

学位論文題名

Effect of occlusal force in occlusal adjustment of
dental implants on its distribution:
a nonlinear finite element analysis considering the
displaceability of opposing teeth and implants

(インプラントの咬合調整時の咬合力が咬合力分布に及ぼす影響
－対合歯の被圧変位性を考慮した非線形有限要素解析－)

学位論文内容の要旨

緒言

デンタルインプラント（インプラント）は欠損補綴治療の選択肢の一つであり、咬合の維持・審美・咀嚼機能の回復などを目的として広く行われている。しかし、インプラントと天然歯が混在する口腔内において、咬合調整の際に両者の被圧変位性の差を考慮すべきかどうかについては、臨床的あるいは実験的な根拠は少なく科学的根拠に基づく統一見解は得られていない。そこで本研究では被圧変位量の差の影響が最も顕著に表れると考えられる片側遊離端欠損を想定した下顎骨の有限要素モデルを作成し、インプラントの咬合調整時の咬合力が歯列内での咬合力分布に及ぼす影響を検討した。

方法

左側遊離端欠損（2 歯および 4 歯欠損）に対しインプラントを埋入した下顎骨 3 次元有限要素モデルを構築した。モデルは、皮質骨、海綿骨ならびに歯根膜を含む天然歯、チタン製インプラント、および金合金の上部構造体で構成された。下顎骨部分はヒト下顎骨標本（QS7, SOMSO, Germany）を 3 次元レーザースキャナ（LPX-250, ローランド DG）により計測して得られた表面形状データを基に CAD ソフト Rhinoceros（アプリアフト）にて皮質骨の厚径を付与して作成した。骨の状態は Lekholm と Zarb の分類で骨質Ⅱ、骨量 B を想定した。残存歯の形状は文献を参考に作成し、インプラント体は直径 3.75mm、長さ 10mm とした。残存歯の歯根膜要素には、天然歯と同様な 2 相性変位を示す非線形性を付与した。モデルの節点数、要素数はそれぞれおよそ 42,000、210,000 となった。顎関節と対合歯の被圧変位性を表現するため、左右の下顎頭、臼歯咬合

面および前歯切端でスプリングを介して変位を拘束した。臼歯部のスプリングは咬合平面に垂直方向にのみ効果を発揮し、水平方向の動きは拘束した。顎関節のスプリングは全ての方向に 2 相性の荷重変位特性を発揮するように設定した。また、対合歯に相当するスプリングは、咬合力により一定量圧縮するまではバネ定数は極めて小さく、それ以上の圧縮に対しては対合歯の被圧変位性に応じた荷重変位特性を有するように設定した。これにより、咬合調整を便宜的に対合歯の削合として表現した。また上下の歯が離開する場合には抵抗しなくなるように設定した。下顎の残存歯の対合歯は全て天然歯とし、インプラントの対合歯としては天然歯またはインプラントを想定した。天然歯に相当するスプリングは 2 相性の変位、インプラントに相当するスプリングは直線の変位を示すよう設定した。荷重条件は咬頭嵌合位でのかみしめを想定し、咬筋・側頭筋・内側翼突筋・外側翼突筋の各咀嚼筋付着部相当部位に引っ張り荷重を加えた。荷重量は、咬合面に加わる咬合力の合計として 40N、100N、200N および 800N となるように各々の筋による荷重力を比例計算した。解析は二段階で行った。初めに、咬合調整時の咬合力として 40N または 200N で左右の咬合力分布がおおよそ等しくなるようにスプリングの初期変位量を試行錯誤的に設定し、次に 100N、200N、800N 荷重で解析を行った。解析は日本 MSC 製 MSC. Marc2008 を用いて行い、解析結果の検討は、下顎残存歯およびインプラント上部構造の各咬合面に加わる力により行った。

結果

インプラントの埋入本数が 2 本、4 本いずれのモデルにおいても、対合がインプラントの場合のほうが、対合が天然歯の場合よりも咬合力分布の偏りが大きかった。また対合の種類、インプラント埋入本数に関わらず、40N での調整ではいずれの荷重時も最後方インプラントに咬合力が集中した。対合がインプラントの場合、2 本埋入モデルでは、200N の咬合力で咬合調整を行うと、800N 荷重時に最後方のインプラントに咬合力が集中したが、100N 荷重では咬合力の集中は見られなかった。4 本埋入モデルでは、800N 荷重時は最後方インプラントに咬合力が集中し、100N 荷重時は最前方のインプラントに咬合力が集中した。

考察

これまでの下顎骨モデルを用いた有限要素法による解析では、対合歯と顎関節の被圧変位性を考慮することなく、下顎骨下縁を固定し単に咬合面に荷重を加える、あるいは咬合面を固定して下顎骨を引っ張り上げるというものであった。本研究では、スプリングを使用し対合歯と顎関節の被圧変位性を表現した。スプリングの使用は、モデルサイズを最小に抑え、モデル作成・解析時間の短縮になるだけでなく、本研究のように簡易的な咬合調整も可能になるため、有用な手段となりうると考えられた。

顎関節は咬合の重要な要素の一つであるが、ヒト顎関節を直接測定したデータはない。そこで本研究では、限られたデータではあるが、顎関節や関節軟骨の厚みや物性、間接的な方法で測定された下顎頭の変位量、椎間板の荷重変位曲線などを参考に顎関節の荷重変位曲線を想定した。

解析結果の多くは、最後方天然歯またはインプラントで咬合力が最大であった。これは歯列内において後方へいくほど咬合力が大きくなる実測値と矛盾しない。本研究では、一定の咬合力で左右均等接触させることで天然歯とインプラントの被圧変位量の差を補償し、最後方インプラントへの過重負担を避けうることを仮説とした。しかし咬合調整時の咬合力以上の荷重では、最後方インプラントへの咬合力の集中は避けられなかった。

本研究で用いた荷重条件は、平均的な咀嚼時咬合力として 200N を、臼歯 1 歯当たりの荷重量が天然歯の被圧変位曲線の第 1 相に相当する咬合力として 40N を、また、非機能時の最大咬合力として 800N を想定している。すなわち 200N 以上の荷重は非機能時の咬合力とみなされることから、咬合調整時の咬合力は、少なくとも機能時の咬合力と同程度でなければならないと考えられた。咬合調整時の咬合力より小さい場合、前方のインプラントに咬合力が集中したが、咬合力の絶対値が小さく、問題は少ないと考えられた。

本研究は垂直荷重に限定したものであり、臼歯部の側方変位を拘束しているため正しい下顎位における緊密な咬頭嵌合が前提となっている。加えて左右の筋の均等な活動が前提である。生体では、歯根膜や顎関節などの感覚受容器の働きにより、筋活動が微妙にコントロールされて咬合力分布のバランスが保たれている可能性もある。本研究の結果を最終的に検証するためには、咬合調整時の咬合力と咬合力分布、咀嚼機能、患者の満足度、予後等を臨床的に調査するような研究が必要である。

結論

本研究の条件下では、対合歯が天然歯・インプラントいずれの場合も、咬合調整時に両者の被圧変位性の差を考慮し、200N で調整した方がインプラントへの力の集中を抑えられると考えられた。臨床的には、最後方インプラントへの咬合力の集中を避け、左右対称に近い咬合力分布を得るためには、機能時の最大咬合力で咬合調整を行うのが望ましいと考えられた。