

若年者と成人における歯周組織の物理的性状と 生体力学的反応との関連性

吉 田 志 乃

Association between mechanical properties of the periodontium and the biomechanical responses in adolescence and adult

Shino Yoshida

(平成8年2月15日受付)

緒 言

近年、社会環境や疾病構造の変化と治療上の技術革新に応じて、患者全体に対する成人不正咬合患者の占める割合が増加してきた^{1,2)}。成人は、咬合異常に加えて歯周組織や顎関節などの問題を有することが多いため、歯の移動に際して歯根吸収、歯肉退縮、歯槽骨の吸収、顎関節症状などを生じる可能性が高い。従って、歯科矯正治療が歯周組織や顎関節に及ぼす影響を正しく予測するとともに、細部にわたる治療上の配慮が若年者以上に必要となることが多い³⁾。また、加齢に伴う組織の反応性や解剖学的形態の変化による影響についても十分考慮しなければならない。

Reitan⁴⁻⁷⁾は、歯の移動様相を組織学的に検討し、歯根膜および歯槽骨などの歯周組織の改造機転により歯が移動することを明らかにした。歯根膜は、歯を歯槽骨内に保持、連結するだけでなく、セメント質や歯槽骨の形成、歯槽骨の改造、歯の萌出、生理的移動などの機能を果たしているが、これらの多くは歯根膜を構成する結合組織細胞の反応性、ならびにその線維の構造や性状の影響を受けている⁸⁻¹⁰⁾。加齢変化はすべての生体組織に見られる現象であるため、歯の移動に関係する歯根膜および歯槽骨にもその影響が及んでいることが十分に考えられる。

加齢変化は、広義には発生から成長、発育、成熟を

経て老化に至る一連の生物現象を、狭義には成人期後半にみられる老化現象を意味する¹¹⁾。近年増加傾向にある成人不正咬合患者は、主に20歳前後のいわゆる成熟期にあたるものが多くを占めている。従って、成長、発育期の若年者と成熟期の成人における生物学的、生体力学的反応の違いを理解することは歯科矯正臨床上きわめて重要となる。

歯根膜に現れる加齢変化としては、線維芽細胞、骨芽細胞、セメント芽細胞などの細胞成分の減少や増殖活性の低下、ならびに歯周靭帯線維の径や数の増加が挙げられる^{12,13)}。すなわち、萌出直後の歯では歯周靭帯線維の発達が不十分であり、線維は細く走向も萌出方向に一致しているが、咬合機能の発達に伴いその径や数が増加し、咬合圧を合目的に負担しようような機能的排列を呈するようになる。

歯槽骨に現れる加齢変化としては、骨芽細胞の減少と細胞の増殖活性の低下が挙げられる。正常な機能を営んでいる青年の歯槽骨では、多数の骨芽細胞が増殖、分化を繰り返して行っており、固有歯槽骨や支持骨は厚く、ハーバース管や骨髓腔は狭くなっている。しかし、加齢に伴い骨芽細胞の減少と細胞の増殖活性の低下が起こり、骨新生は著しく低下し、骨改造はほとんど行われなくなる。さらに加齢が進むと、退行性変化として皮質骨の菲薄化、骨塩量の減少による骨髓腔やハーバース管の拡大が認められるようになる^{12,13)}。

このように、成人では歯周組織の加齢変化が歯の移動に影響を及ぼし、若年者とは異なる様相を呈することが十分に考えられるが、その詳細な機序についてはいまだ不明の部分が多い。すなわち、加齢に伴う歯周組織の反応性や形態の変化が歯の移動に及ぼす影響に

広島大学歯学部歯科矯正学講座（主任：丹根一夫教授）本論文の要旨は、平成7年10月第54回日本矯正歯科学会大会において発表した。本研究の一部は文部省科学研究費補助金（一般研究（A）平成6年度 No. 06404074）による。

については、組織学的、組織化学的には解明されてきたものの^{14,15)}、組織変化の初期要因である応力や歪みなどの生体力学的因子の影響についてはほとんど検討されていない。

歯の移動を生体力学的に捉えると、矯正力の負荷により歯周組織に歪み、応力などの因子が誘発され、これが初期要因となって種々の生物学的変化をもたらされる¹⁶⁻²¹⁾。従って、これらの初期要因について検討することは、若年者と成人における歯の移動様相の差異を明らかにすることにつながると思われる。

歯の動揺度は、歯に矯正力を負荷した際の歯周組織の初期歪みに起因した歯の初期変位であり、歯周組織の物理的性状を評価するための指標として臨床、研究の場で多く利用されている。すなわち、歯の動揺度を診査することによって、矯正力を負荷した際の歯の移動様相、特に歯周組織に生じる移動初期の生物学的、生体力学的変化を類推することが可能と考えられる。

本研究では、若年者と成人における歯の初期変位の測定と有限要素法を用いた変位、応力解析により、加齢に伴う歯周組織の物理的性状の変化と歯の初期変位や歯周組織の応力などの生体力学的反応との関連性を明らかにすることを目的とした。

研究方法

I. 上顎中切歯の動揺度の測定

1. 被験者および被験歯

被験者は、広島大学歯学部附属病院矯正科を受診した歯科矯正治療開始前の患者の中から選択した。若年者群として両側上顎中切歯の萌出が完了し、X線写真上で歯根の完成が確認された男子20名（平均年齢11歳3か月）、女子30名（平均年齢11歳9か月）の計50名（平均年齢11歳7か月）を、成人群として歯周疾患の

認められない、成長の終了した男子20名（平均年齢23歳6か月）、女子30名（平均年齢21歳6か月）の計50名（平均年齢22歳5か月）をそれぞれ選択した。

被験歯としては、両側上顎中切歯について、①著しい位置異常が認められないもの、②歯冠の形態異常が認められないもの、③X線写真上で歯根の完成が認められ、歯根形態の異常や歯槽骨の吸収などの歯周組織の形態異常が認められないもの、④歯肉の発赤や腫脹などの炎症症状が認められないもの、⑤抜髄や歯冠修復などの処置が行われていないものとした。

2. 動揺度測定装置

歯の動揺度の測定は、動揺度測定装置ペリオテスト（シーメンス、ベンズハイム）を用いて行った（図1）。本装置はハンドピースと本体からなり、測定に際して特別な固定装置を必要とせず手指によって固定し使用することが可能である。

ハンドピースは、ロッドとこれを等速度で打ち出す電磁石および歯面槌打後のロッドの加速度変化を計測する微小加速度計から構成される（図2）。測定に際

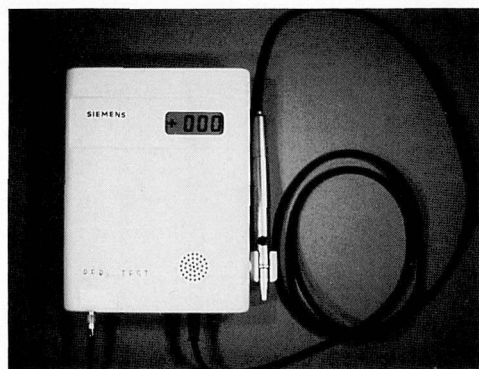


図1 歯の動揺度測定装置（ペリオテスト）。

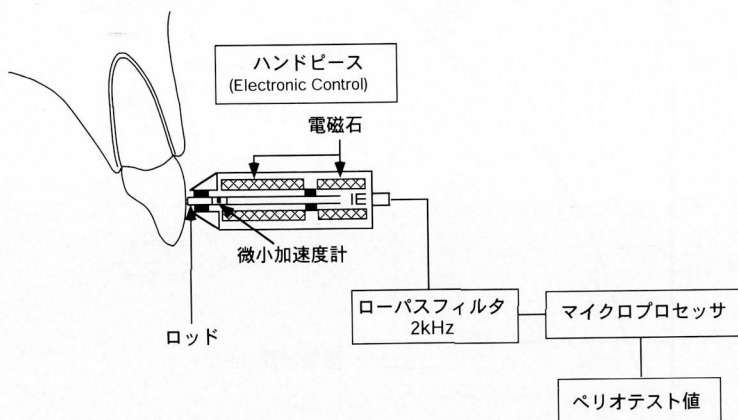


図2 歯の動揺度測定システムのブロックダイアグラム。

しては、ロッドが0.2m/secの等速度で歯面を槌打し、その時のロッドの加速度変化を微小加速度計で計測することによって歯面とロッドとの接触時間を記録する(図3)。1回の測定は4秒間で、この間にロッドは16回歯面を槌打し、その平均接触時間を計算式に基づいてマイクロプロセッサが計算処理し-8から+50までのペリオテスト値を算出するが、生理的な動揺度では10前後の値を示す²²⁻²⁴⁾(図4)。測定は各被験歯につき各5回行い、その平均を各被験歯の動揺度とした。また、両側上顎中切歯のペリオテスト値の平均を各被験者の動揺度とした。

なお、予備実験としてペリオテスト値の測定精度、再現性について検討したところ、各被験者ごとの5回の試行による測定値の変動係数の平均は4.3%ときわめて小さく、再現性および測定精度に問題のないことが確認された。

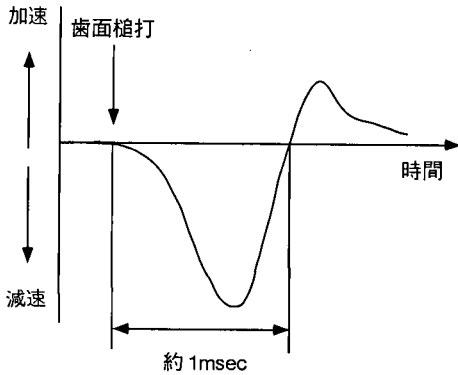


図3 ロッドの加速度変化。

II. 歯周組織の物理的性状の変化が歯の解析変位量および歯周組織の応力に及ぼす影響についての検討

1. 上顎中切歯の三次元有限要素モデルの作製

上顎中切歯のモデルは、高橋による日本人上顎中切歯の解剖学的計測値²⁵⁾を参考にして、以下の手順に従って作製した(表1)。なお、歯根膜腔の幅に関しては、Coolidge²⁶⁾のデータに基づいて歯槽頂部から根尖部にかけての7レベルでの値を求め、これを用いた。

歯の長軸に直交する16レベルでの平面図を作製し、次いで各平面図上において二次元的要素分割を行い、各節点の座標値をデジタル化を用いてコンピュータに入力した。さらに、すべての平面図を歯の長軸に沿って垂直方向へ積み上げることにより三次元モデルの構築を行った(図5)。

本モデルの構成要素は、歯、歯根膜および歯槽骨であり、1,205個の節点と920個の六面体要素から構成される²⁷⁾。モデルの構成要素はすべて等方性で弾性挙動を示すとし、その物性値を表2に示すように設定した^{16,28)}。

歯根膜と歯槽骨の物性値については、加齢との関連性を調べるために、その値を変化させた条件下で解析を行った。また、歯の物性値については常に一定として解析を行った。

2. 拘束条件および荷重条件

力を負荷した際のモデル全体の滑り移動が生じないように、モデルの上顎歯槽基底部の変位を完全拘束した(図5)。

荷重条件としては、臨床的なブラケット装着部位に相当する切縁より4.5mmの唇側歯冠近遠心中央部に

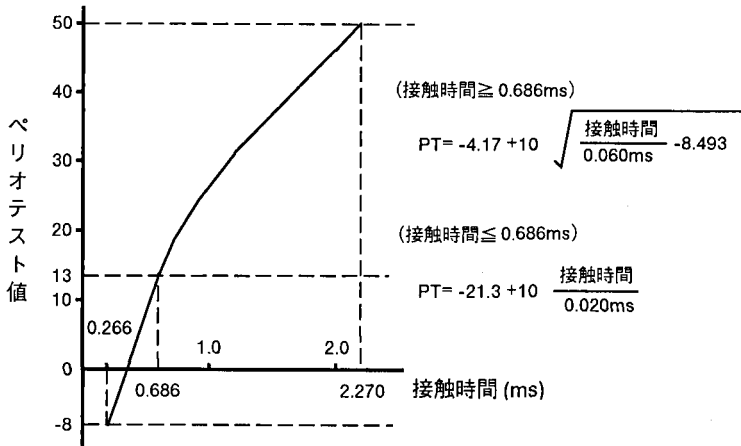


図4 歯面との接触時間とペリオテスト値の関係。

表1 日本人上顎中切歯の平均的形狀を示す解剖学的計測値²⁵⁾

歯冠長	11.6 mm
歯根長	12.1 mm
歯冠の近遠心的幅径	8.5 mm
歯冠の唇舌的幅径	7.0 mm

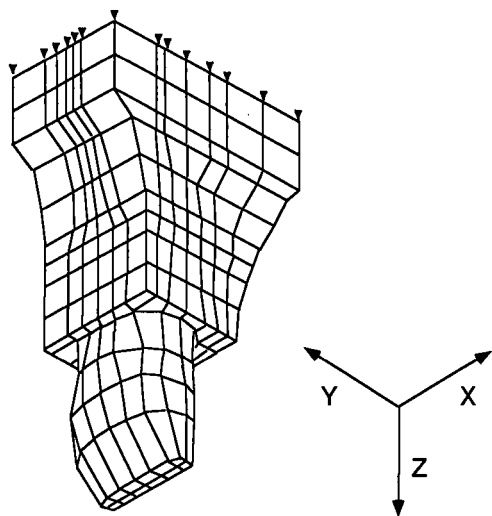


図5 上顎中切歯の三次元有限要素モデル。
▼は拘束部位を示す

表2 歯, 歯根膜, 歯槽骨の物性値

	ヤング率 (Kgf/mm ²)	ポアソン比
歯	2.0×10^3	0.30
歯根膜	6.8×10^{-2}	0.49
歯槽骨	1.4×10^3	0.30

舌側方向への水平力 100 g を負荷した。

3. 変位, 応力解析

上顎中切歯の動揺度測定結果に基づいて, 加齢に伴い歯周組織の物理的性状 (ヤング率, ポアソン比) が変化した場合の歯の変位量について検討した。変位量の検討部位は, 切縁より 4.5 mm の歯冠中央部とした。

また, 歯の動揺度測定結果および変位解析結果より決定された歯周組織の物理的性状に基づいて, 歯に矯正力を加えた場合の歯周組織に生じる応力を検討した。応力の評価部位は, 図6に示すように, 歯槽頂部から根尖部にかけての7部位における唇側および舌側の歯根近遠心中央部で, 応力の評価には主応力を用いた。

解析には大阪大学大型計算機センターの ACOS1000 コンピュータシステム下で解析プログラム ISAP²⁹⁾ (Integrated Structural Analysis Program, NEC) を用いた。

結 果

I. 上顎中切歯の動揺度の大きさ

両群の男女別ペリオテスト値の平均と標準偏差を図7に示す。若年者群のペリオテスト値の平均は, 男子で13.9, 女子では12.4であり, 男女間の動揺度に有意な差は認められなかった。また, 成人群のペリオテスト値の平均は, 男子で7.1, 女子では7.5であり, 成人群においても男女間に有意な差は認められなかった。このことから, 若年者群および成人群のいずれについても, 男女をひとつの群として処理することとした。

両群のペリオテスト値の平均を図8に示す。ペリオテスト値の平均は, 若年者群で13.0, 成人群では7.3であり, 両群における歯の動揺度に有意な差 ($P < 0.05$) が明らかとなった。

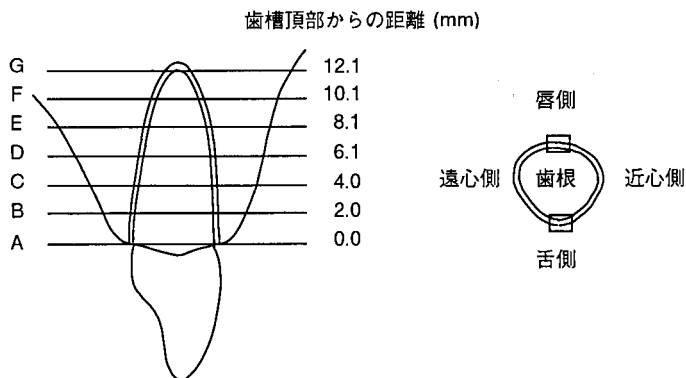


図6 歯根膜および歯槽骨における応力の検討部位。

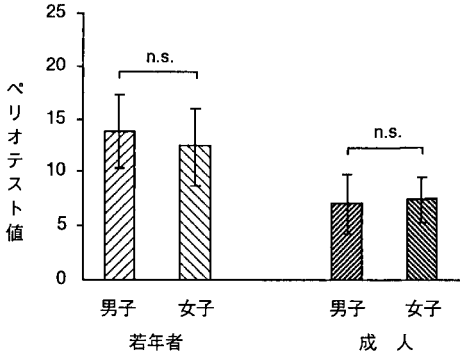


図7 若年者群および成人の男女別動揺度測定結果。
n.s. : 男女間に有意差なし

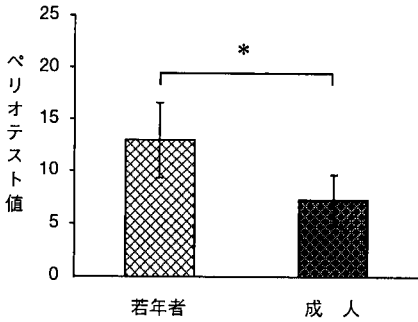


図8 若年者群および成人の動揺度測定結果。
* : 両群間に有意差あり (P < 0.05)

II. 有限要素法による変位解析結果

1. 歯根膜の物性値の変化が歯の解析変位量に及ぼす影響

歯根膜のヤング率を、これまでの報告^{16,28)}をもとに、0.068~680 kgf/mm²の範囲で変化させた場合の歯の解析変位量を図9-1, 2に示す。歯根膜のヤング率の増加により歯の解析変位量は減少する傾向を示した。歯の動揺度測定結果より、加齢に伴い歯の動揺度が減少したことから、加齢とともに歯根膜のヤング率すなわち弾性率が增加することが示された。

歯根膜のポアソン比を、これまでの報告^{16,28)}をもとに、0.30~0.49の範囲で変化させた場合の歯の解析変位量を図10に示す。歯根膜のヤング率が0.068 kgf/mm²の場合、ポアソン比の減少により歯の解析変位量は増加したが、ヤング率が0.68~680 kgf/mm²の範囲では、ポアソン比が変化しても歯の解析変位量はほとんど変化しなかった。このように歯根膜のヤング率を一定とした場合、歯根膜のポアソン比の減少は歯の解析変位量を増加させる傾向を示したものの、ヤン

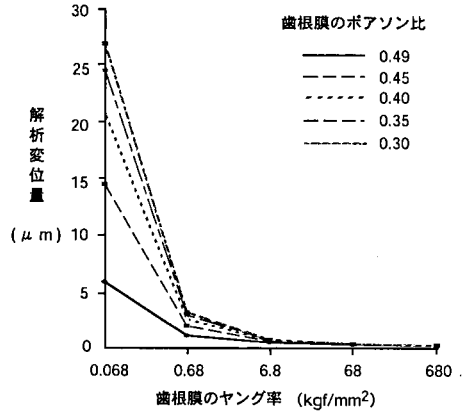


図9-1 歯根膜のヤング率を変化させた場合 (0.068~680 kgf/mm²) の歯の解析変位量。

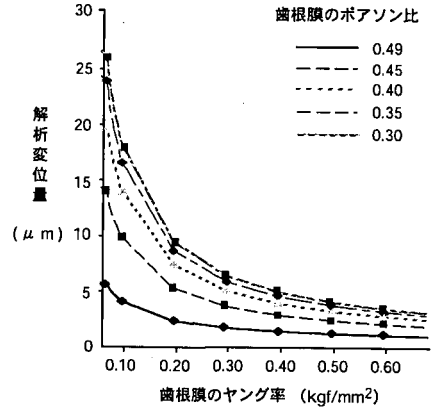


図9-2 歯根膜のヤング率を変化させた場合 (0.07~0.60 kgf/mm²) の歯の解析変位量。

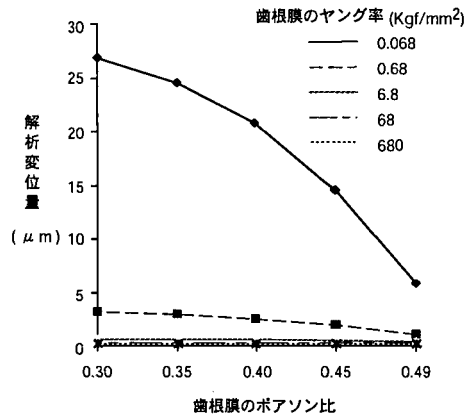


図10 歯根膜のポアソン比を変化させた場合 (0.30~0.49) の歯の解析変位量。

グ率が $0.68 \sim 680 \text{ kgf/mm}^2$ の範囲では、ポアソン比の変化は歯の解析変位量にほとんど影響しなかった。

2. 歯槽骨の物性値の変化が歯の解析変位量に及ぼす影響

歯槽骨のヤング率を、これまでの報告^{16,28)}をもとに、 $1400 \sim 1900 \text{ kgf/mm}^2$ の範囲で変化させた場合の歯の解析変位量を図11に示す。歯槽骨のヤング率が変化しても歯の解析変位量はほとんど変化しなかった。このことより、歯槽骨のヤング率の変化は歯の解析変位量にほとんど影響を及ぼさないと考えられた。

歯槽骨のポアソン比を、これまでの報告^{16,28)}をもとに、 $0.1 \sim 0.3$ の範囲で変化させた場合の歯の解析変位量を図12に示す。歯槽骨のポアソン比が変化しても歯の解析変位量はほとんど変化しなかった。以上のことから、負荷する力の大きさが 100 g 程度の場合に

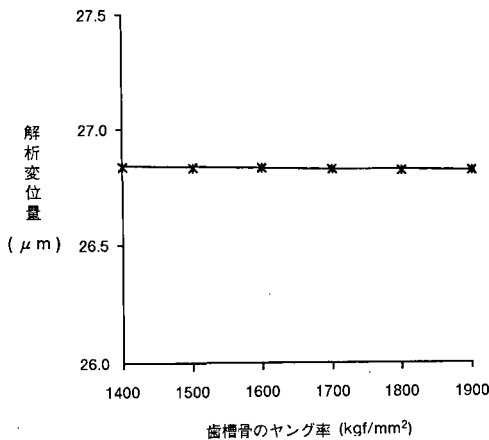


図11 歯槽骨のヤング率を変化させた場合 ($1400 \sim 1900 \text{ kgf/mm}^2$) の歯の解析変位量。

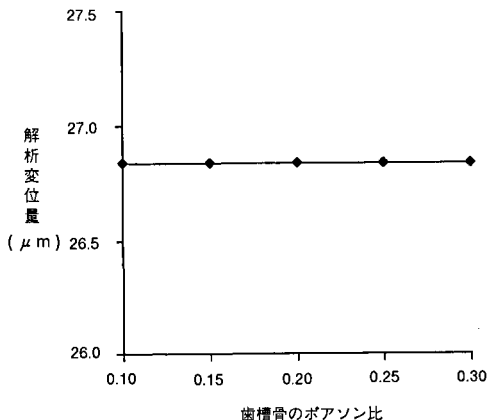


図12 歯槽骨のポアソン比を変化させた場合 ($0.10 \sim 0.30$) の歯の解析変位量。

は、歯槽骨の物理的性状が歯の解析変位量に及ぼす影響はほとんど無視できるものと考えられた。

Ⅲ. 有限要素法における応力解析結果

有限要素法による歯の変位解析結果より、歯の初期変位には歯根膜のヤング率が最も大きな影響を及ぼすことが明らかとなった。そこで、加齢に伴い歯根膜のヤング率が増加した場合について、矯正力による初期変化が顕著となる歯根膜および歯槽骨表層における応力の検討を行った。なお、歯根膜のポアソン比と歯槽骨の物性値については一定とした。歯の動揺度測定結果より、成人群の歯の動揺度は若年者群の値の約1/2になることが示された。そこで、歯の動揺度測定結果および有限要素法による変位解析結果より、変位量が $26.8 \mu\text{m}$ を示したヤング率 0.068 kgf/mm^2 の場合を若年者、変位量が 18.4 および $9.5 \mu\text{m}$ を示したヤング率 0.1 ならびに 0.2 kgf/mm^2 の場合を成人として検討を行った。

図13, 14に歯根膜における応力分布を示す。唇側歯根膜における応力分布パターンは、根尖部で圧縮応力、歯槽頂部では引張り応力が認められ、歯槽頂部の応力がやや大きな値を示した。また、歯根中央部付近で応力の転換が生じていた。歯根膜のヤング率の増加により、唇側歯根膜における応力の絶対値は全体的に減少した。舌側歯根膜における応力分布パターンは、根尖部で引張り応力、歯槽頂部では圧縮応力が認められ、歯槽頂部の応力がやや大きな値を示した。また、歯根中央部付近で応力の転換が生じていた。歯根膜のヤング率の増加により、根尖部から歯根中央部にかけての引張り応力は減少したが、歯槽頂部ではより大きな圧縮応力の存在が明らかとなった。

図15, 16に歯槽骨表層における応力分布を示す。唇側歯槽骨表層における応力分布パターンは、歯根膜の結果と異なり、根尖部から歯根中央部までは応力が小さく、歯槽頂部においては歯根膜の応力の3倍を超える大きな引張り応力が認められた。また、歯根膜のヤング率の増加により、唇側歯槽骨表層における応力は減少した。舌側歯槽骨表層における応力分布パターンは、根尖部で引張り応力、歯槽頂部では圧縮応力が認められ、歯槽頂部の応力がやや大きな値を示したが、唇側の値と比較して応力の絶対値は全体的に小さくなっていった。また、歯根膜のヤング率の増加により、根尖部から歯根中央部にかけての引張り応力は減少したが、歯槽頂部の圧縮応力の絶対値は増加した。

以上の応力解析結果より、歯根膜のヤング率の増加に伴って歯周組織の応力が増加した部位を図17に示す。すなわち、歯根膜のヤング率の増加に伴い、破線

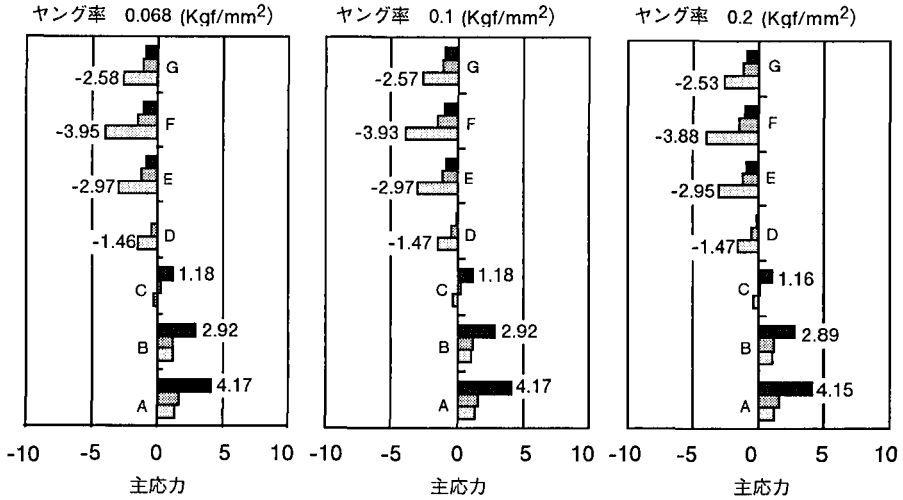


図13 歯根膜における応力分布 (唇側). (gf/mm²)
 ■ 最大主応力 ▨ 中間主応力 ▩ 最小主応力

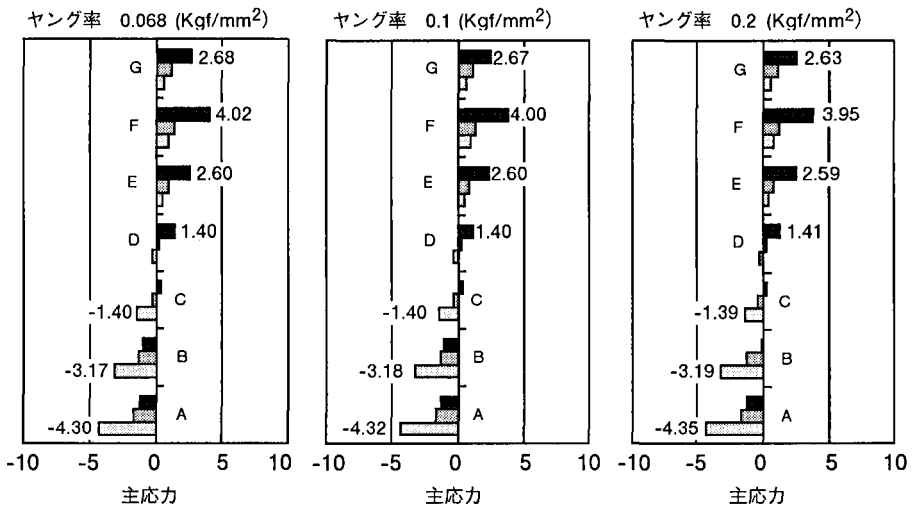


図14 歯根膜における応力分布 (舌側). (gf/mm²)
 ■ 最大主応力 ▨ 中間主応力 ▩ 最小主応力

で示した舌側の歯槽頂部から歯根中央部にかけての圧縮応力の絶対値が増加することが明らかとなった。

考 察

1. 歯の動揺度とその測定法

歯の動揺度は、歯周組織の性状を生体力学的に評価するもので、組織学的方法と異なり、非観血的に、あらゆる条件下で測定可能な指標である。臨床においては、ピンセットを用いて歯の動揺度を調べる方法がしばしば用いられており、治療における評価には有用で

あるものの、客観的評価には大きな問題がある。

歯の動揺度に関する研究は、Mühlemann³⁰⁻³²⁾、石橋³³⁻³⁵⁾が行ったダイヤルゲージを応用した研究により飛躍的に発展した。さらに、抵抗線歪み計³⁶⁻³⁸⁾、差動トランス³⁹⁻⁴¹⁾を応用した電気生理学的な測定法や歯に振動を加えその応答から機械インピーダンスを求める方法⁴²⁻⁴⁷⁾、微小変位計を用いる方法⁴⁸⁾、ホログラフィーを用いる方法⁴⁹⁾、非接触変位計を用いる方法^{18,50,51)}など多くの手法が開発、応用されてきた。

また、歯の動揺度に関する研究は、負荷する力の大き

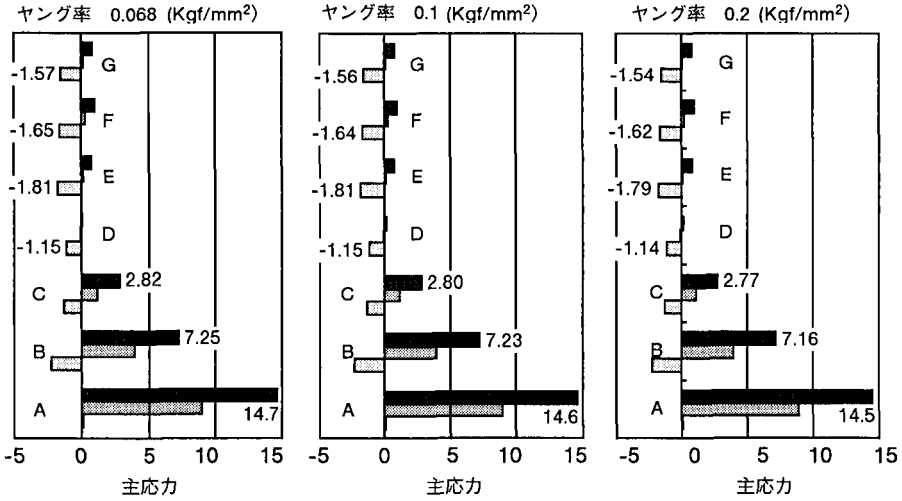


図15 歯槽骨表層における応力分布 (唇側). (gf/mm²)
 ■ 最大主応力 ■ 中間主応力 ■ 最小主応力

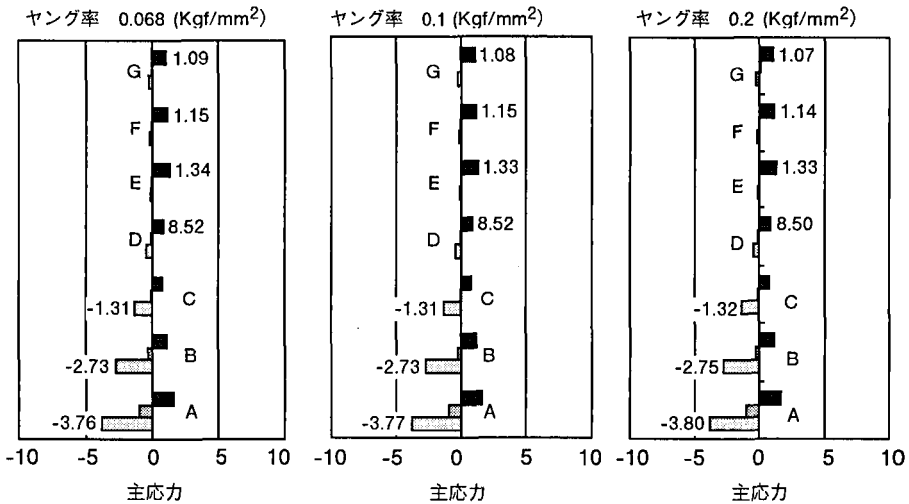


図16 歯槽骨表層における応力分布 (舌側). (gf/mm²)
 ■ 最大主応力 ■ 中間主応力 ■ 最小主応力

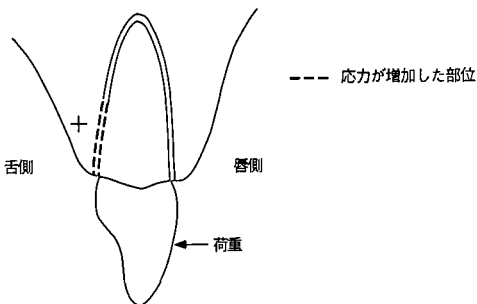


図17 歯根膜のヤング率の増加に伴う応力の変化.

きさとの関係を明らかにすることから始まった。Mühlemann³⁰⁻³²)は、荷重の大きさに応じた歯の動揺の様相を初期動揺、中期動揺、終期動揺の3相に分けて評価した。初期動揺は、100g程度の弱い力による歯の変位で、主として歯周靭帯線維の伸展により生じる変化であるため、その大きさは歯周靭帯線維の構造、排列など歯周組織の機能状態によって異なる。中期動揺は、荷重を100gから1500gまで増加させた時の歯の変位で、主として歯槽骨の弾性変形が関係しているため、その大きさは歯の機能状態に加えて骨の

性状を左右する年齢によっても変化する。終期動揺は、荷重をさらに1750gぐらまで増加させた時の変化で、歯の動揺はごく僅かとなり、最終的にはほとんど動揺を示さない状態に達する。

その後、歯に負荷する力と変位の経時的変化に関する研究が試みられた。倉島³⁹⁾は、歯に荷重を加え瞬間的に荷重を除去した時の歯の変位様相を観察し、除重後すぐには歯は元の位置へ復帰しないことを示した。また、50gの小荷重と500gの大荷重では歯の復帰様相が異なることを明らかにした。すなわち、大荷重を加えた場合、歯は30~40 μ m位まで瞬間的に復帰するが、その後は徐々に復帰するという二層性の変化が示された。さらに、荷重の持続時間が長くなると歯の復帰時間が長くなる傾向があり、荷重の持続時間と復帰時間の対数は比例関係にあることを示した。

従来、歯の動揺は歯周組織の弾性変形による変化と考えられていたが、その後の研究から、歯周組織は単純な弾性体ではなく、除重後の弾性復元力による瞬間的な復帰を妨げる内部摩擦力、すなわち粘性抵抗力の存在が示され、歯周組織の力学的性状は粘弾性であることが明らかとなった³⁸⁻⁴⁰⁾。さらに、横田⁴⁰⁾はイヌの歯根膜を除去したものと除去前の歯軸方向の歯の変位を比較し、歯根膜を除去した歯では除去前には観察された小さな荷重による急激な初期変位が全く消失し、歯は荷重に対してほぼ比例的に変位することを示した。すなわち、歯根膜の性状は本質的には粘弾性ではあるが即時的弾性変形が大きく弾性体に近い性状であること、歯槽骨は即時的弾性変形を呈する粘弾性体であることを明らかにした。

従来の歯の変位測定装置は、口腔内固定法と口腔外固定法に大別できるが、いずれの場合も測定システム全体が複雑かつ大型であるなどの問題点があり実用性に欠けていた。本研究で使用した動揺度測定装置ペリオテスト²²⁻²⁴⁾は、従来の手法とは大きく異なり、歯に加えた一定の衝撃に対する歯周組織の制動効果をロッドと歯の接触時間として捉え、ペリオテスト値に変換して表示する。本装置の利点は、特別な固定装置を必要としないこと、手指によって固定するのみで使用できること、装置が小型で移動が容易であること、測定が短時間でできること、測定値が-8から+50まで細かく表示されること、高い測定精度と再現性を有することなど、従来の動揺度測定実験で問題とされてきた多くの欠点を解決し、臨床のみならず研究においても応用可能な優れた測定機器と考えられる。

横田⁴⁰⁾は、一般に物体は衝撃的な外力に対しては完全弾性体として反応し、持続的な外力に対しては非弾性体として反応するため、物体の力学的性状は測定

の時間的尺度によって異なるとした。すなわち、歯の動揺度に関して、荷重が非常に小さい場合、歯は瞬間的に変位し、荷重を除去すると直ちに元の位置に戻る弾性挙動を示すが、荷重が大きくなると、荷重を除去しても瞬間的に30~40 μ m位までしか回復せず、その後はクリープ回復していく粘弾性的反応を示すことを明らかにした。このことから、外力に対する歯周組織の挙動は、歯周組織に加える力の性質、持続時間、大きさにより変化することが示唆された。本研究で使用した動揺度測定装置ペリオテストは、質量8.4gのロッドが0.2m/secの等速度で歯面を槌打するという一定の衝撃に対する歯周組織の制動効果を利用しており²²⁻²⁴⁾、非常に小さい力を短時間に負荷した時の歯の挙動を測定するため、歯は残留変位やクリープ回復などを示さず、荷重に対してほぼ比例的に反応したものと考えられる。

2. 歯の動揺度に対する年齢および性差の影響

本研究における被験歯は、歯根の形態異常や歯槽骨の吸収が認められないものであるため、ペリオテストによる動揺度の差は、主に歯根膜と歯槽骨の性状の違いに起因した結果と考えられる。また、等速度で打ち出されたロッドによる衝撃が非常に小さいものであることから、歯の動揺度は主に歯根膜の性状を反映しており、歯周韧带内における細胞の数や線維の構造、機械的強度などの違いにより、歯の動揺度に差が生じたものと考えられた。

石橋³⁵⁾は、下顎中切歯の動揺と年齢、性差との関係について次のように報告している。6~7歳頃の萌出直後では、男女とも著明な動揺を示し、その原因として、この時期の歯根は未完成で歯根膜腔も広く、歯周組織が十分な機能を営んでいないことを指摘した。9~10歳に達すると動揺度は減少するが、この時期になると歯根が完成するとともに歯周組織が咬合機能に適応して急速な発達をとげ、特に歯周韧带線維が強靱な構造、排列を有するようになるためとした。歯が機能を営むようになってから11~12歳頃までの間は著明な動揺度の減少はなく、性差も認められない。しかし、13~16歳頃までの間では、女子は男子よりも骨植がよく、明らかな性差が認められるようになる。また、13~14歳の女子で月経開始後と開始前のものについて動揺度を比較すると、月経開始後のものの方が明らかに動揺度が小さく骨植が強固であった。このことより、この年代にみられる男女差は女子特有の生理的变化に関連した結果と考えられるとした。さらに、18~19歳以後では、男女ともほぼ同程度か男子の動揺度が小さくなる傾向が認められるとした。

以上を本研究の測定結果と比較すると、若年者群の

被験者は、上顎中切歯の歯根が完成する時期である9～13歳の患者であり、男女間で有意な差は認められなかったが、女子の動揺度がやや小さい値を示した。この時期では、男子よりも女子において身体の成熟が早く開始するため、女子の歯の動揺度が男子に比較してやや小さくなったものと考えられた。一方、成人群の被験者は、成長の終了した19～29歳の患者であり、男女間で有意な差は認められなかったが、男子の歯の動揺度がやや小さい値を示した。これらの所見は、石橋³⁵⁾の報告と同様に、歯周組織とりわけ歯周靭帯の形態的、器質的あるいは機能的差異に起因した結果と考えられた。

若年者群と成人群の動揺度の比較により両群の間に有意な差が認められ、加齢に伴い歯の動揺度が減少することが明らかとなった。京面¹⁵⁾は、成長期ラットと成熟期ラットの歯周靭帯を組織化学的に観察し、成長期ラットでは血管周囲に多くの細胞が分布していたのに対し、成熟期ラットでは細胞成分、毛細血管が少なく、多くの線維成分が認められることを示した。また、歯周靭帯内の細胞増殖度を免疫組織化学的に検討し、成長期ラットは成熟期ラットの約2倍の細胞増殖度を示したことより、両群に明らかな差異が認められたと報告した。

本研究の被験者の歯根膜の状態について考察すると、若年者群では、歯根膜内の細胞が多く増殖活性は高いが、咀嚼や咬合などの機能に伴う線維の発達が十分ではないと考えられる。成人群では、退行性変化は発現していないものの、若年者群に比べ細胞が少なく増殖活性が低下する一方、咀嚼や咬合などの機能に伴う線維が十分に発達していることが考えられる。このように、若年者と成人では、歯根膜の構造や性状が異なるために結果的に歯の動揺度にも差が生じたものと考えられた。

3. 有限要素法による解析および解析モデルについて

歯に矯正力を負荷した際に歯周組織に生じる反応についての組織学的研究は数多くなされてきた^{4-9,14,15)}。しかし、応力、歪みなどの生体力学的反応の解明については、歪み測定法^{52,53)}や光弾性法⁵⁴⁾、ホログラフィー法⁵⁵⁾などを用いた検討がなされてきたが、歯周組織内部に生じる応力や歪みを明らかにすることは困難であった。このような視点から有限要素法^{56,57)}が近年歯科矯正学の分野にも積極的に取り入れられるようになり、歯、顎顔面複合体に矯正力や顎整形力を負荷した際に生じる応力、歪みの解析⁵⁸⁻⁶⁰⁾や顎顔面骨格の成長、分析⁶¹⁻⁶³⁾などに応用されている。

有限要素法^{56,57)}は1950年代の航空機の開発に伴っ

て誕生し、コンピュータの応用と歩を同じくして発展した。さらに、このような技術革新により、複雑な形態を有する構造物と幾何学的に等価なモデルの作製、種々の条件下での解析が迅速に行えるようになった。現在では、造船や建築などの工学分野だけでなく歯学の分野でも、補綴物⁶⁴⁾やインプラント⁶⁵⁾、歯や顎顔面複合体⁵⁸⁻⁶⁰⁾に生じる応力、歪みなどの生体力学的反応の解明に応用されている。

有限要素法において最も重要なことは解析モデルと生体との等価性にある。本研究における上顎中切歯の三次元有限要素モデルは、解剖学的形態をほぼ忠実に再現するように作製した。また、歯、歯根膜、歯槽骨の物性値についても生体とほぼ等価な条件を設定し、解析を行った。さらに、要素分割に際しては、過度に歪んだ要素を作らないように、すなわち要素のアスペクト比(各辺の長さの比)が小さくならないように工夫した。以上のことから、本解析モデルは生体との幾何学的、物理的等価性を十分満足しており、よって十分な精度の解析が可能と考えられた。

4. 歯周組織の加齢変化と歯の初期変位との関連性

歯科矯正治療中の成人患者において、矯正力を負荷した際の歯の移動速度や移動様相が若年者とは異なることが日常臨床でしばしば観察される。歯の移動は、矯正力の負荷により歯周組織に誘発される歪みや応力などの生体力学的要因が初期要因となって達成される。本研究では、若年者と成人の歯の移動様相や移動速度の違いが歯周組織の性状の変化に起因していると考え、加齢に伴う歯周組織の物理的性状の変化が歯の初期変位に及ぼす影響について検討した。

本解析モデルに負荷した力は、実際の矯正力に近似した値である100gとした。また、荷重を負荷した位置は臨床におけるブラケット装着部位に相当するため、本解析結果は歯科矯正治療中に上顎中切歯に舌側方向へ100gの荷重を加えた場合とほぼ等価な条件であると考えられる。歯の動揺度測定の結果、成人では若年者に比較して動揺度が小さくなることが明らかとなった。そこで、加齢による組織変化に伴う歯周組織の物理的性状の変化と歯の初期変位との関連性を調べるために、三次元有限要素モデルにおいて歯根膜および歯槽骨の物性値を変化させて解析を行った。

歯根膜のヤング率の変化と歯の初期変位との関連性を検討した結果、歯根膜のヤング率の増加に伴って歯の初期変位は減少した。すなわち、加齢に伴い歯根膜のヤング率は増加することが示唆された。また、歯根膜のポアソン比と歯の初期変位との関連性を調べた結果、歯根膜のヤング率が0.068 kgf/mm²の場合はポアソン比の減少により歯の初期変位は増加したが、ヤ

ング率が 0.68 kgf/mm^2 以上ではポアソン比が減少しても歯の初期変位はほとんど変化しなかった。以上のことより、加齢に伴い歯根膜のヤング率は増加することが示されたが、歯根膜のポアソン比と加齢との関連性は認められなかった。

Mühlemann³⁰⁻³²⁾ は、健全な前歯の舌側方向の変位量として、 100 g の荷重では $20 \sim 40 \mu\text{m}$ であったとし、Körber⁶⁶⁾ は $15 \mu\text{m}$ 、Hofmann⁶⁷⁾ は約 $30 \mu\text{m}$ と報告している。また、倉島³⁹⁾ は、 50 g の荷重で $20 \sim 30 \mu\text{m}$ の変位が生じたことを示した。これらの変位量と本解析結果を参照すると、歯根膜のヤング率は $0.068 \sim 0.68 \text{ kgf/mm}^2$ 、ポアソン比は $0.35 \sim 0.49$ の範囲にあることが推察された。

次に、歯槽骨の物理的性状の変化と歯の初期変位との関連性について検討した結果、歯槽骨のヤング率が増加しても歯の初期変位は変化しなかった。同様に、歯槽骨のポアソン比が変化しても歯の初期変位は変化しなかった。以上の結果より、加齢に伴う歯槽骨の物理的性状の変化は、 100 g 程度の負荷による歯の初期変位に対しては大きく影響しないことが明らかとなった。しかし、Mühlemann³⁰⁻³²⁾ は、 $100 \sim 1500 \text{ g}$ の荷重を加えた場合には歯槽骨の弾性変形が関与することを明らかにしたことから、荷重をさらに増加させた場合には、歯根膜だけでなく歯槽骨の物理的性状が歯の初期変位に影響を及ぼしうることが容易に推察される。

5. 歯周組織の加齢変化と応力との関連性

歯根膜の物性値を直接測定することはきわめて困難であるため、歯の動揺度と有限要素法における解析変位量との比較により歯根膜の物性値を求める方法が用いられてきた¹⁶⁾。本研究における歯の動揺度と変位解析結果より、加齢に伴い歯根膜のヤング率が増加することが明らかとなった。そこで、加齢に伴い歯周組織の性状が変化した場合、矯正力の負荷により歯周組織に生じる応力にどのような差異が認められるかを検討した。

歯に矯正力を負荷した際の唇側歯根膜に生じる応力の大きさは、歯根膜のヤング率の増加により、根尖部で -2.58 gf/mm^2 から -2.53 gf/mm^2 、歯槽頂部では 4.17 gf/mm^2 から 4.15 gf/mm^2 となり、根尖部および歯槽頂部のほとんどすべてのレベルにおいてその絶対値が減少した。舌側歯根膜に生じる応力の大きさは、歯根膜のヤング率の増加により、根尖部では 2.68 gf/mm^2 から 2.63 gf/mm^2 と減少したが、歯槽頂部では -4.30 gf/mm^2 から -4.35 gf/mm^2 とその絶対値は増加し、根尖部と歯槽頂部で異なる傾向を示した。

一方、唇側歯槽骨表層に生じる応力の大きさは、歯

根膜のヤング率の増加によって、根尖部で -1.57 gf/mm^2 から -1.54 gf/mm^2 、歯槽頂部では 14.7 gf/mm^2 から 14.5 gf/mm^2 となり、唇側歯根膜と同様に、すべてのレベルにおいてその絶対値が減少していた。舌側歯槽骨に生じる応力の大きさは、歯根膜のヤング率の増加によって、根尖部で 1.09 gf/mm^2 から 1.07 gf/mm^2 と減少したが、歯槽頂部では -3.76 gf/mm^2 から -3.80 gf/mm^2 となり、舌側歯根膜と同様にその絶対値が増加した。

以上の結果をまとめると、加齢に伴い歯根膜のヤング率が増加した場合、図17に示すように、歯根膜および歯槽骨表層のいずれにおいても、圧迫側である舌側歯槽頂部の応力が増加することが明らかとなった。

歯の移動は多方面の研究によって検討されてきた^{4-9,14,15,17)}。Reitan⁴⁻⁷⁾ は、歯の移動を約4週間にわたり3~4日間隔で観察し、移動開始直後に歯は大きく移動するが、その後歯の移動が一旦停滞した後、再び大きく移動し始めると報告した。さらに、歯の移動様相と組織所見とを比較検討した結果、歯が初期移動 (initial phase) を示した後、歯根膜に硝子様変性組織が生じ歯槽骨の直接性吸収が行われなくなるため歯の移動が停滞すること (lag phase)、その後、硝子様変性組織が消失し歯槽骨の直接性吸収が活発に行われるに伴い歯は大きく移動すること (post-lag phase)、牽引側の歯根膜は伸展し、歯槽壁に造骨細胞が出現することにより骨の新生、添加が行われることを明らかとした。このことから、歯の移動を速やかに行うためには、硝子様変性組織を可及的に生じないように、最初に負荷する力が広範囲に細胞の消失した領域を作らないように配慮することが重要であるとした。また、歯周組織の解剖学的形態との関連性について、若年者は歯槽骨内部に多くの骨髓腔が認められ、歯根が歯槽骨内を移動しても歯周靭帯は直接圧迫されにくい、成人の歯槽骨は緻密で骨髓腔がほとんど認められないため、歯根が歯槽骨内を移動した場合、歯周靭帯が強く圧迫され硝子様変性組織が生じ易いとした。さらに、力学的要因との関連性については、負荷する矯正力が大きくなると硝子様変性組織の生じる範囲が大きくなるため歯の移動が遅延すると述べている。

Schwarz⁶⁸⁾ は、歯の移動に最適な力の大きさを毛細血管圧 $20 \sim 26 \text{ g/cm}^2$ 以下の力であるとし、歯根膜の血行障害を起こさず好ましい歯の移動を可能にするとした。Storey⁶⁹⁻⁷¹⁾ は、第一小臼歯抜去後の抜歯空隙閉鎖時の歯の移動を観察し、歯が移動し始める矯正力の大きさが歯種によって異なることを示し、これは歯根の表面積の差に起因するものであるとした。その他に、あらゆるタイプの歯の移動について最適な矯正力

の大きさが検討され、挺出には25~30gの力が、切歯と小臼歯の傾斜移動には50~70gの力が硝子様変性組織を生じない力であるとし、歯の大きさだけでなく移動の種類によっても最適な矯正力が異なることを示した⁹⁾。

Reitan⁹⁾は、骨密度と歯の移動との関連性を検討し、骨密度が高いと骨吸収は遅延し、骨密度が低いと促進するとした。このことより、成人は若年者に比較して骨密度が高く、骨吸収に時間を要するため歯の移動が遅延するものと考えられた。

以上の諸点を考慮すると、歯の移動効率には、とりわけ圧迫側の骨吸収に関連した硝子様変性組織の範囲と細胞の増殖活性が大きく影響していることが明らかと考えられる。硝子様変性組織の除去に必要な時間は硝子様変性の生じた範囲に比例するため、歯の移動には弱い矯正力を用いて硝子様変性を生じないように配慮する必要があると考えられた。

本研究において、加齢に伴う歯周組織に生じる応力の変化について検討した結果、成人においては圧迫側である舌側歯槽頂部での歯根膜に生じる応力が増加することが明らかとなった。従って、負荷する矯正力を若年者より小さくし、硝子様変性組織の範囲を少なくすることが重要であると考えられる。歯槽骨の吸収のための至適応力の大きさは、前述のごとく未だ明確に決定されていないものの、骨吸収のための圧迫側における細胞数が成熟ラットでは幼若ラットの約1/2であったとした京面¹⁵⁾の報告を考え併せると、成人の歯の移動を行う場合には、圧迫域となる歯槽頂部に生じる応力を若年者より小さくすることが重要と考えられる。また、成人は若年者に比較して矯正力に対する生物学的反応が遅れることが指摘されており^{4-9,14,15)}、負荷する矯正力を小さくするだけでなく、その調整間隔を長くして、歯根や歯槽骨の吸収などが惹起されないように注意することも重要と考えられる。

ま と め

若年者と成人における歯の初期変位の測定と有限要素法を用いた変位、応力解析より、歯周組織の物理的性状と歯の変位、歯周組織の応力などの生体力学的反応との関連性について検討した結果、以下のような所見が明らかとなった。

1. 若年者群のペリオテスト値の平均は13.0、成人群では7.3であり、両群の上顎中切歯の動揺度に有意な差が認められた。
2. 有限要素法による変位解析結果より、歯根膜のヤング率の増加に伴って歯の解析変位量は減少した。

また、歯根膜のポアソン比の減少に伴って歯の解析変位量は増加したが、ヤング率が0.68~680kgf/mm²の範囲では歯の解析変位量にほとんど影響を及ぼさなかった。

3. 歯槽骨の物性値の変化は歯の解析変位量にほとんど影響を及ぼさなかった。

4. 成人における歯の動揺度の減少に歯根膜の弾性率の増加が関与していることが強く示唆された。

5. 歯根膜に生じる応力について検討した結果、唇側根尖部と舌側歯槽頂部に圧縮応力が、舌側根尖部と唇側歯槽頂部に引張り応力が認められ、歯槽頂部での応力がやや大きな値を示した。また、歯根中央部付近で応力の転換が生じていた。

6. 若年者と成人の歯周組織に生じる応力について検討した結果、両者の応力分布パターンには大きな差は認められなかったものの、成人においては、歯根膜の弾性率の増加に伴い、圧迫域に相当する舌側歯槽頂部における歯根膜および歯槽骨に生じる応力の増加が明らかとなった。

以上より、同じ大きさの矯正力を加えても、歯の移動の開始を決定しうる圧迫域における歯周組織、特に歯根膜での応力が成人では増加したが、これが成人歯周組織の生物学的反応性の低下と相まって、歯周組織の改造ならびに歯の移動の遅延を引き起こすことが示唆された。従って、成人の歯の移動においては、負荷する矯正力を若年者より小さくするとともに、その調節間隔を十分に設定することが重要と考えられた。

謝 辞

稿を終えるにあたり、御懇篤なる御指導、御校閲を賜りました広島大学歯学部歯科矯正学講座丹根一夫教授に深甚なる謝意を表します。また、研究遂行および本論文作成に際し、終始御教示、御指導頂きました本学小児歯科学講座長坂信夫教授、歯科理工学講座山木昌雄教授に心から御礼申し上げます。最後に、研究遂行に惜しめない御協力を頂きました本学歯科矯正学講座の教室員各位、ならびに関係各位に心から感謝いたします。

参 考 文 献

- 1) Harris, E.F. and Baker, W.C.: Loss of root length and crestal bone height before and during treatment in adolescent and adult orthodontic patients. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 98, 463-469, 1990.
- 2) 吉野清吉, 石田真奈美, 井藤一江, 松浦誠子, 太田佳代子, 小田義仁, 木村暢男, 呂 莉華, 山口和憲, 山内和夫: 広島大学歯学部附属病院

- 矯正科における過去12年間の矯正患者の統計的観察. 中・四矯歯誌 4, 51-60, 1992.
- 3) 篠倉 均: 第一章 成人矯正の必要性, 第二章 成人矯正治療の特徴; 成人対応の歯科矯正治療 (篠倉 均, 吉沢弘正編). 東京臨床出版, 東京, 9-16, 1990.
 - 4) Reitan, K.: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am. J. Orthod.* 43, 32-45, 1957.
 - 5) Reitan, K.: Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am. J. Orthod.* 46, 881-900, 1960.
 - 6) Reitan, K.: Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. *Angle Orthod.* 34, 244-255, 1964.
 - 7) Reitan, K.: Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am. J. Orthod.* 53, 721-745, 1967.
 - 8) Reitan, K. and Kvam, E.: Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement. *Angle Orthod.* 41, 1-14, 1971.
 - 9) Reitan, K. and Rygh, P.: Biomechanical principles and reactions, in Orthodontics (Graber, T.M. and Vanarsdall, R.L., editors). ed. 2, CV Mosby, St. Louis, 96-192, 1994.
 - 10) 清水正春: 歯根膜の生理. 国際歯科ジャーナル 1, 237-244, 1973.
 - 11) 関根 弘: 歯科医学大事典. 縮刷版, 医歯薬出版, 東京, 452-453, 1989.
 - 12) 石川梧桐, 秋吉正豊: 歯周組織の老人性変化; 口腔病理学Ⅱ. 永末書店, 京都, 332-342, 1969.
 - 13) 秋吉正豊: 歯周組織の構造と病理; 歯周病学. 医歯薬出版, 東京, 2-64, 1962.
 - 14) Norton, L.A.: The effect of aging cellular mechanisms on tooth movement. *Dent. Clin. North Am.* 32, 437-446, 1988.
 - 15) 京面何吾: 歯周組織の加齢変化が実験的な歯の移動に及ぼす影響について. 広歯誌 26, 162-178, 1994.
 - 16) Tanne, K. and Sakuda, M.: Initial stress induced in the periodontal tissue at the time of the appliance of various types of orthodontic force. **Three-dimensional analysis by means of the finite element method.** *J. Osaka Univ. Dent. Sch.* 23, 143-171, 1983.
 - 17) Tanne, K. Shibaguchi, T., Terada, Y., Koto, J. and Sakuda, M.: Stress levels in the PDL and biological tooth movement. In Biological mechanisms of tooth movement and craniofacial adaptation (Davidovitch, Z., editor). EBSCO Media, Birmingham, 201-209, 1992.
 - 18) 井上裕子: 矯正力による歯の移動に関する生体力学的研究. 第1編 動揺度測定実験による歯周組織とくに歯根膜の性状の変化. 阪大歯誌 34, 291-305, 1989.
 - 19) 井上裕子: 矯正力による歯の移動に関する生体力学的研究. 第2編 数値実験による歯根膜の応力と歯の移動との関係. 阪大歯誌 34, 306-321, 1989.
 - 20) Burstone, C.J.: Application of bioengineering to clinical orthodontics, in Orthodontics, current principles and techniques (Graber, T.M. and Vanarsdall, R.L., editors). ed. 2, CV Mosby, St. Louis, 235-267, 1994.
 - 21) Tanne, K., Nagataki, T., Inoue, Y., Sakuda, M. and Burstone, C.J.: Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 100, 66-71, 1991.
 - 22) 河野正司, 佐藤尚弘, 田端垣雄: 「ペリオテスト」新しい動的歯周組織診断装置とその応用法. *The Quintessence* 16, 187-195, 1987.
 - 23) Schulte, W., D'Hoedt, B., Lukas, D., Mühlbradt, L., Scholz, F., Bretsch, J., Frey, D., Gudat, H., König, M., Marki, M., Quante, F., Schief, A. and Topkaya, A.: Periotest-neues messverfahren der funktion des parodontiums. *Zahnärztl Mitt.* 73, 1229-1240, 1983.
 - 24) Kaneko, T.: Relationship between the stiffness of the dental implant-bone system and the duration of the implant-tapping rod contact. *Med. Eng. Phys.* 16, 310-315, 1994.
 - 25) 高橋和人: 図説 歯の解剖学. 4版, 医歯薬出版, 東京, 37-38, 1989.
 - 26) Coolidge, E.D.: The thickness of the human periodontal membrane. *J. Am. Dent. Assoc. Dent. Cosmos* 24, 1260-1270, 1937.
 - 27) Tanne, K., Koenig, H.A. and Burstone, C.J.: Moment to force ratios and the center of rotation. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 94, 426-431, 1988.
 - 28) Cook, S.D., Weinstein, A.M. and Klawitter, J.J.: A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J. Dent. Res.* 61, 25-29, 1982.
 - 29) 日本電気編: 複合構造解析プログラム (ISAP) 解説書. 9版, 日本電気, 東京, 1986.
 - 30) Mühlemann, H.R.: Periodontometry, A method for measuring tooth mobility. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.* 4, 1220-1233, 1951.
 - 31) Mühlemann, H.R.: Tooth mobility (I), The measuring method. Initial and secondary tooth mobility. *J. Periodont.* 25, 22-29, 1954.
 - 32) Mühlemann, H.R. and Zander, H.A.: Tooth mobility (III), The mechanism of tooth mobility. *J. Periodont.* 25, 128-137, 1954.
 - 33) 石橋眞澄: 歯牙の動揺に関する実験的研究 (第1報), 荷重と動揺の関係について. 口病誌 20, 187-191, 1953.

- 34) 石橋眞澄：歯牙の動揺に関する実験的研究（第3報），主として歯根膜の性状の変化と動揺との関係。口病誌 24, 1-10, 1957.
- 35) 石橋眞澄：歯牙の動揺に関する実験的研究（第5報），歯牙動揺の年齢，性による変化。口病誌 25, 36-39, 1958.
- 36) 末高英世：歯の動揺度に関する研究（前歯における歯根長と動揺度との関係について）。日大歯学 55, 394-406, 1981.
- 37) Kajii, T.: A study on the magnitudes and the properties of physiological tooth mobility by a new measuring device. *J. Jap. Prosthodont. Soc.* 11, 1-23, 1967.
- 38) Wills, D.J., Picton, D.C.A. and Davies, W.I.R.: An investigation of the viscoelastic properties of the periodontium in monkeys. *J. Periodont. Res.* 7: 42-51, 1972.
- 39) 倉島晃一：歯周組織の力学的性状に関する研究（とくに歯根膜および歯槽骨について）。口病誌 30, 361-385, 1963.
- 40) 横田 晟：歯根膜および歯槽骨の生物力学的性状に関する研究。九州歯会誌 28, 485-510, 1975.
- 41) Parfitt, G.J.: Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J. Dent. Res.* 39, 608-616, 1960.
- 42) 加藤 熙：正常および病的な歯周組織の共振振動数の測定—歯周組織の生物学的診断の新しい方法—。口病誌 35, 58-81, 1968.
- 43) 八島輝明：歯の機械インピーダンスの測定。口病誌 38, 556-573, 1971.
- 44) 大山 肇：矯正力による歯周組織の静的粘弾性の変化。国際歯科ジャーナル 1, 225-236, 1973.
- 45) 三嶋順一：歯周組織の粘性と弾性に関する臨床的研究。口病誌 40, 367-388, 1973.
- 46) Noyes, O.H. and Slot, C.W.: Relationship between "tooth mobility" and "mechanical mobility of teeth". *J. Periodont.* 43, 301-303, 1972.
- 47) Noyes, O.H. and Slot, C.W.: Measurement of mechanical mobility of human incisors with sinusoidal forces. *J. Biomech.* 6, 439-442, 1973.
- 48) 齊藤良一：荷重時における歯の動態に関する研究。口病誌 50, 568-587, 1983.
- 49) Burstone, C.J., Pryputniewicz, R.J. and Bowley, W.W.: Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions. *J. Periodont. Res.* 13, 283-294, 1978.
- 50) Tanne, K., Inoue, Y., Yamagata, Y. and Sakuda, M.: A new system for the measurement of tooth mobility during orthodontic tooth movement. *J. Osaka Univ. Dent. Sch.* 26, 167-175, 1986.
- 51) Igarashi, N. and Ai, M.: The observation of tooth mobility by a non-contact sensor. *J. Jap. Prosthodont. Soc.* 24, 69-81, 1980.
- 52) 野間秀郎：実験モデルによるエッジワイズメカニズムに関する研究。—ストレインゲージを用いて測定した側切歯唇側移動時の矯正力の分布について—。日矯歯誌 47, 351-363, 1988.
- 53) 内田慎也：実験モデルによるエッジワイズメカニズムに関する研究。—犬歯遠心移動時の矯正力の分布について—。日矯歯誌 47, 364-379, 1988.
- 54) 小林和英, 秋山 譲, 轟 国智, 鈴木直憲, 清村 寛：光弾性法による歯の移動に関する研究。日矯歯誌 33, 91-98, 1974.
- 55) 小林和英, 神原 章, 清村 寛：ホログラフィ干渉法の矯正学への応用。—歯の移動に関して—。日矯歯誌 34, 206-213, 1975.
- 56) 堤 定美：有限要素法の基礎—応用範囲の広い数値解析法—。国際歯科ジャーナル 5, 231-242, 1977.
- 57) 戸川隼人：FORTRAN による有限要素法入門。16版, サイエンス社, 1991.
- 58) Tanne, K., Hiraga, J. and Sakuda, M.: Effects of directions of maxillary protraction forces on biomechanical changes in craniofacial complex. *Eur. J. Orthod.* 11, 382-391, 1989.
- 59) Tanne, K., Miyasaka, J., Yamagata, Y., Sachdera, R., Tsutsumi, S. and Sakuda, M.: Three-dimensional model of the human craniofacial skeleton: method and preliminary results using finite element analysis. *J. Biomed. Eng.* 10, 246-252, 1988.
- 60) Tanne, K., Miyasaka, J., Yamagata, Y., Sakuda, M. and Burstone, C.J.: Biomechanical changes in the craniofacial skeleton by rapid expansion appliance. *J. Osaka Univ. Dent. Soc.* 30, 345-356, 1985.
- 61) 井上貴一郎, 山崎俊恒, 本吉 満, 内山啓子, 小林和明, 納村晉吉：有限要素法 (FEM) の成長分析への応用に関する研究（第1報）。日矯歯誌 46, 345-359, 1987.
- 62) 本吉 満, 山崎俊恒, 井上貴一郎, 翁 文國, 佐藤仁彦, 納村晉吉：有限要素法 (FEM) の成長分析への応用に関する研究。—第2報 finite element method と biorthogonal analysis との比較—。日矯歯誌 46, 360-369, 1987.
- 63) 本吉 満, 山崎俊恒, 井上貴一郎, 蔵 真由美, 河内 謙, 納村晉吉：有限要素法 (FEM) の成長分析への応用に関する研究。—第3報 頭蓋顔面の成長予測への応用について—。日矯歯誌 46, 708-720, 1987.
- 64) 堤 定美, 野首孝嗣, 山賀 保, 山田隆司, 西山 章, 奥野善彦：有限要素法による鑄造鈎の二次元塑性解析。歯材器誌 32, 121-128, 1975.
- 65) 橋本和雄, 小松繁樹, 畑 好昭：ブレードタイプインプラントのベンディング位置の違いによる二次元有限要素応力解析。補綴誌 37, 951-960, 1993.

- 66) Körber, K.H.: Elektronische messen der zahn-
beweglichkeit. *Dtsch. Zahnärztl. Zschr.* **16**, 605-
613, 1962.
- 67) Hofmann, M.: Ein gerät zur quantitativen und
qualitativen bestimmung der bewegungsbahn des
zahnes. *Dtsch. Zahnärztl. Zschr.* **17**, 721-731,
1962.
- 68) Schwarz, A.M.: Über die bewegung belasteter
zähne. *Z. Stomatol.* **26**, 40-83, 1928.
- 69) Storey, E. and Smith, R.: Force in orthodontics
and its relation to tooth movement. *Aust. J.
Dent.* **56**, 11-18, 1952.
- 70) Storey, E.: Bone changes associated with tooth
movement. *Aust. J. Dent.* **59**, 209-224, 1955.
- 71) Storey, E.: The nature of tooth movement.
Am. J. Orthod. **63**, 292-314, 1973.