

学位論文内容の要約

愛知学院大学

論文提出者

林 建 佑

論文題目

三次元有限要素法による口腔内の力学解析への
口蓋粘膜の粘弾性特性の導入

図および表を使用した学術論文の投稿を予定しており、全文の公表を不可とし、内容を要約したものを公表する。

I. 緒言

日々の臨床で行う歯科補綴治療は、様々な歯科用合金・陶材等を用いた歯冠修復や、歯の欠損に対する有床義歯やブリッジ、インプラント処置等が主体となっている。これら補綴治療は、歯および歯周組織の欠損部を人工物にて再構築する処置であるため、安全かつ長期的に良好な機能を果たすものでなければならない。有床義歯、特に全部床義歯に関しては、無歯顎患者の口腔機能の回復は勿論のこと、残存組織の保全も主要な目的としたものであり、安心して食事のできる全部床義歯を提供することは、歯科医療担当者の主要な責務である。全部床義歯は、残存歯に維持を求める部分床義歯とは異なり、粘膜を介した顎骨により、その維持安定を図り、かつ咬合力を支える支持機構である。そのため、快適で安全な全部床義歯の製作にあたっては、義歯と接触している口腔粘膜の性状および動態を的確に把握すること、特に、全部床義歯の機能時に、口腔粘膜が如何なる動態を示すのかを明らかにすることは、極めて重要な事項である。口腔粘膜は、粘弾性特性を有することを特徴とするものであるが、その挙動は、局所の血液およびリンパ等の液体が移動すること、組織の構成単位が変形すること等によって発現すると言われている。

これらの事象の解明を目的として、従来から様々な模型実験や生体実験、

また、粘膜上皮や粘膜固有層に着眼した動物実験が行われ、多くの知見が報告され、粘膜の物理的諸特性も順次明らかにされつつある。しかし、模型実験においては、生体の複雑な諸特性を十分にシミュレートすることができない根本的限界や、生体実測においては被験者への侵襲や口腔内スペースの制限等に因り、諸計測が限定されるという問題点が挙げられ、現時点で粘膜の動態については十分な結論が得られているとは言い難いのが実情である。

近年、コンピュータの進化に伴い、複雑な力学的事象を有限要素法解析によってシミュレートすることが可能となってきた。この解析法は、工業分野や建設分野においては既に著明な実用的成果を挙げており、現在では、歯科分野においても諸研究に応用されてきている。

当講座の中村らも、この有限要素法を用いた部分床義歯設計における構造解析や、磁性アタッチメントに関する磁場解析などの研究を行い、多くの貴重な知見を得てきた。Ando らは、モデルの構築方法に関して、高い臨床的実用性を高めることを目的として、個々の患者のCTデータおよびそれぞれの研究用模型を用いることで、解析モデルを可及的に忠実に実際の患者の口腔内形態と近似させる手法を確立し、また、有限要素法解析を行う上で、重要な要件となる境界条件に関しても、臨床に即した咬合時の力学的諸要件を再現するため、解析モデルの関節頭や筋付着部位に境界条件を設定することにより、可及的に生体条件に近似した解析を試みている。

また、Kanbara らは、顎堤粘膜および歯根膜の口腔軟組織の挙動に関して、材料定数（ E ：ヤング率、 ν ：ポアソン比）を自動変換させるプログラムを用いることにより、それら軟組織の材料非線形性を再現する手法を確立し、これ迄不可能であった大荷重による応力解析を可能とした。しかしながら、この解析方法は、時間の概念が除外された静的解析に限られたものであり、粘弾性という経時的な変化を主たる特徴とする粘膜の材料特性を十分に再現するには至らなかった。また、以前では、二次元有限要素モデルにおける軟組織へのクリープ特性を導入した研究や、脂肪組織や腺組織が少ない上顎顎堤粘膜の物理的特性に主眼をおいた解析など、様々な研究報告はあるが、この種の時間的要件を含んだ動的解析は、解析自体が非常に複雑と成ることに加え、解析対象の口腔粘膜が顎骨の支持の有無や、各部位の厚さによっても挙動が複雑に変動するため、これら粘弾性を有する口腔粘膜を対象とした三次元有限要素解析は極めて大きな難関とされてきた。

本研究は、これまでの研究実績を基盤として、多様な厚さに応じて、物性を定義することで、口蓋粘膜の義歯床下粘膜の粘弾性特性を、三次元有限要素法を用いて忠実に再現する手法を確立したものである。

II. 解析モデル

1. モデル対象

本研究では、全部床義歯における義歯床下粘膜の粘弾性特性を、三次元有限要素法を用いて忠実に再現することを目的として、無歯顎症例に対する全部床義歯補綴の解析モデルの構築を行った。全部欠損歯列には上顎無歯顎模型を使用し、その顎模型上に、パラフィンワックスおよび硬質レジンを歯を用いて、模擬的な全部床義歯を作製し、これらの試料を光学印象用モデルの解析モデル対象とした。

2. モデル形状データの構築

前述したモデル対象である模型を3Dレーザースキャナーにてスキャンし、これらのデータ化を行った。このデータを点群・ポリゴン処理コンポーネントソフトウェアを用いて、データ形状の不要な箇所の修正を行い、データ容量を軽量化してSTLフォーマットにて形状データを出力した。

3. 三次元有限要素モデルの構築

1) 上顎モデルの構築

作成した形状データを、プリ・ポストソフトウェア (Patran2011 windows 64bit、MSC Software) にインポートし、三次元有限要素モデルの構築を行った。構築したモデルの上顎粘膜部の厚さについては、文献を参考に、口蓋中央部 1.5mm、顎堤部 2.0 mm、口蓋側方部 2.5 mm に設定し、各々の厚さの異なる境界部に関しては、スムージング処理を施して移行的に構築した。粘膜下の皮質骨に関しては、文献を参考に、0.5 mm に厚さを設定し、海綿骨については、便宜的に解析条件の影響を受けない厚さに設定した。これ

らの各構成要素の要素タイプは、三次元4面体一次要素を用いて構築した。完成した上顎モデルの総節点数は13,161、総要素数は84,552である。

2) 全部床義歯モデルの構築

全部床義歯モデルに関しても上顎モデルと同様に、形状データをCAE環境統合プリ・ポストソフトウェアにインポートし、三次元4面体一次要素にて構築を行った。全部床義歯モデルと上顎モデルの位置関係については、模型上に作製した義歯の位置情報が適切に形状データに反映されているため、それらの情報を元に正確に位置合わせを行った。完成した解析モデルの総節点数は27,917、総要素数は152,728である。

III. 解析方法

1. 粘弾性特性の導入

1) 生体実測値

先ず、顎堤粘膜の粘弾性挙動に関して、生体実測の文献を参考とし、解析に反映させる目標値とした。参考にした生体実測値は、経時的な測定値であるため、その目標値を測定条件に合わせて、それぞれ荷重時瞬間弾性変位量、荷重時遅延弾性変位量、除荷重時瞬間弾性変位量、除荷重時遅延弾性変位量とした。

2) 粘弾性を有する材料定数の決定方法

本研究では、粘弾性を有する材料定数の決定方法として、瞬間的な弾性

変形である荷重時瞬間弾性変位量と、その後の粘性変形である荷重時遅延弾性変位量、さらに除荷重時瞬間弾性変位量、除荷重時遅延弾性変位量について、各々材料定数を決定する手法を用いた。本研究の粘性の材料定義に関しては、温度変化を考慮しない指数形式によるクリープ則を用いて行った。それら用いた材料定数（クリープ係数）は、それぞれ変位係数 (coefficient)、応力依存係数 (stress dependence)、時間依存係数 (time dependence) とした。

先ず、上記に示したクリープ則の影響を受けない荷重時瞬間弾性変位量については、目標値を参考に解析を行い、目標値と解析値が同等の変位量になるように、ヤング率とポアソン比を決定した。

次に、クリープ則に従い、それぞれの変位係数、応力依存係数、時間依存係数を決定した。これら材料定数の決定方法に関しては、二次元有限要素解析として顎堤粘膜のクリープ係数について検討した、増田の報告を参考とした。

3) 予備解析

前述した上顎モデルを予備解析モデルとして、汎用非線形構造解析ソルバー (Marc2010、MSC Software) を用いて解析を行い、生体実測値に近似する変位量を示す材料定数の検討を行った。

(1) 荷重条件

荷重条件については、参考文献における測定条件を上顎モデル上で可及

的に再現する様に調整した。荷重部位は、口蓋粘膜の厚さ 1.5 mm の部位では口蓋正中部相当部に、2.0 mm の部位では顎堤頂部粘膜相当部に、2.5 mm の部位では先に述べた 2 点の midpoint の口蓋粘膜部に設定した。荷重量は、参考文献に則り各々 0.8 N とし、荷重面積はいずれの部位でも 2.5 mm² とした。荷重方向については要素に対して法線方向に設定した。経時的な荷重量の変化については、時間-荷重量テーブルを設定し、0~0.25 秒まで、荷重量を最大 0.8 N まで増加させ、その後 30 秒間荷重量を維持し、30~30.25 秒にかけて、0.0 N になるまで荷重量の減少を行い、その後の除荷重状態を含めた、全 150 秒間を解析時間とした。参考文献で用いられた測定条件の単位系に関しては、それぞれ適切に単位変換したものを設定した。

(2) 荷重時瞬間弾性変位量の再現 (ヤング率の決定)

上記に示した材料定数の決定方法を用いて、各厚さを有する口蓋粘膜の荷重時瞬間弾性変位量を示す材料定数 (ヤング率 : E) を決定した。ポアソン比については、ヤング率と比較して、軟組織を設定する上で比較的解析結果に影響が少ないとされているため、0.45 に設定した。

荷重時瞬間弾性変位量は、時間的要件を含まない変位量であるため、荷重条件としては、時間-荷重量テーブルでの 0~0.25 秒の解析結果とし、最大荷重量 0.8 N 負荷時の変位量とした。口蓋粘膜の厚さ 1.5 mm の部位における結果から、生体実測値と合致する 0.33 mm の荷重時瞬間弾性変位量を示すヤング率は、0.18 MPa であった。また、同様の方法を用いて検討を

行った結果、粘膜の厚さ 2.0、2.5 mm の部位におけるヤング率は、それぞれ 0.14、0.19 MPa であったことから、これらのヤング率をそれぞれの厚さにおける口蓋粘膜のヤング率として設定した。

(3) クリープ係数の決定

ヤング率の決定と同様に、平野の報告での口蓋粘膜の厚さ 1.5 mm の部位における粘性変形量である、荷重時遅延弾性変位量 0.65 mm、除荷重時瞬間弾性変位量 0.25 mm、除荷重時遅延変位量 0.17 mm と近似するように、クリープ係数を設定した。生体実測値と近似した解析値が得られたクリープ係数は、変位係数 0.45、応力依存係数 0.45、時間依存係数 0.3 であった。口蓋粘膜の厚さ 2.0、2.5 mm の部位についても同様の方法にて検討を行い、それぞれ生体実測値と近似する粘性変形量を示すクリープ係数を設定した。

IV. 応力解析

本解析は、予備解析で決定した口蓋粘膜の材料定数を用いて、全部床義歯補綴症例における機能時の義歯床下粘膜の応力解析を行い、各部位でそれぞれの口蓋粘膜の厚さに応じた材料特性を設定することの有用性を検討したものである。

1. 解析項目

粘弾性を有する口蓋粘膜の材料定義を行うに当たり、2種の材料定数による設定を行い、これら材料定数の違いが解析結果に如何なる影響を与える

のかに関して検討を行った。以下にその解析項目を示す。

1) 口蓋粘膜を単一の方法定数にて定義したもの

予備解析で決定した口蓋粘膜の厚さ 2.0 mm の方法定数を、粘膜全ての部位に適用したものである。

2) 口蓋粘膜を複数の方法定数にて定義したもの

予備解析で決定した 3 種の方法定数を、各部の口蓋粘膜の厚さに応じて設定としたものである。

2. 解析条件

1) 構成要素および方法定数

解析モデルの粘膜部を除いた構成要素と、それぞれに設定した方法定数は、各種文献値を参考に設定した。

2) 境界条件

(1) 荷重条件

荷重部位は義歯人工歯咬合面部とし、両側第一、第二小臼歯および第一、第二大臼歯部の中心窩の計 8 ヶ所で、総荷重面積は 45.4 mm² とした。荷重量は、合計 200 N の面圧荷重とした。また、時間-荷重量テーブルは、0～0.25 秒まで荷重量を最大 200 N まで増加させ、その後 30 秒まで荷重量を維持し、30～30.25 秒にかけて 0.0 N になるまで荷重量の減少を行い、その後の除荷重状態を含めた 150 秒までを解析時間とした。

(2) 拘束条件

拘束部位は海綿骨底部とし、同部を X、Y、Z 方向を完全拘束した。

3. 解析環境

本研究に使用した解析コンピュータは DELL PRECISION T7500 (DELL) である。また解析結果の評価には von Mises 相当応力を用い、変位量に関しては最も変位しない上顎義歯床下粘膜の正中部中心部付近を測定点とした。

V. 解析結果

1. 応力分布

単一材料定義および複数材料定義に基づくいずれの解析においても、応力分布域の観点から、経時的に同様な応力集中傾向を示したが、全ての部位において応力値の絶対値の相違が観察された。両者ともに前方顎堤頂部、口蓋正中部および上顎結節後方部に高い応力集中が観察された。荷重直後に急速な内部応力の蓄積を示し、その後、緩やかな内部応力の増大を示す状態が観察された。また、除荷重時にも同様に、除荷重直後に急速な内部応力の解放を示し、その後、緩やかな内部応力の減少が示された。

2. 義歯床下粘膜変位量

単一材料定義では複数材料定義のものより変位量が大きい結果となった。両者の変位量の差は最大で $200\ \mu\text{m}$ ほどであった。しかし、経時的変位に関しては、単一材料定義および複数材料定義ともに、近似した傾向を示した。

VI. 考察

1. 三次元有限要素解析について

咀嚼、会話、噛みしめ、嚥下運動などの口腔機能時における粘膜や義歯の動態に関しては、義歯、残存歯、顎堤粘膜、頬・舌などが、それぞれ多様な形状を有して共存しているため、口腔内の動態を解明することは容易ではない。その研究方法としては、従来から、ストレインゲージ法や光弾性法等による物理的模型実験が、採られて来た。ストレインゲージ法による測定方法は、従来から口腔内のあらゆる部分の応力測定に用いられてきたが、あくまで測定部位局所の経時的な情報しか得ることができず、その隣接部位や内部応力の分布に関して三次元的な情報を得ることが不可能であった。また、光弾性法は、表面応力だけでなく内部応力についても観察が可能であるが、生体の粘膜、顎骨などを直接的に観察対象とし得るものでなく、複雑な生体のシミュレーションには適用不可能であった。

これらに比較して、三次元有限要素法は、近年のコンピュータ本体、およびソフトの飛躍的進歩により、コンピュータ上で生体を模した形状や条件設定の編集が可能であり、容易に複数のものを比較することも容易である。しかしながら、有限要素法において合理的な解析を行うためには、まず対象物である各構成要素の形状、次に各構成要素に対する物理的諸特性である材料定義、最後に生体に近似した荷重条件・拘束条件などの境界条件の、3つの要件が全て適切に設定されなければならない。そのため、スト

レインゲージ法や光弾性法等による、過去の研究結果を包括的に反映させた有限要素法は、複雑な形状の口腔内のシミュレーションに関して、極めて有用な方法であると考えられる。

2. 解析モデルについて

従来、多くの歯科分野において利用されて来た有限要素法解析モデルは、歯や下顎骨等の寸法を解剖学的平均値に基づいた単純なモデルとして構築されることが一般的であった。しかし、単純モデルでは、口腔内の複雑な構造や性状の再現精度が低く、解析結果の信憑性を損うことは、既に確認されている事項である。近年、生体の複雑な構造や形状の三次元的再現に関して、X線断層撮影を用いる方法が導入され、これにより得られたCT画像データから三次元形状データを構築し、内部構造まで含めた再現精度が高いモデル構築も可能となった。今回の研究で行ったシステムを用いることで、従来のCT画像データに基づく構築方法と同様に、データの収集からモデル作製までの一連の作業をコンピュータ上で行えるだけでなく、表面形状の再現精度を可及的に高めることが可能である。今回は材料定義の手法の確立に主眼を置いたため、内部構造の再現に優れたCT画像に基づくモデル構築方法に代え、表面形状に関しては、高精度である光学印象画像に基づくモデル構築方法を採択した。模型および義歯を装着した模型をスキャンし、これを適切に位置合わせすることで義歯と模型の位置関係を正確に再現することができた。

しかし、光学印象法を用いる方法は表面形状のみの再現であり、内部構造に関してはデータが得られない。そこで、X線断層撮影を併用したモデル構築方法が確立されれば、さらに高い再現精度を持って、個々の症例における補綴治療に先立ったシミュレーション解析が可能となり、それに基づいて、各患者に最も妥当な補綴物の設計を行うことが可能と成ろう。

今回、三次元4面体一次要素を用いて解析モデルを構築したが、一般的に三次元4面体要素より6面体要素は解析精度が高く、また、一次要素よりも二次要素の方が理論解に近似するとの報告がある。しかしながら、口腔内の複雑な形状を三次元6面体要素で作製することは時間的・経済的要件などから、我々の環境レベルでは現実的に不可能であるため、本研究では、モデルの形状データの容量を可能な限り減少させず、要素数を増やすことで解析精度の向上に対応したものである。また、モデルの曲面部の要素分割数が、解析精度に大きく影響を与えることも報告されている。このことに関しても、本研究にて構築した解析モデルは、口腔内の曲面部を評価するために可及的に要素を細分割したものであり、解析精度の高いモデル構築ができたものと考えられる。

口蓋粘膜に関するモデル構築については、これまでの報告では画一的な厚さの顎堤粘膜でのモデル構築が多く、比較的単純な形態を有するものがほとんどであった。本研究では、口蓋粘膜の厚さを3区分してモデル構築を行い、各々の厚さの異なる境界部に関しては、スムージング処理を施し

移行的に構築した。そのため、可及的に生体情報に近似した厚さを有する口蓋粘膜形状のモデル構築が出来たものと考えられる。以上のことから、本研究にて構築した有限要素モデルは、モデル形状だけでなく各構成要素の厚さにも十分配慮したモデルであるため、この種の解析においては、十分に合理的なモデルであると考えられる。

3. 粘弾性特性の導入について

従来から口腔粘膜や歯根膜などの口腔軟組織は複雑な力学的挙動を示すことが認識されている。その複雑な諸性質に関する従来の三次元有限要素解析のほとんどが、材料線形解析であり、口腔粘膜に対して材料定数（ヤング率・ポアソン比）を一定に設定したものがほとんどであり、言うまでもなく、この技法では弾性変形量と非線形変形量間に実質的にほとんど差のない、極めて小荷重の場合にしか、意味のある結果は得られないことになる。口腔粘膜の材料非線形性を再現するため、当講座の神原らは材料定数を自動変換するように設定する手法を既に報告している。それ自体は高い評価を与えるべき実績であるが、これらには未だ時間的要素は含まれておらず、義歯に対する繰返し荷重などの経時的な変位や応力変化を観察することが不可能であった。そこで、本研究は、口蓋粘膜については、これを流動力学的に検討した諸報告を参考に、その挙動自体をクリープ現象として捉え、変形に対する構成式としては、指数形式によるクリープ則を用いて近似させた。また、従来の報告は2次元有限要素法によるものであり、

この構成則に用いるクリープ係数は明示されていたが、これらの数値に関して三次元の解析への導入が妥当であるか検証する必要があるため予備解析を行った。

4. 応力解析について

従来の歯科分野における有限要素解析においては、一構成要素に対して単一の材料定数を設定することがほとんどであったが、整形外科分野においては、CT 画像データを用いたモデル構築を行い、ボクセルの CT 値を反映させた材料定数を条件設定する解析が、先進医療として承認されている。この方法は個々の患者固有の形態のみならず、その内部の材料特性に関して複数の条件設定を行うことで、複雑な挙動を高い精度で再現することで可能である。本研究は、一構成要素に対して単一の材料定数を条件設定したものと、一構成要素に対して三種の材料定数を条件設定したもので、その条件設定の違いが、粘膜の力学的解析に如何なる影響をもたらすかを、比較・検討したものである。

また境界条件に関しては、義歯に加わる強い噛み締め状態と、その状態から解放する経時的な変化を想定し、荷重量を最大 200 N と設定した。

5. 解析結果について

粘膜における応力は、von Mises 相当応力に基づいて評価を行ったが、これは、圧縮応力、引張応力、剪断応力等を総合的に捉えるスカラー量であり、応力集中および応力緩和など、全体的な応力負担を経時的に評価する

ための手段である。

単一材料定義および複数材料定義の双方において、荷重時に前方顎堤頂部に荷重時の応力集中を認め、フィルムセンサーを用いた上顎全部床義歯の負担圧を測定した報告とほぼ同様の傾向が得られ、加えて、荷重直後では内部応力の蓄積および変位量が大きく、荷重を継続した時の内部応力の蓄積および変位量は小さく、除荷重を行った時にも同様の傾向が観察され、口蓋粘膜に観察される粘弾性挙動として妥当な結果が得られたものと考えられる。応力分布に関しては、単一材料定義および複数材料定義のいずれにおいても、同様の応力分布傾向が観察された。また、変位量に関しては、単一材料定義に対し、複数材料定義において最大で約 $200 \mu\text{m}$ の差が観察されたが、これは粘膜の厚さの 10% 強の相違であった。以上のことから、材料定数の相違は、特に変位量においては解析結果に大きく影響し、義歯床下粘膜の厚さや部位に基づいて適切な材料定数の設定が必要であると考えられる。しかし、粘膜の性状は、厚さや部位による相違だけでなく、個人差や組織構造の差などによる影響も受ける。そのため、今後、個々の画像データを直接導入したモデル構築および材料設定を、臨床レベルで活用可能な容易な手順で行うことのできるシステムの開発が最も重要だと考える。

VII. 結論

本研究は、三次元有限要素法を用いて粘膜の挙動に対してクリープ係数

を導入し、その粘弾性特性をクリープ挙動に近似させて再現したものである。さらに、上顎全部床義歯症例における義歯床下粘膜の応力解析を行う上で、口蓋粘膜要素に対して、多様な厚さに応じた材料定義を行い、以下の結論を得た。

1. 三次元有限要素法解析にクリープ係数 (coefficient、stress dependence、time dependence) を導入したことにより、口蓋粘膜の実際の粘弾性特性により近似したシミュレーションが可能となった。

2. 口蓋粘膜の部位による組織学的構造や厚さの違いに対して、それぞれの状況に対応する複数の材料定数を複数設定にすることにより、より生体に近似したシミュレーションの可能性が示唆された。