原著論文

粘弾性解析による義歯床下組織の応力分布

—粘弾性解析の導入—

河野 文昭 永尾 寛 多田 望

羽田 勝 松本 直之

Stress Distribution of Supporting Tissues Under Denture

— Application of Visco-elastic Analysis in Prosthetic Field —

Fumiaki Kawano, Kan Nagao, Nozomu Tada,

Masaru Hada and Naoyuki Matsumoto

Abstract : Viscoelastic finite element method was attempted to apply to the removable prosthodontic field. To examine the accuracy of this analysis, the results obtained from creep test of soft lining materials were compared with the calculated results by using this analysis. Stress relaxation in the supporting tissue under the upper complete denture was simulated by using viscoelastic analysis.

The results were as follows ;

1. The calculated results were in approximate agreement with experiment.
2. When the occlusal table of the denture was move 0.3 mm to the vertical direction, the calculated results indicated the soft tissue acted as a part of the stress relaxation in the supporting structures.
3. By using viscoelastic analysis, the time dependent deformation of the denture base and stress distributions in the supporting structures could be simulated.

Key words : stress relaxation, supporting structure, viscoelastic finite element method

I. 緒 言

粘膜負担義歯では、義歯床の動きや負担圧分布は顎堤形態や粘膜の性状によって大きく影響を受ける。しかも、

粘膜は一定応力下では時間に依存して変形するという粘弾性の性質を持っており¹⁻⁴⁾、その状態は刻々と変化する。そのため、瞬間的な変化のみならず、時間とともに変化する姿を追跡しなければ、義歯床の動きや負担圧分布の変化を解明することはできない。しかし、床下組織の受ける負担圧を生体上で広範囲に、かつ、時間経過を追って測定することは困難であり、また、床下組織内部に生じる応力分布を測定することも不可能である。そこで、最近では、床下組織の応力分布を観察するために有限要素法が応用されているが⁵⁻⁸⁾、材料の非線形性を考

徳島大学歯学部歯科補綴学第一講座（主任：松本直之教授）
School of Dentistry Department of Removable Prosthodontics Tokushima University (Director : Prof. Naoyuki Matsumoto)

平成2年1月12日受付

慮することが難しく、そのために、研究の多くは弾性解析領域の解析にとどまっている。

そこで、今回、われわれは、床下粘膜を粘弾性体として取り扱うために、有限要素法を区分的線形理論を用いて粘弾性の領域まで拡張した。そして、粘弾性解析の妥当性について検討を加えると同時に、床義歯領域に応用し、床下組織の応力緩和について解析を行った。

II. 材料ならびに解析方法

1. 解析方法

有限要素法は、物質を弾性体と仮定して連続体を有限個に分割し、隣接要素間の適合条件、力の釣合条件、応力-歪関係式を満足させるように要素の剛性マトリックスをつくり、変位、反力、応力、歪を数値解として求める手法である⁹⁾。しかし、モデル内に粘弾性的な挙動を示す粘膜や歯根膜などが含まれている場合には弾性解析だけでは不十分であり、材料の非線形性を考慮した解析⁹⁻¹³⁾を行う必要がある。そこで、われわれは、粘膜や歯根膜などの軟組織は Voigt モデルでもってその挙動を表すことができるという田中²⁾の報告を参考に、以下のような解析方法を採用することにした。

材料の非線形特性は、図 1 で示すような 1 個の Maxwell 要素と数個の Voigt 要素が直列に結合した一般化 Voigt モデルで表すことができる。このモデルの変形の全過程を何段階かに分割し、各段階ごとに線形性の増分関係を用いる区分的線形理論を用いた⁹⁾。その構成方程式は、増分形あるいは速度形式で次のように表すことができる。

$$\{\dot{\sigma}\} = [D_s^*] \{\dot{\epsilon}\} - \{\dot{A}\} \quad \dots\dots\dots (1)$$

$\{\dot{\sigma}\}$ は、応力変化率ベクトル、 $\{\dot{\epsilon}\}$ は、ひずみ速度ベクトル、 $[D_s^*]$ は、弾性応力-ひずみマトリックス、 $\{\dot{A}\}$ は、見かけ上の荷重ベクトルを表している。計算には、各時間積分区間内応力の線形を仮定して、(1) 式から次のように導かれる増分形式の構成式を用いる。時間刻み Δt を用いてマトリックス形式でまとめると、

$$\{\Delta \sigma(t)\} = [D(t)] \{\Delta \epsilon(t)\} - \{\Delta \sigma_s\} \quad \dots\dots\dots (2)$$

と書き表すことができる。この (2) 式の右辺第 2 項を初期応力とみなすと、初期応力が存在する場合の弾性計算となり、これによって粘弾性計算することができる。

実際の計算にあたっては、まず最初に、荷重を加えた直後の $t=0$ の時について、粘性の影響はなく単なる弾性体としての計算を行う。次の時間ステップからは、前ステップの応力によって生じた粘性項を初期接点荷重と

図 1 一般化 Voigt モデル

図 2 プログラムのブロック・フロー

図 3 定荷重装置

図4 解析に用いた有限要素法モデル(レジン板モデル)

図5 解析に用いた有限要素法モデル(義歯モデル)

みなして弾性計算をくり返し行う。このとき、剛性方程式を解いて得られた接点変位増分から求められるひずみは全ひずみ増分であり、これを前ステップの全ひずみに加えることによってその時間の全ひずみが求められる。同様に、応力についても、ひずみ同様、全応力を求めることができる。

図2に、このプログラムのブロック・フローを示す。

2. クリープ曲線の測定

上記のプログラムによる粘弾性解析の妥当性を検証するために、粘弾性体である軟性裏装材(Hydro-cast, FITT)を実験材料とし、以下のような実験を行った。すなわち、軟性裏装材を $20 \pm 3^\circ\text{C}$ の室温下でメーカー指

示どおりに練和したあと、著者らが報告¹⁵⁾した方法によって縦40 mm、横25 mm、厚さ2 mmの試料片を作製した。練和24時間後、この試料片に図3に示す自作の定荷重装置を用いて0.49 MPaの応力を50秒間加え、その時の試料片の垂直的変位量を測定した。

3. 解析モデルおよび解析条件

図4にクリープ試験と等価の2次元有限要素モデルを示す。このモデルは、長径7 mm、厚さ3 mm、前後径5 mmのレジン板上に厚さ2 mmの軟性裏装材を裏装した状態をモデル化(以後、レジン板モデルとする)したものであり、図4-bに示すように165接点、280要素に分割した。解析は、クリープ試験の実験条件と等価にな

表 1 義歯モデルの解析に用いた各構成要素の材料定数

Material	Young's modulus E (MPa)	Poisson's ratio
床用レジン	1960	0.3
皮質骨	13400	0.3
海綿骨	690	0.3

床下粘膜の材料定数

$E_1=1.1$ MPa
 $E_2=1.2$ MPa
 $\eta_2=18.0$ MPa・s
 $\eta_3=250.0$ MPa・s

るように軟性裏装材に均等に 0.49 MPa の応力が加わるように設定し、2 次元平面ひずみ問題として行った。拘束条件は、レジン板下端の垂直変位についてのみとし、計算は、時間間隔 1 秒で、定荷重を 50 秒間加えた場合を想定して行った。

また、このプログラムの床義歯領域への応用例として、図 5 に示すようなモデル、すなわち、上顎第 1 大臼歯部に有床義歯を補綴した場合の前頭断面モデル（以後、義歯モデルという）を作製した。そして、このモデルを図 5-b に示すように 158 接点、269 要素に分割し、2 次元平面ひずみ問題として解析を行った。なお、作製したモデルの顎堤の形態、粘膜、緻密骨および海綿骨の構成については Boucher¹⁴⁾ の報告を参考に、図 5-a に示すような寸法のモデルとした。レジン床義歯は、咬合面を咬合堤状とし、高径を歯槽頂部から 10 mm、口蓋部の床の厚さは 1.5 mm、モデルの前後径は 5 mm とした。また、このモデルに用いた各構成要素の材料定数は、これまでの報告をもとに、表 1 に示す値を用いた^{2,6-8)}。

解析条件は、咬合床を強制的に 0.3 mm 沈下させ、時間間隔 0.1 秒で、3 秒間持続させた場合とし、拘束条件は、義歯床については拘束せず、顎骨の下端の垂直変位についてのみ拘束した。なお、計算は徳島大学情報処理センター FACOM M-360 AP システムを利用して行った。

III. 結 果

1. クリープ試験の結果について

測定によって得られたクリープ曲線（図 6）から、図 7 に示す Voigt 4 要素力学モデルを用いて、軟性裏装材の材料定数を求め、表 2 に示した。Hydro-cast の瞬間弾性率は FITT に比べて小さく、軟らかい材料であった。

図 6 各軟性裏装材のクリープ曲線

$$r = \frac{p_0}{E_1} + \frac{p_0}{E_2} (1 - e^{-E_2 \cdot t / \eta_2}) + \frac{1}{\eta_3} p_0 t$$

図 7 Voigt 型 4 要素モデル

表 2 各軟性裏装材の材料定数

Material	E_1	E_2	η_2	η_3
Hydro-cast	0.37	1.28	3.50	630
FITT	0.71	4.78	32.20	900

単位: E_1, E_2 : MPa η_2, η_3 : MPa・s

また、遅延弾性変形および永久変形を示す材料定数も、Hydro-cast の方が小さく、圧縮流れを起こしやすい、かつ、永久変形が生じやすい材料であることが示唆された。

図 8 レジン板モデルの解析解 (各軟性裏装材の変位) $\times 5$

表 3 代表要素の応力値の変化

	変位直後			変位 3 秒後		
	頬側	歯槽頂	口蓋側	頬側	歯槽頂	口蓋側
粘膜	130	80	110	120	70	120
皮質骨	660	320	450	630	300	430
海綿骨	50	30	80	50	30	70

単位: kPa

2. レジン板モデルについて

クリープ試験によって求めた材料定数を用いて粘弾性解析を行い、その結果を 5 倍に拡大して図 8 に示す。荷重直後、軟性裏装材は瞬間的に変形し、辺縁部では側方に流出する。しかも、Hydro-cast の変形は FITT よりも大きく、クリープ試験の結果とも一致する。50 秒後、この変形はさらに垂直的にも水平的にも大きくなり、遅延変形の現象を表すようになる。しかし、FITT では遅延弾性率や粘性率が大きいので、遅延変形があまり認められなかった。

3. 義歯モデルについて

咬合床を強制的に 0.3 mm 沈下させた直後の義歯床の変位ならびに、床下組織に生じた相当応力の分布状態を図 9、10 に示した。また、表 3 には、図 11 に示した要素の応力値を示す。義歯床は垂直方向ばかりでなく水平方向にも変位し、義歯床口蓋部にたわみが認められる。一方、粘膜部では、10~170 kPa の応力が認められ、中でも義歯床辺縁部や歯槽頂から口蓋斜面部にかけて高い

応力値を示した。骨組織では、皮質骨で 100~1,150 kPa の応力が認められ、床下粘膜と海綿骨に比べて大きく、特に、頬側斜面部に応力の集中が認められた。海綿骨では 30~140 kPa の応力が認められたが、他の床下組織に比べて応力値は低く、口蓋斜面部にわずかに応力の集中部位が観察された。

強制変位 3 秒後では、変位直後とほぼ同様の応力分布を示したが、床下粘膜と皮質骨では、変位直後に応力集中が認められた義歯床辺縁部、歯槽頂部などで応力値の減少が観察された。

IV. 考 察

1. 解析方法

従来より、支持粘膜は粘弾性的性質を持ち¹⁻⁴⁾、歯槽骨の保護に対して重要な働きをしているといわれている。しかし、これまでに報告された模型実験では、粘膜は印象材などの弾性体によって作製されており、粘膜の粘性はほとんど考慮されていない。同様に、有限要素法を用いた数値解析においても、材料の非線形を考慮することが難しいために、その多くは弾性解析のみであり、非線形解析の報告は少ない¹²⁾。当然、これらのモデルでは、荷重条件などの解析条件によっては生体との等価性が失われるし、また、粘膜の性状が残存組織の保護にどのように関与しているか解明することもできない。

そこで、粘膜の粘弾性的性状をレオロジーの立場から Voigt 型モデルで表すことができると仮定し、粘膜の粘

図 10 義歯モデルの解析解 (床下組織に生じる相当応力分布)

図 11 各構成要素の代表要素の位置

弾性の性状と有限要素モデルの等価性を考慮して、区分的線形理論を用いて粘弾性領域まで有限要素法を拡張した^{9,10)}。そして、今回は田中の報告²⁾から粘膜の物理定数

を引用して解析に用いたが、粘膜の物理定数を求めることは難しく、理段階においては有限要素法に導入することのできる粘膜の物理定数は十分に得られていないのが

図 12 レジン板モデルの代表点 P のクリープ曲線

現状である。今後、粘弾性体としての粘膜の性状を明らかにする必要があると考えられる。

2. レジン板モデルについて

今回採用した粘弾性解析の有用性を確認するために、粘弾性材料である軟性裏装材 2 種類を用いてクリープ試験を行い、変位に関する計算値、理論値および実験値との比較を行った。

図 12 に粘弾性解析による代表点 P のクリープ曲線と、実験から得られたクリープ曲線および理論式から得られたクリープ曲線を示す。実験値は、クリープ曲線から重量の原理に従って材料定数を求めたために、理論値とは必ずしも一致していないが、その差は小さかった。また、計算値と実験値を比較した場合、瞬間弾性変形はほぼ等しくなるが、それ以降の遅延弾性変形では小さくなる傾向が認められた。計算誤差は、Hydro-cast の場合、 $t=0$ で約 1.2%、 $t=10$ で約 2.3%、 $t=50$ で約 2.9% であった。同時に、FITT の場合、 $t=0$ で約 0.9%、 $t=10$ で約 2.5%、 $t=50$ で約 2.8% であり、材料定数の影響はほとんど認められなかった。

これらの誤差は、区分的線形理論を解析方法として用いるために生じた誤差であり、実際の測定結果より小さくなる傾向にある。また、時間間隔を小さくとり、計算を行うことによって、計算誤差は小さくすることが可能

である。しかし、演算時間やコンピューターのメモリ量との関係から、できるだけ時間間隔を小さくとは良いというものではなく、相対誤差から適正な時間間隔を求め演算する必要がある。本研究では、計算誤差はやや大きいものの、この時間間隔でも計算値は実際の変位を十分シミュレートしており、このプログラムの妥当性が検証されたものと考えられる。

3. 義歯モデルについて

義歯床を強制的に 0.3 mm 垂直方向に変位させた場合、義歯床は、垂直方向ばかりではなく頬側方向にも変位した。これは、顎堤形態や支持粘膜の厚さによって義歯床の変位方向が影響を受けたためと考えられる。また、図 9、10 および表 3 に示したように、床下粘膜は変位直後、瞬間的に義歯床でもって圧迫され、歯槽頂部、頬側フレンジ部、口蓋正中部で応力集中部位が認められたが、変位 3 秒後には、これらの部位では応力値は減少した。同様に、皮質骨においても、頬側部、歯槽頂部および口蓋部で、20~30 kPa の応力値の減少が認められた。また、皮質骨においては、わずかに口蓋側で 10 kPa の応力値の減少が認められた (図 11、表 3 参照)。この現象は、粘膜が時間の経過とともに粘性変形を起こし、粘膜自体の応力緩和が行なわれると同様に、隣接する皮質骨内の応力分布にも影響を与えたものと考えられる。つま

り、応力値の高い部位、たとえば歯槽頂付近義歯床辺縁部での応力緩和現象は、支持組織の保護を図るための粘膜の緩衝作用であると考えられる。

以上のように、粘膜を粘弾性体として解析することによって義歯床の変位ならびに床下組織に生じる応力の経時的变化を明らかにすることが可能となった。今後は、粘膜の性状や厚さ、顎堤形態が床下組織の応力分布にどのような影響を与えるか検討を加えていく予定である。

V. ま と め

有限要素法を粘弾性領域まで拡張し、粘弾性解析の妥当性について検討を加えるとともに、有床義歯領域に応用した場合の床下組織の応力緩和について検討を加えた。

1. 本解析方法を用いた場合、変位において瞬間弾性変形は実験値に比べてやや大きくなり、それ以降の遅延弾性変形は小さくなる傾向が認められた。

2. 義歯モデルにおいて、強制的に義歯床を 0.3 mm 沈下させた場合の粘膜、皮質骨および海綿骨における応力緩和現象を表すことができた。

3. 粘弾性解析を行うことによって、より実際に生体に近いモデル解析が可能となり、同時に、経時的な粘膜変形に伴う義歯床の動きや床下組織の応力分布を観察することが可能となった。今後、床下組織に影響を与える因子を解明するうえで有効な手段となるものと思われる。

稿を終えるに臨み、本研究の遂行に当たり終始ご協力頂きました 本学歯科理工学講座 浅岡憲三助教授に深甚なる謝意を表します。この研究の一部は、平成元年度 文部省科学研究費 奨励 A 課題番号 (01771651) によった。

文 献

- 1) Kydd, W.L., Daly, C.H. and Wheeler, J.B.: The thickness measurement of masticatory mucosa in vivo, *Int Dent J*, 21: 430~441, 1971.
- 2) 田中資郎: 口蓋粘膜のクリープに関する研究, 補綴誌, 14: 358~378, 1973.
- 3) 佐藤志貴: 口蓋粘膜のクリープと荷重量との関係, 補綴誌, 23: 103~125, 1979.
- 4) Kydd, W.L. and Daiy, C.H.: The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa, *J Prosthet Dent*, 47: 317~382, 1982.
- 5) 砂川 孝: 弾性裏装材が咬合力および義歯沈下量に及ぼす影響に関する研究, 補綴誌, 23: 195~208, 1979.
- 6) 前田芳信, 堤 定美, 岡田正俊ほか: 有限要素法による有床義歯の応力解析 第 1 報 上顎側遊離端義歯における荷重条件ならびに材質の影響, 阪大歯誌, 31: 275~284, 1986.
- 7) 前田芳信, 堤 定美, 岡田正俊ほか: 有限要素法による上顎遊離端義歯の応力解析 第 2 報 骨の吸収およびリベースの影響, 阪大歯誌, 31: 386~392, 1986.
- 8) 山田 享: 有限要素法によるコーススクローネの基礎的研究 第 2 報 下顎遊離端欠損症例における応力解析, 補綴誌, 31: 149~162, 1987.
- 9) 山田嘉昭: 塑性・粘弾性, 培風館, 東京, 1972.
- 10) Zienkiewicz, O.C., Watson, W. and King, I.P.: The Finite Element Method in Structural and Continuum Mechanics, McGraw-Hill, 1967.
- 11) Zienkiewicz, O.C., Watson, W. and King, I.P.: A numerical method of Visco-Elastic stress analysis, *Int J mec Sci*, 10: 807~257, 1968.
- 12) 野首孝祠, 堤 定美, 山賀 保ほか: 有限要素法による歯, 歯根膜および歯槽骨の力学解析 (第 1 報) —二次元非線形型解析—, 歯科器材誌, 33: 369~378, 1976.
- 13) 阿部武治, 長岐 滋, 喜多田憲一ほか: 粘弾性不均質体の変形, 機械学会論文集, 54: 1610~1616, 1988.
- 14) Hickey, C.J., Zarb, G.A. and Balender, C.L.: Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients, 9th Edition, C.V Mosby Co., Saint Louis.
- 15) 河野文昭, 中畑哲也, 多田 望ほか: 軟性裏装材の緩圧効果に関する研究 第 1 報 平行板実験, 補綴誌, 32: 1241~1252, 1988.
- 16) Ko, S.K. McDowell, G.C. and Kotowicz, W.E.: Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests, *J Prosthet Dent*, 56: 454~460, 1986.
- 17) 河野文昭: 機能時における下顎全部床義歯床下粘膜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, 31: 726~739, 1987.