA, Keith JD, Nelson DR: Implant support for removable partial overdentures a case report. *Implant Dent* 8:74-8, 1999.
- [5] Kuzmanovic DV, Payne AG, Purton DG: Distal implant to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 92:8-11, 2004.
- [6] De Kok IJ, Chang KH, Lu TS, Cooper LF. Comparison of Three-Implant-Supported Fixed Dentures and Two-Implant-Retained Overdentures in the Edentulous Mandible: A Pilot Study of Treatment Efficacy and Patient Satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 26: 415-426. 2011
- [7] Bural C, Buzbas B, Ozatik S, Bayraktar G, Emes Y: Distal extension mandibular removable partial denture with implant support. *Eur J Dent* 10:566-570, 2016.
- [8] Nogawa T, Takayama Y, Ishikawa M, Yokoyama A: The impact of an additional implant under the saddle of removable partial dentures in Kennedy Class II edentulism on oral health-related quality of life and oral function: a case series report. *Int J Implant Dent* 1;8:60, 2022.
- [9] Bakke M, Holm B, Holm, B. Masticatory Function and Patient Satisfaction with Implant-Supported Mandibular Overdentures: A Prospective 5-Year Study. *Int J Prosthodont*. 15: 575-581. 2002
- [10] Mijiritsky E, Lorean A, Mazor Z, Levin L. Implant Tooth-Supported Removable Partial Denture with at Least 15-Year Long-Term Follow-Up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 17: 917-922. 2015

- [11] Ichikawa H, Yoda N, Ogawa T, Iwamoto M, Kawata T, Egusa H, Sasaki K. Impact of implant location on load distribution of implant-assisted removable partial dentures: a review of in vitro model and finite-element analysis studies. *Int J Implant Dent*. 19; 9: 31. 2023
- [12] S. Karlsson, M. Persson, G. E. Carlsson. Mandibular movement and velocity in relation to state of dentition and age. *Journal of Oral Rehabilitation*: Volume 18, pages 1-8, 1991.
- [13] Kawata T, Yoda N, Kawaguchi T, et al. Behaviours of three-dimensional compressive and tensile forces exerted on a tooth during function. *J Oral Rehabil*: 34:259–266, 2007.
- [14] Kobari H, Yoda N, Chen J, et al. An in vivo study on load distribution in different implant configurations for supporting fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implant*:31:1049–1057, 2016.
- [15] Yoda N, Ogawa T, Gunji Y, Vanegas JR, Kawata T, Sasaki K. Effects of Food Texture on Three-Dimensional Loads on Implants During Mastication Based on In Vivo Measurements. *Implant Dent*: 25:515-9, 2016
- [16] Xiao W, Li Z, Shen S, et al. Theoretical role of adjunctive implant positional support in stress distribution of distal-extension mandibular removable partial dentures. *Int J Prosthodont*: 27:579–581, 2014.
- [17] Ortiz-Puigpelat O, Lázaro-Abdulkarim A, de Medrano-Reñé JM, et al. Influence of implant position in implant-assisted removable partial denture: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*:28:e675–e681, 2019.
- [18] Verri FR, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Influence of length and diameter of implants associated with distal extension removable partial dentures. *Implant Dent*, 16: 270-80. 2007.
- [19] Memari Y, Geramy A, Fayaz A, Rezvani Habib Abadi S, Mansouri Y. Influence of Implant Position on Stress Distribution in Implant-Assisted Distal Extension Removable Partial Dentures: A 3D Finite Element Analysis. *J Dent (Tehran)* 11:523-30, 2014.
- [20] Ortiz-Puigpelat O, Lázaro-Abdulkarim A, de Medrano-Reñé JM, Gargallo-Albiol J, Cabratosa-Termes J, Hernández-Alfaro F: Influence of Implant Position in Implant-Assisted

Removable Partial Denture: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. J Prosthodont 28:675-681, 2019.

[21] Ohyama T, Nakabayashi S, Yasuda H, Kase T, Namaki S: Mechanical analysis of the effects of implant position and abutment height on implant-assisted removable partial dentures. J Prosthodont Res 64:340-345, 2020.

[22] Kihara M, Ogino Y, Matsushita Y, Morita T, Sawae Y, Ayukawa Y, Koyano K. In Vitro Assessment of the Effect of Implant Position on Biomechanical Behaviors of Implant-Supported Removable Partial Dentures in Kennedy Class II Condition. Materials (Basel) 14:2145. 2021.

[23] Nogawa T, Saito M, Murashima N, Takayama Y, Yokoyama A: Influence of rigidity of retainers on dynamic behavior of implant-supported removable partial dentures. Int J Implant Dent 22:6:60, 2020.

[24] Picton DC: Vertical movement of cheek teeth during biting. Arch Oral Biol 8:109-18, 1963.

[25] 後藤建機: 歯牙の生理的動揺に関する実験的研究, 歯科学報 71: 1971.

[26] 岸正孝: 歯槽堤粘膜の被圧変位性に関する加圧面の面積と変位量との関係についての実験的研究, 歯科学報 72 : 1043-1071, 1972.

[27] Wismeijer D, Tawse-Smith A, Payne AGT. Multicentre prospective evaluation of implant-assisted mandibular bilateral distal extension removable partial dentures: Patient satisfaction. Clin Oral Impl Res 24: 20-27, 2013.

[28] Ohkubo C, Kurihara D, Shimpo H, Suzuki Y, Kokubo Y, Hosoi T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. J Oral Rehabil 34:52-6, 2007.

[29] Matsudate Y, Yoda N, Nanba M, Ogawa T, Sasaki K. Load distribution on abutment tooth, implant and residual ridge with distal-extension implant-supported removable partial denture. Prosthodont Res 60:282-288, 2016.

- [30] 赤川安正, 細川隆司, 横山敦郎, 宮本洋二, 近藤尚知松浦正朗, 矢谷博文, 渡邊文彦. よくわかる口腔インプラント学: 110, 医歯薬出版株式会社, 東京, 20213.
- [31] Koriath TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res 73: 56-66, 1994.
- [32] Lytle RB. Soft Tissue Displacement Beneath Removable Partial and Complete Dentures. J Pros Dent 12: 34-43, 1962.
- [33] Monteith BD. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: Evaluation of concepts for design. J Prosthet Dent 52: 673-681, 1984.
- [34] Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. J Prosthodont 11: 30-40, 2002.
- [35] Cecconi BT. Effect of rest design on transmission of forces to abutment teeth. J Prosthet Dent, 32: 141-51, 1974.
- [36] 藍稔, 五十嵐順正: スタンダードパーシャルデンチャー補綴学. 64-70, 学建書院, 東京, 2016.

表1 各構成要素の材料定数[文献 24-26,30-33]

構成要素		ヤング率(MPa)	ポアソン比
歯根膜	43	1.0	0.49
	34	1.0	0.49
	35	1.0	0.49
	36	0.3	0.40
海綿骨		7900	0.3
皮質骨		14000	0.3
粘膜		0.5	0.45
エナメル質		80000	0.3
インプラント(Ti)		117000	0.32
義歯(アクリルレジン)		2200	0.31
Co-Cr 合金		211000	0.3
人工歯(硬質レジン歯)		2200	0.31
象牙質		17600	0.25

歯根膜は各支台歯の咬合圧負担状態に応じて物性値を設定した。

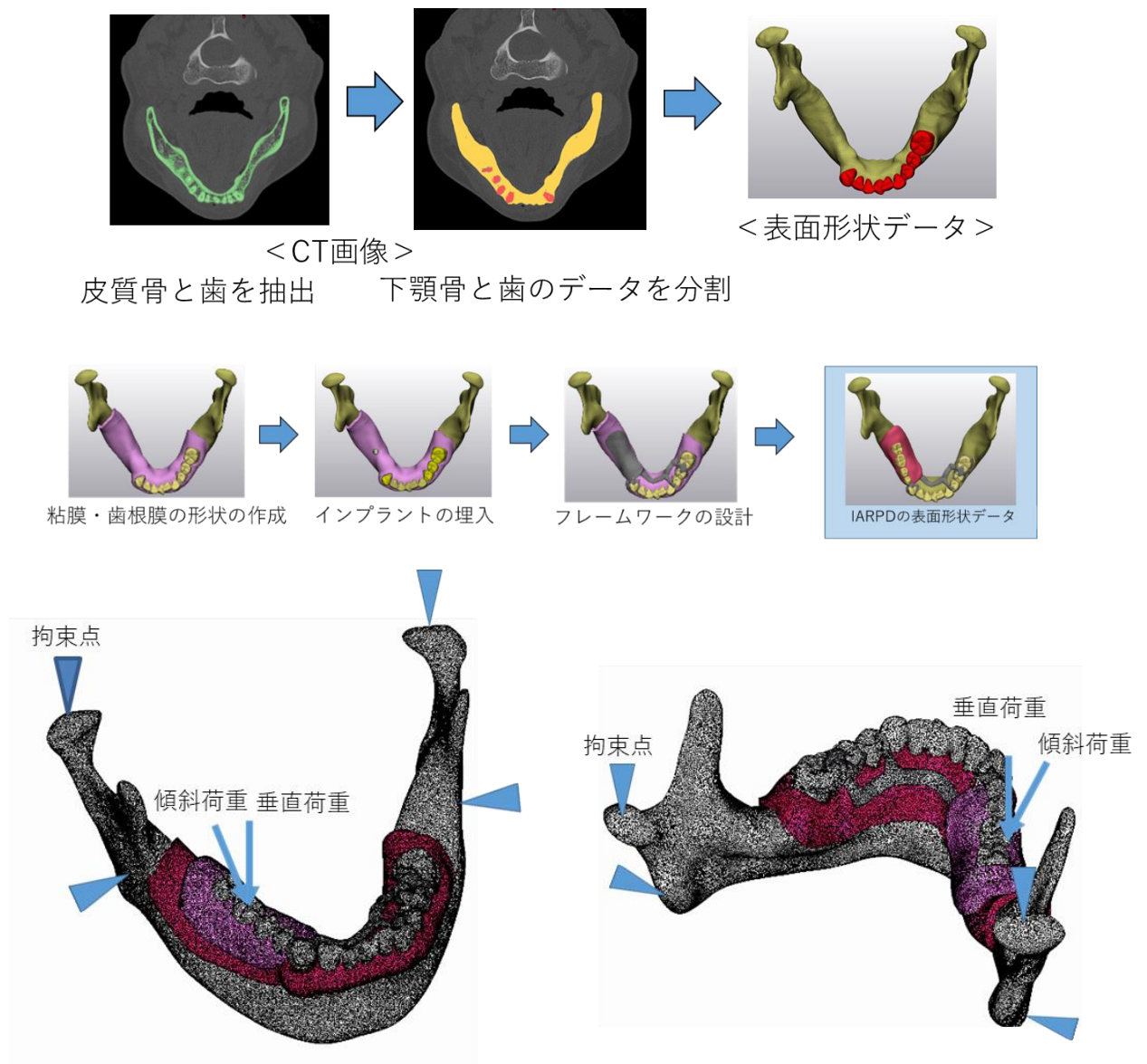


図1 FEモデルの作成方法

CT画像から表面形状データを作成しFEモデルを構築した。

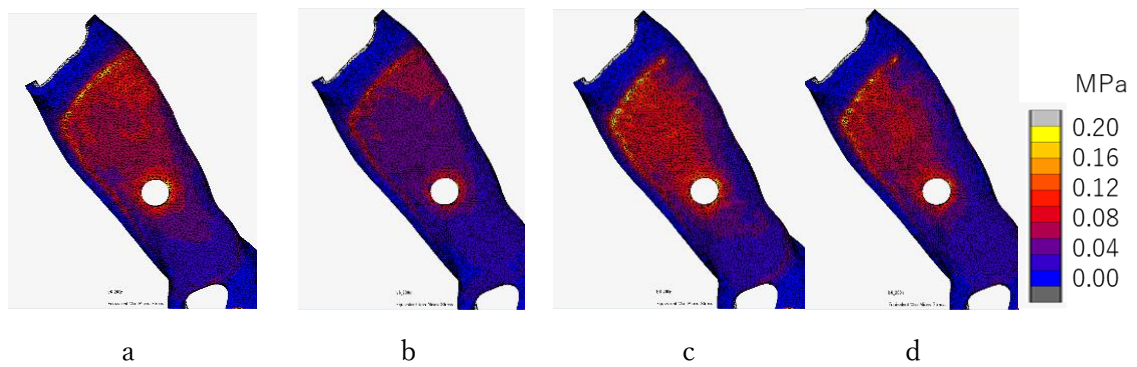


図2 顎堤粘膜の相当応力分布(Akers)

顎堤粘膜の相当応力分布を表示した.

a: 垂直荷重・NC, b: 垂直荷重・C, c: 傾斜荷重・NC, d: 傾斜荷重・C

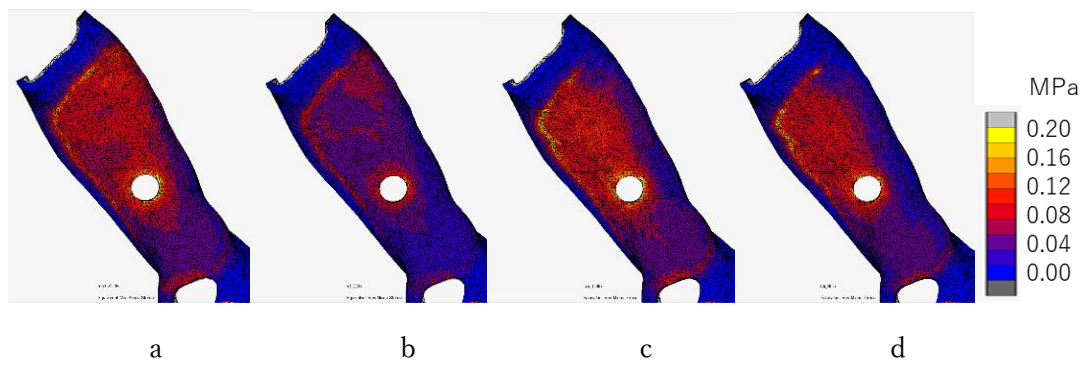


図3 顎堤粘膜の相当応力分布(I-bar)

顎堤粘膜の相当応力分布を表示した.

a: 垂直荷重・NC, b: 垂直荷重・C, c: 傾斜荷重・NC, d: 傾斜荷重・C

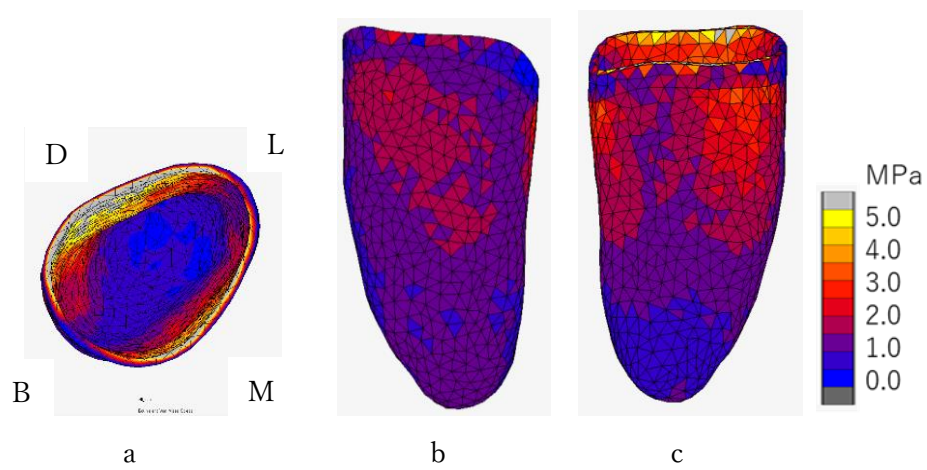


図4 歯根膜の応力分布（垂直荷重 NC）（Akers）

歯根膜の応力分布を表示した.

a: 歯冠から根尖方向 b: 近心 c: 遠心

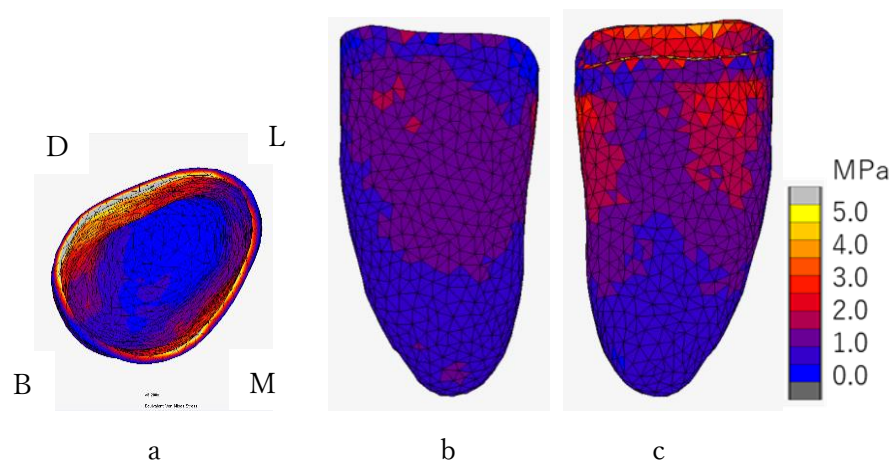


図5 歯根膜の応力分布（垂直荷重 C）（Akers）

歯根膜の応力分布を表示した。

a: 歯冠から根尖方向 b: 近心 c: 遠心

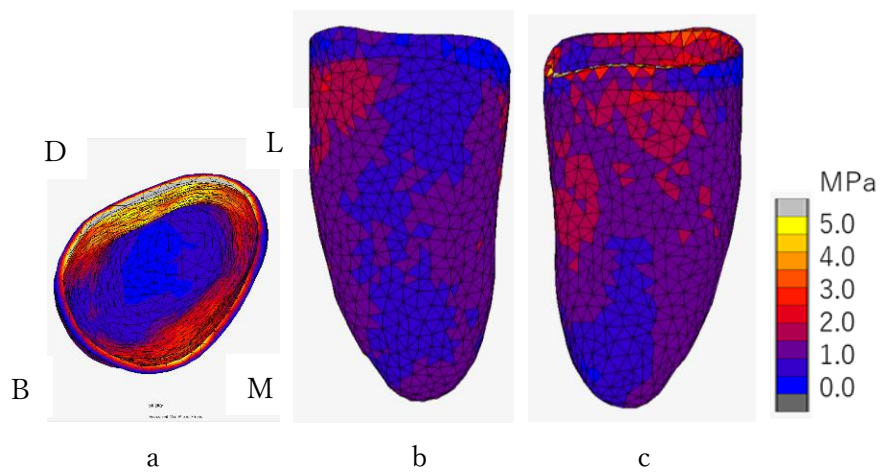


図6 歯根膜の応力分布（傾斜荷重 NC）（Akers）

歯根膜の応力分布を示した。

a: 歯冠から根尖方向 b: 近心 c: 遠心

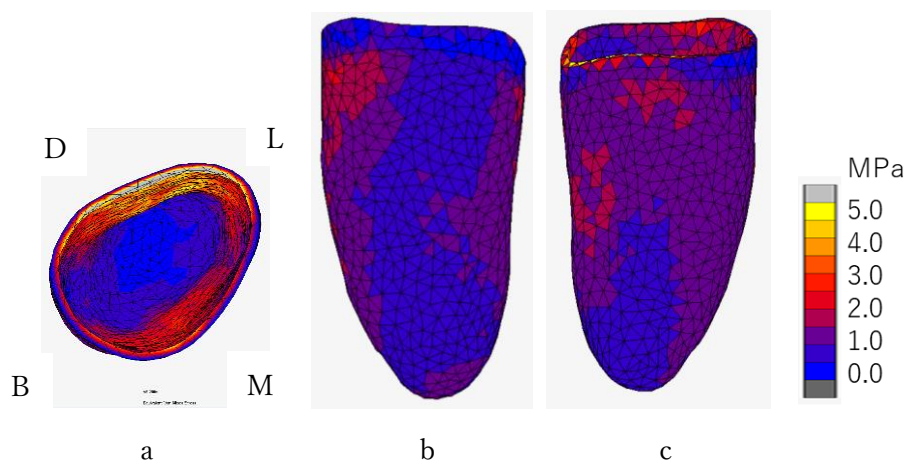


図7 歯根膜の応力分布（傾斜荷重 C）（Akers）

歯根膜の応力分布を表示した.

a: 歯冠から根尖方向 b: 近心 c: 遠心

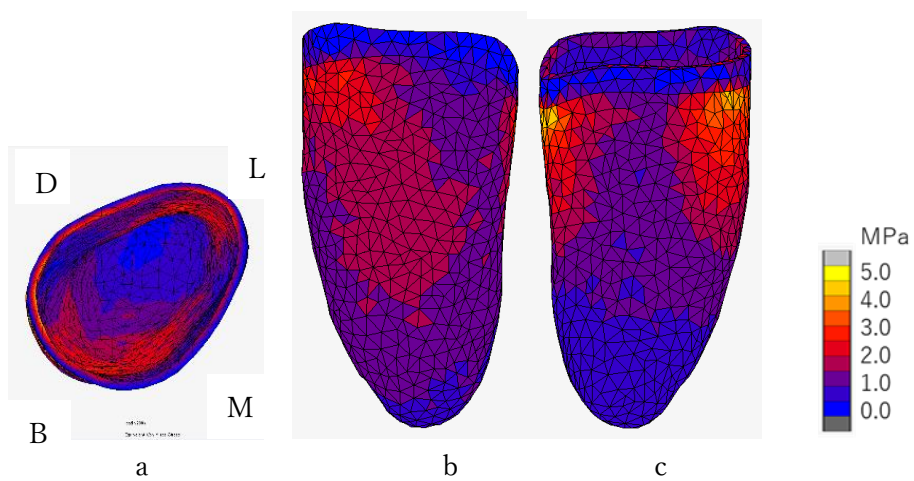


図8 歯根膜の応力分布（垂直荷重 NC）（I-bar）

歯根膜の応力分布を表示した.

a: 歯冠から根尖方向 b: 近心 c: 遠心

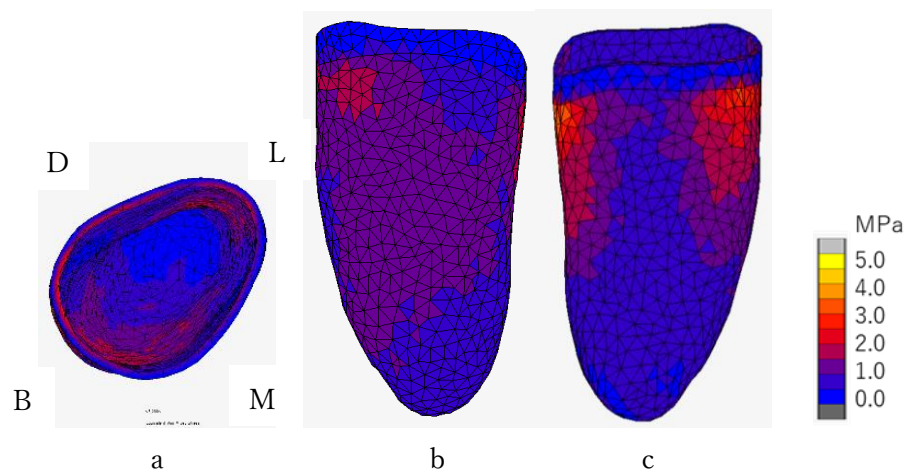


図9 歯根膜の応力分布（垂直荷重 C）（I-bar）

歯根膜の応力分布を表示した.

a: 歯冠から根尖方向 b: 近心 c: 遠心

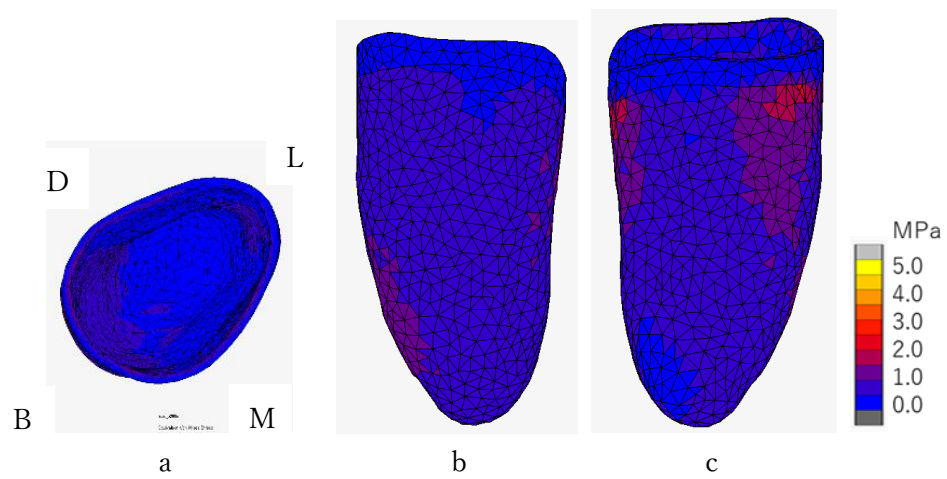


図 1 0 歯根膜の応力分布（傾斜荷重 NC）（I-bar）

歯根膜の応力分布を表示した.

a: 歯冠から根尖方向 b: 近心 c: 遠心

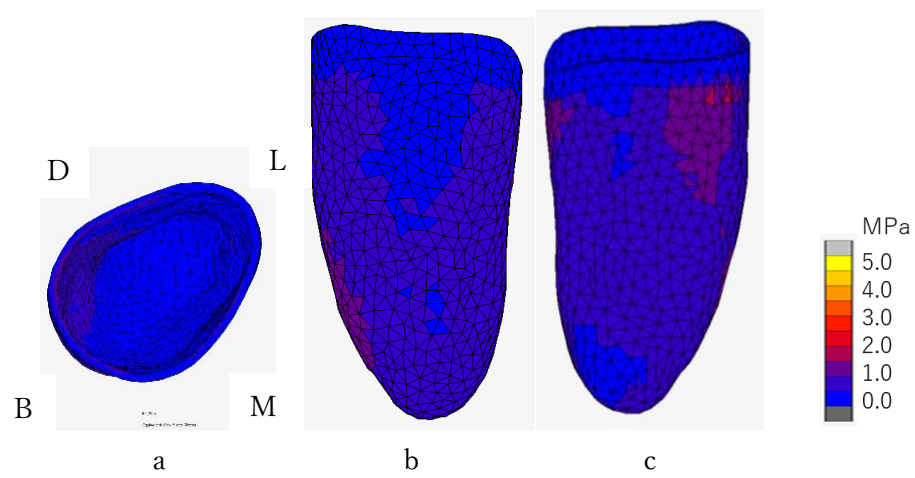


図 1 1 歯根膜の応力分布（傾斜荷重 C）(I-bar)

歯根膜の応力分布を表示した.

a: 歯冠から根尖方向 b: 近心 c: 遠心

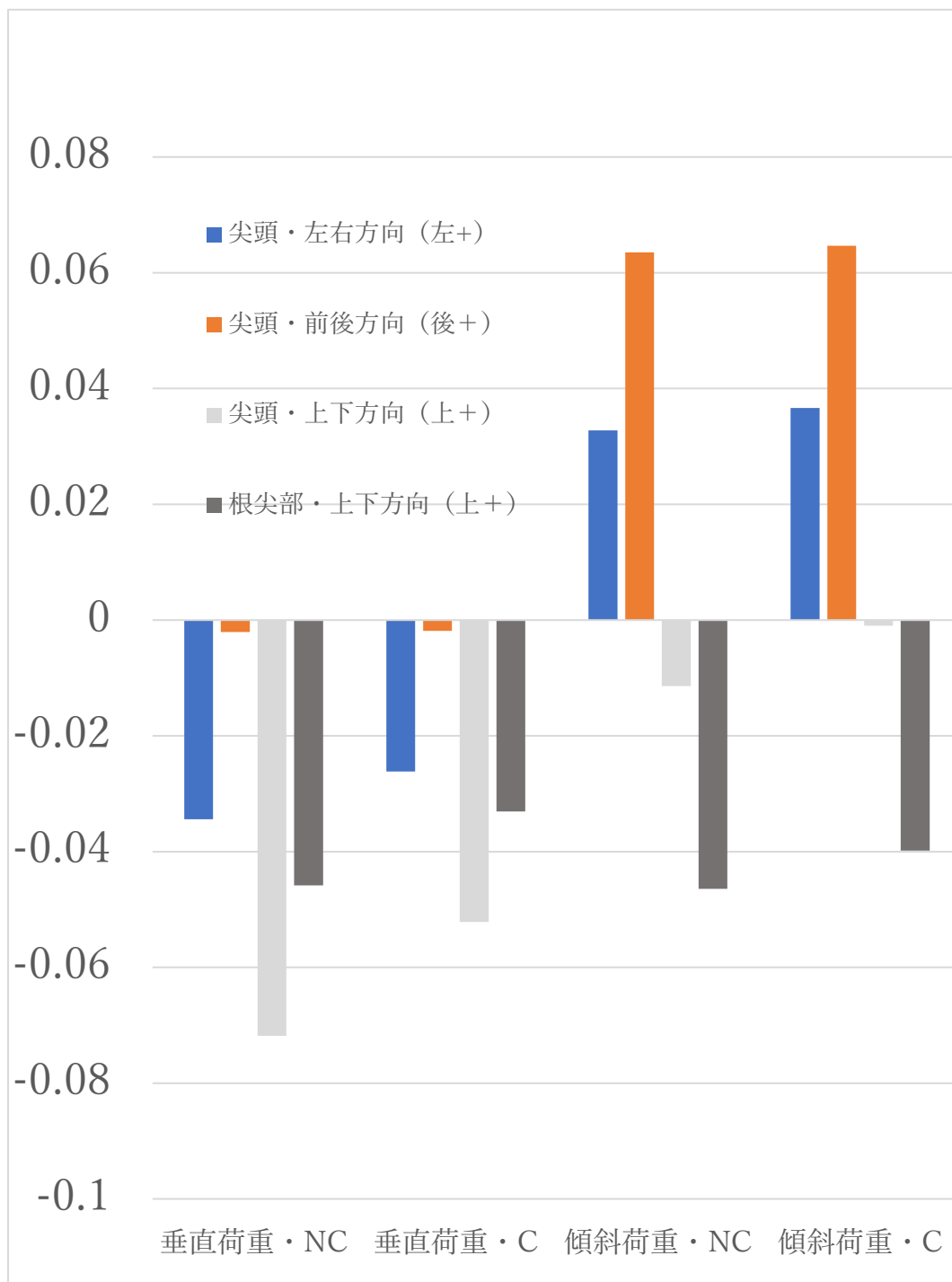


図1 2 支台歯の変位 (Akers)

X 方向は被検者からみた左右方向、Y 方向は同前後方向を表す。

したがって頬舌と左右、近遠心と前後は一致しないことに注意を要する。

義歯床と支台歯は右側なので、頬側方向は右方かつやや前方、遠心方向は後方かつ右方となる。以下同様

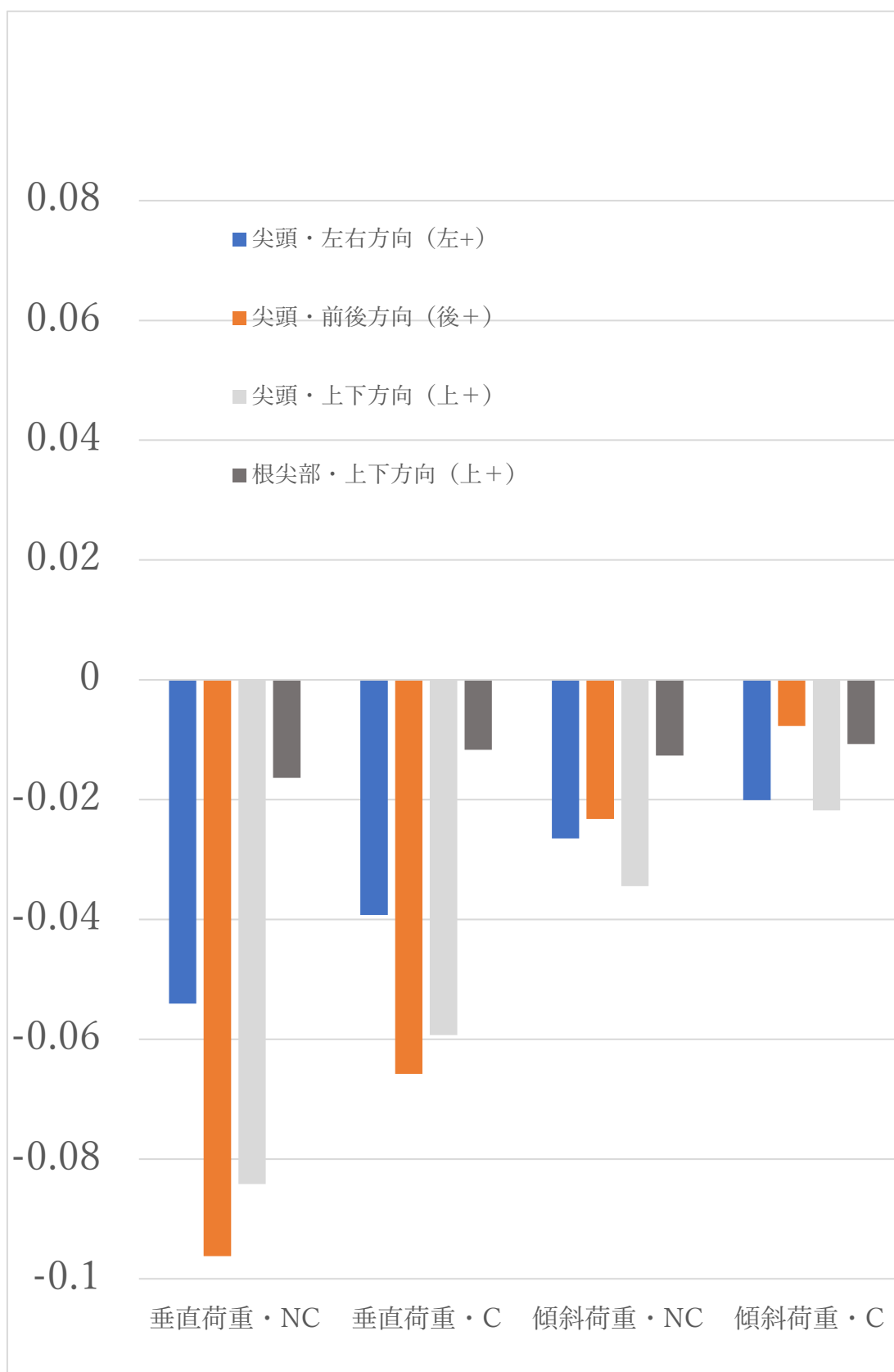


図 1 3 支台歯の変位 (I-bar)

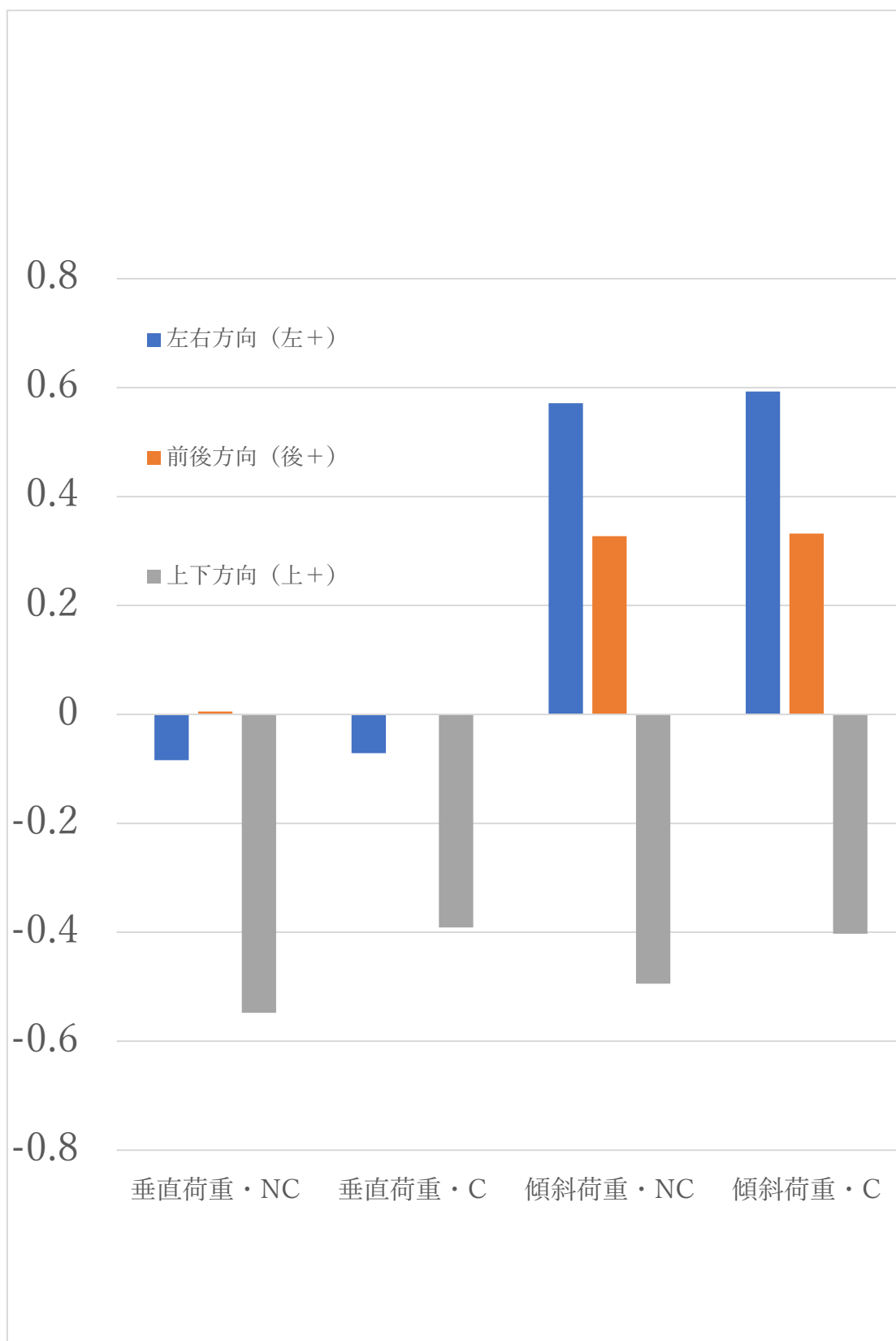


図1 4 義歯床後縁の変位 (Akers)

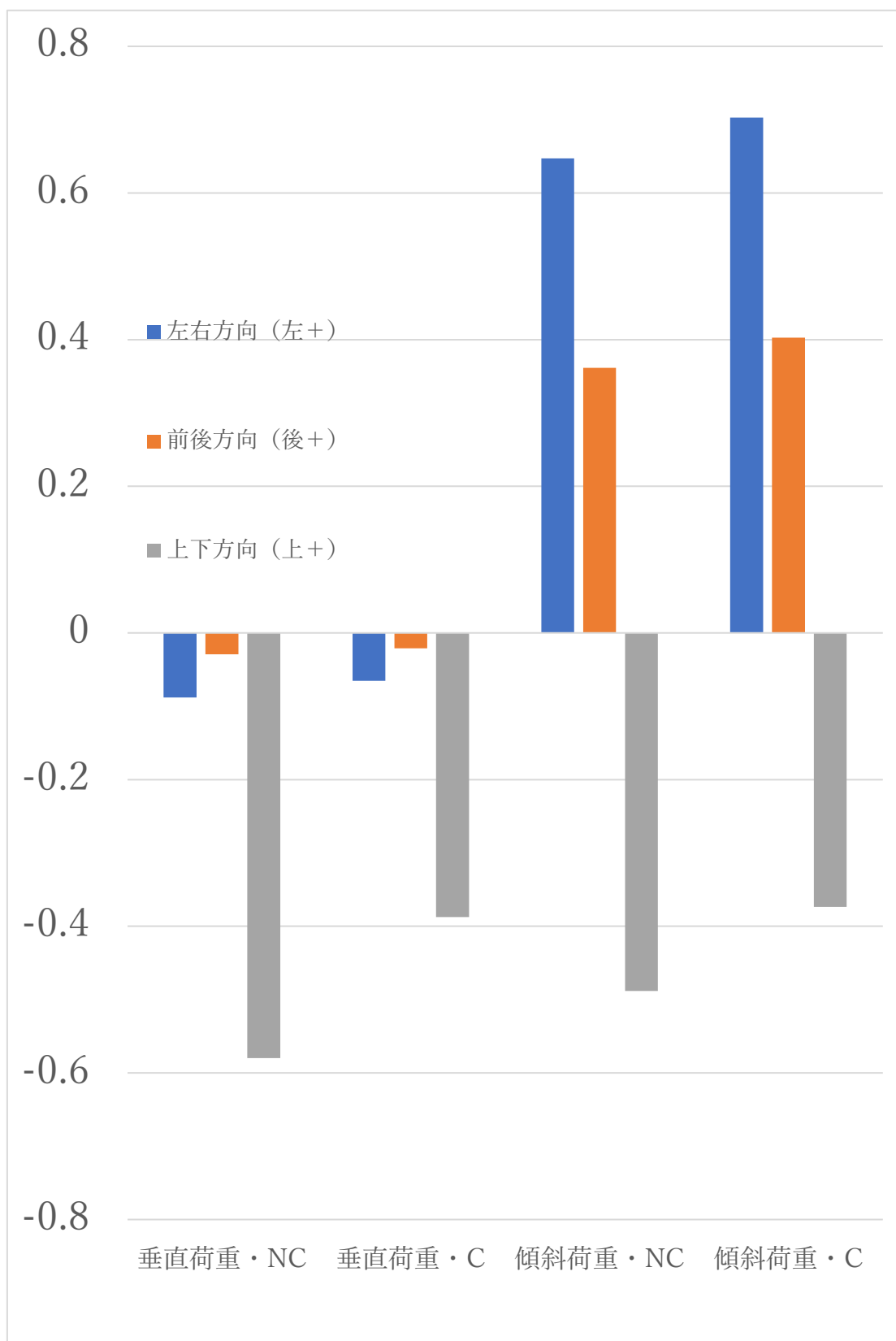


図 1 5 義歯床後縁の変位 (I-bar)