

〔原著〕 松本歯学 29 : 272~287, 2003

key words : orthodontics — tooth movement — implant — anchorage — force system

矯正用固定源に用いたインプラント周囲骨組織と歯の移動効果

影山 徹¹, 飯田 吉郎¹, 三澤 康子^{1,3}, 森山 敬太⁴, 佐原 紀行^{1,2},
矢ヶ崎 裕¹, 栗原 三郎³, 出口 敏雄¹, 小澤 英浩^{1,2}

¹松本歯科大学 総合歯科医学研究所 硬組織疾患制御再建学部門

²松本歯科大学口腔解剖学第二講座

³松本歯科大学歯科矯正学講座

⁴松本歯科大学歯学部

The influence of orthodontic tooth movement using mini-titan implants as anchorage device

TORU KAGEYAMA¹, YOSHIRO IIDA¹, YASUKO MISAWA^{1,3}, KEITA MORIYAMA⁴, NORIYUKI SAHARA^{1,2},
HIROSHI YAGASAKI¹, SABURO KURIHARA³, TOSHIO DEGUCHI¹ and HIDEHIRO OZAWA^{1,2}

¹Hard tissue research, Institute for Oral Science, Matsumoto Dental University

²Department of Oral Histology, Matsumoto Dental University School of Dentistry

³Department of Orthodontics, Matsumoto Dental University School of Dentistry

⁴Matsumoto Dental University School of Dentistry

Summary

The purpose of present study was to determine the anchorage potential of mini-titanium implant for orthodontic tooth movement in two Beagle dogs. Extracted upper and lower second premolar to maintain the orthodontic mesial tooth movement of third premolar. Sixteen mini-titanium implants(1.0 x 5.0 mm ; eight loaded and eight control)were placed bilaterally in healed upper and lower jaw bone. After twelve weeks, orthodontic device was applied to upper and lower canine, third and fourth premolars. Third premolars were retracted mesially on 200 g of continuous force for entire sixteen weeks by Ni-Ti closed coil-spring that were placed between mini-titanium implant and third premolar. Fluorochrome bone labels(Tetracycline, Calcein blue, Alizarine red and Xylene orange)were injected during orthodontic force application to determine the remodeling at bone-implant interface and effect of tooth movement. Bone contact, remodeling at surrounding bone-implant interface and environment of non-movement and movement tooth were observed by back scattered electron micro images(BSE),electron prove micro analyzer(EPMA),laser scanning micro images(LSM)and light micro scope images. The result of our study showed upper and lower third premolars were bodily moved mesially 3.5 mm on the average and non-loaded control tooth were remain in the force system without any anchorage. Bone contact at sur-

rounding bone-implant interface maintained rigid osseointegration. Slight active bone remodeling was observed at surrounding bone-implant interface during orthodontic force application than non retracted control implant. We concluded that the mini-titanium implants successfully resisted the orthodontic load and could be maintain the tooth movement or remain in orthodontic force system.

緒 言

矯正臨床において固定源の確立と管理の達成は、治療方針や治療結果に大きく影響を与える。エッジワイズ装置の基礎といえる固定は歯の相反力を利用した固定で、これに顎内固定、顎外固定、顎間固定を併用し、より強固な固定源を持つ Force system として治療計画を立てる。しかし顎外固定、顎間固定は患者の協力性に委ねる面が多く、確実な固定源とはいえない。そこで、歯の移動の際の固定源として、生体親和性が優れた純チタンインプラントを応用する試みがなされるようになった。

最近のインプラントを矯正用固定源として応用する概念の発端は Creekmore and Eklund¹⁾による報告であり、前鼻棘直下にバイタリウムスクリューを断片的に埋入し、これを固定源として上顎前歯の圧下を行ったことに始まる。矯正用固定源としての研究では、Roberts ら²⁾によりウサギ大腿骨に植立したインプラント間に8週の負荷からインプラントの不動性を示唆し、さらにデンタルインプラントを矯正用固定源として応用し、第一大臼歯の欠損部に第二、第三大臼歯を移動することが可能³⁾と報告した。Kanomi⁴⁾は、矯正用固定源として形成外科用ミニインプラントを使用し、下顎前歯の圧下が可能だったと報告している。このように多くの研究者⁵⁻¹⁰⁾によりインプラントを矯正用固定源とした基礎、臨床研究が進められているが、矯正力を与えた際のミニインプラント周囲における組織変化については、Osseointegration の状態を評価した報告にとどまり、インプラント周囲骨組織の経時的な骨改造の様相や、矯正学的な歯の移動効果の詳細については不明な点が多い。

そこで本実験では、矯正装置を組み込んだ犬口腔内を実験モデルとして、Osseointegration を得たアンカースクリューと移動歯間に16週にわたり矯正力を負荷し、スクリュー周囲の骨組織によ

る Osseointegration や移動歯、固定隣在歯周囲の骨組織の状態を評価するため、走査型電子顕微鏡、光学顕微鏡を用いて観察した。また同部位の石灰化の割合とその変化を EPMA により P, Ca について元素定量分析を行った。さらにスクリュー周囲の骨組織と歯の周囲骨の経時的な骨改造の様相を把握するために Tetracycline, Calcein blue, Alizarine red, Xylene orange, を用い、多重骨ラベリング法による検索を行った。

材料および方法

1. チタンミニインプラント (アンカースクリュー) 植立と持続的負荷による歯の移動

1) 実験動物

実験には、全身、口腔内所見ともに異常の認められない月齢7カ月、体重10.0 kg の雄性ビーグル犬 (日本農産、東京) を2頭用いた。レントゲン撮影、口腔内写真撮影、印象採得、全ての観血的処置および矯正力の活性は、アトロピンの前投を行った後に、ケタミンとキシラジンによる全身麻酔下 (動物用ケタラルール; 三共, セラクターール; バイエル) で行った。それぞれの観血的外科処置に対する術後感染防止として、ペニシリンを30万単位で2日間投与した。飼育は、観血的処置を行った日と翌日に軟食飼料を摂取させ、その後固形飼料に切り替えた。

2) アンカースクリューの植立

矯正的な歯の移動距離を確保するために、上下顎第二前臼歯 (P2) を抜去した。抜去12週後に X 線撮影を行い、抜歯窩の治癒を確認した後にチタンミニインプラントの植立を行った。実験モデルのシェーマを図1-Aに示す。マイクロチタンスクリュー®φ1.0 mm×5.0 mm とマイクロチタンプレート®以下アンカースクリュー (Leibinger Co, GERMANY) の植立部位は、上下顎霊長空隙部に相当する顎骨槽間中隔部 (上顎: I3-C 間の槽間中隔部, 下顎: C-P1 間の槽間中隔部) を実験部位とし、上顎 P4, 下顎 M1 根間中隔部を

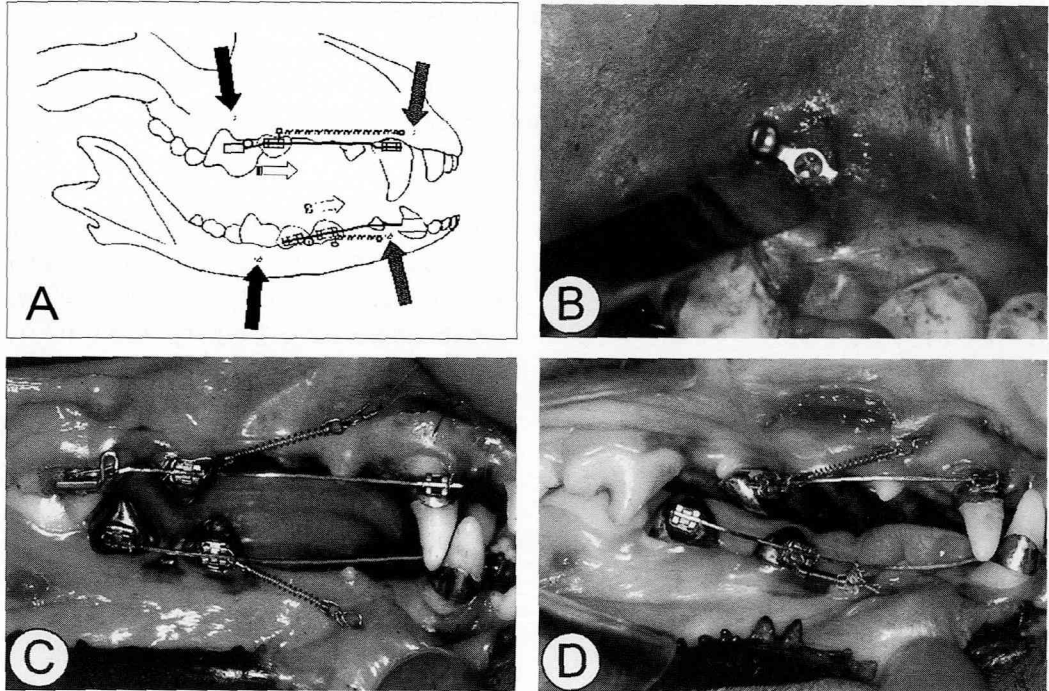


Fig.1-A : Schematic diagram of insertion implants and force system.

Fig.1-B : Insertion of mini-titanium implant.

Fig.1-C : Pre experimental tooth movement.

Fig.1-D : Post experimental tooth movement.

コントロールに用いるアンカースクリューの植立部位とした。また、上下顎第3前臼歯(P3)を矯正学的負荷(近心牽引)による移動目的歯とした。アンカースクリューの植立は、上記した麻酔薬にて全身麻酔を導入した後、スクリュー植立部位に局部麻酔薬を併用してスクリューが植立できる最小限の粘膜骨膜切開を行った。上下顎頬側皮質骨に垂直となるように、インプラント用サージカルユニット(20 IMK, Friatec Co., GERMANY)を使用し、周囲骨組織を損傷させないように注水下、400 rpmの低回転にて $\phi 0.8 \times 5.0$ mmのドリリングを行い、上下片顎4箇所、計16箇所インプラント窩を形成した。牽引装置接続部となるマイクロチタンプレートの遊離端部を45度に屈曲しアンカースクリューに取り付け、専用チタンドライバーにて皮質骨をタップするよう緊密に植立し(図1-B)、粘膜縫合により外界との交通を遮断した。Osseointegrationを得るために、アンカースクリュー植立後12週のヒーリング期間を設けた。

3) 歯の移動メカニクスの装着

12週後、スクリュー周囲骨の状況をX線所見にて確認した後、歯の移動メカニクスを装着した。装置はP2抜歯後の印象採得から得られた顎模型から作成された。上下顎:Cには.022スタンダードエッジワイズブラケットを点溶接したバンド、上顎P3、下顎P3およびP4に同ブラケットを蝕着したキャストクラウンを作製し、ガラスアイオノマーセメントにて合着した。また、上顎P4はブラケットを点溶接したメッシュプレートオルソマイトスーパーボンドにてボンディングし、矯正用角ワイヤー(.019 \times .025ステンレスチール)を装着した。

4) 持続的な荷重の付与と骨ラベリング剤の投与

アンカースクリュー植立部粘膜へ再切開を加え、アンカースクリューP3間を.010リガチャーワイヤーで結紮後、粘膜縫合し創傷の治癒を図った。2週間後、スクリュー植立部粘膜の安定を確認し、クローズドコイルスプリング(Sentalloy[®], Tomy International Inc., Tokyo)をスク

Sequence table for multi labeling

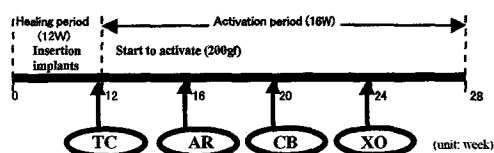


Fig.2: Sequence table for multi labeling.

リユーから粘膜上に導いたリガチャーワイヤーとブラケット付きフルキャストクラウンに装着し、ミニインプラントに200gの持続的な荷重を加えた(図1-C)。なお、荷重を加えないものをコントロールとした。荷重期間は16週とし、矯正力の活性直前から4週間隔で4回にわたり多重ラベリングをおこなった。ラベリング剤は、Tetracycline (30mg/kg), Calcein blue (20mg/kg), Alizarine red (40 mg/kg), Xylene Orange (40 mg/kg)の順序で投与した(図2)。投与に際しては、各骨ラベリング剤における至適量の半量を2日間に分け投与した。

2. 牽引歯の移動距離の測定

歯の移動前後における口腔内印象採得から顎模型を作成した。移動歯とその周囲の歯の位置変化を把握する目的でC, P3, P4, M1の歯列弓幅径と、M1の頬面溝を基準としたC, P3およびP4咬頭頂間の距離を、最小測定値0.05 mmの矯正用ノギス(Mitutoyo Co., Kawasaki)を用いて計測した。

3. 試料の作製と観察

1) 走査型電子顕微鏡(SEM)用試料および、分析電顕(EPMA)用試料の作製と観察

歯の牽引期間終了後にスクリューと実験歯を含む顎骨を全身麻酔下にて摘出した。試料は10%中性ホルマリンで4℃にて7日間浸漬固定を行った。アルコール系列で脱水後、エポキシ樹脂包埋し、未脱灰にて研磨ブロックを作成した。研磨ブロックはダイヤモンドトリマー(Modeltrimmer MT-7, Morita Co, Tokyo)を用いてアンカースクリューおよび歯の長軸を含む、矢状面に平行な切断面を削出した。その後、Ecomet II Grinder-Polisher (Buehler Ltd., USA), Polishing cloth, Microcloth (Buehler Ltd., USA), アル

ミナペースト(Alpha micropolish almina 0.3, 0.05, Buehler Ltd., USA)およびダイヤモンドペースト(Alpha micropolish diamond, Buehler Ltd., USA)を用いて鏡面研磨し、アンカースクリューと歯の矢状面および長軸に一致した鏡面研磨ブロックを作成した。矢状断面をAuto fine coater (JEE-420, JEE Co., Tokyo)にてカーボン蒸着し、走査型電子顕微鏡(JSM-6360 LA, JEOL Co., Tokyo)によるアンカースクリュー周囲骨組織および、歯の周囲骨組織の観察を行った。観察条件は、加速電圧16 kv, スポットサイズ60 Åで、Back scattered electron photo micrographic images (以下BSE)を撮影した。次いで、Electron prove micro analyzer 以下EPMA (JXA-8200, JEOL Co., Tokyo)によりP, Caについて元素定量分析を行った。

2) 共焦点レーザー顕微鏡(LSM)用試料の作製と観察

上記の走査電子顕微鏡観察に用いた試料のカーボンコーティングを先述した鏡面研磨操作により除去し、共焦点レーザー顕微鏡(LSM-500, Carl-Zeiss, Germany)によりラベリング像の観察を行った。撮影条件は、光源として紫外線レーザー、アルゴンイオンレーザー、ヘリウムネオンレーザーを用い、マルチスキャンモードでメインビームスプリッターにHFT UV (364)/488/543/633, ドメインビームスプリッターにNFT 635 VISを用いR励起とGB励起を分光し、NFT 635でG励起とB励起を分光した。分離された各蛍光シグナルは、バンドパスフィルターBP 385-470, BP 560-615を通し各チャンネルへ導き、ラベリング像の観察を行った。

3) 光学顕微鏡用試料の作製と観察

共焦点レーザー顕微鏡でラベリング像の観察後、ブロック研磨面に封入剤(MX®, 松浪硝子工業, 東京)を使用してカバーガラスを接着し、ダイヤモンドディスクで約1.0 mmの厚さに切断した。細断した試料から、厚さ約10 μmの研磨標本を作製した。各研磨標本は0.1%蟻酸を用いてエッチングを行った後に、トルイジンブルー染色を施し光学顕微鏡による観察を行った。

結 果

アンカースクリュー周囲の骨組織所見

1) 肉眼およびX線所見

肉眼, X線所見より, 全般のスクリューに動

揺, 脱落や, スクリュー周囲の著しい骨吸収像などは認められず, 実験終了時にスクリューは安定していた(図1-D).

2) BSE 観察による所見

BSE 観察によるコントロールスクリューの周

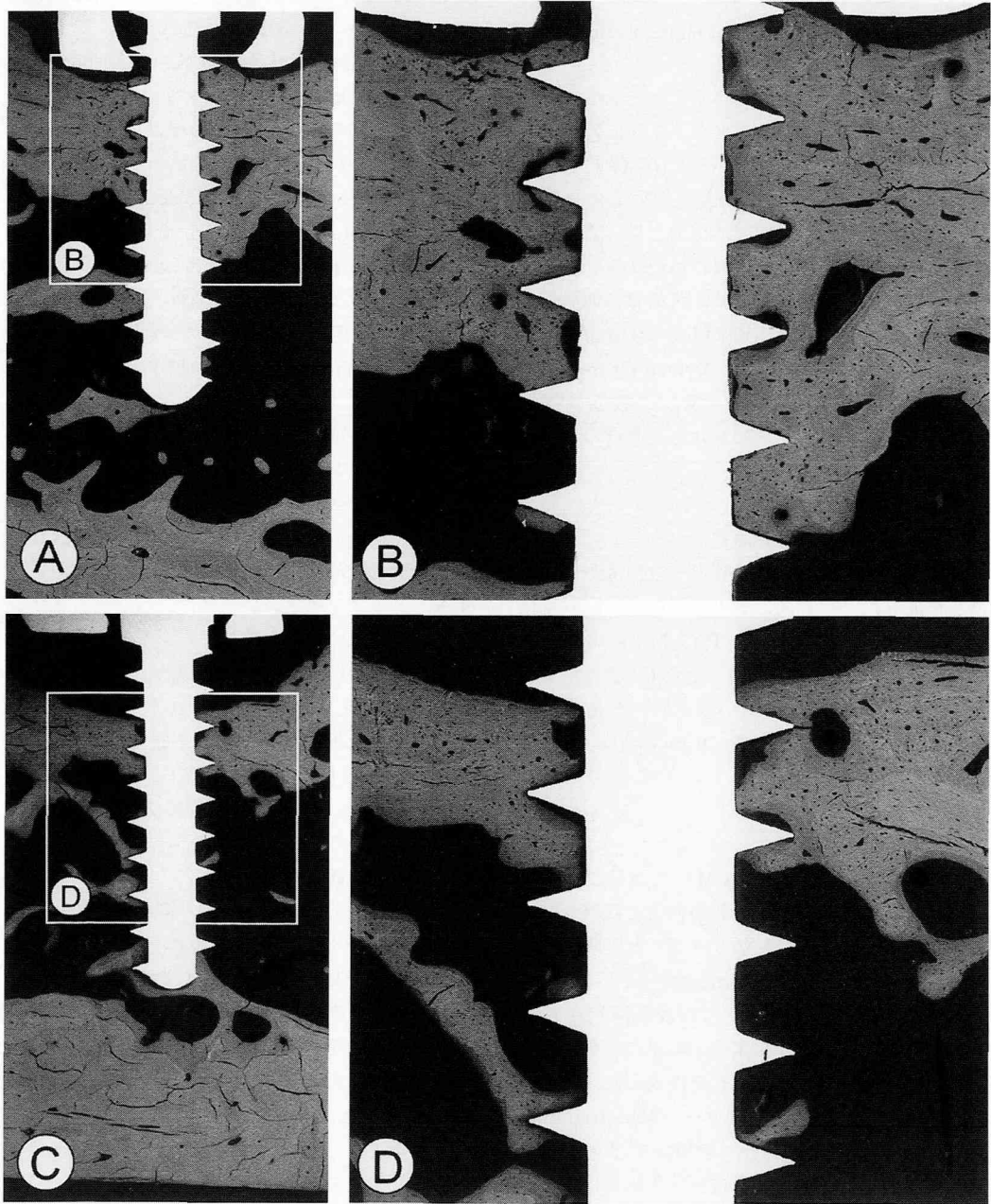


Fig.3 : BSE observations for environment of non-loaded control implants and anchored implants. A : Non-loaded control implant. B : Bone-implant interface in control implant. C : Anchored implant. D : Bone-implant interface in anchored implant.

囲骨組織所見では、頬側および舌側の皮質骨とこれらに囲まれた海面骨がみられ、スクリューは頬側皮質骨および海面骨部に植立されているのが確認された(図3-A)。また、頬側皮質骨部の拡大像では近遠心側ともに、スクリュー界面とその周囲にはハバース管を含んだ既存骨から伸びた骨組織が観察され、良好な Osseointegration が得られていた。スクリューを植立した海面骨部では、皮質骨部のように骨接着した像は少なかった(図3-B)。

一方、アンカースクリュー周囲骨組織の所見では、スクリュー植立部位の拡大像を観察すると、コントロールスクリューと比較して頬側皮質骨の若干の骨吸収像が認められるが、スクリュー骨接着面の存在から、皮質骨や海面骨によるアンカースクリューの支持が確認された(図3-C, D)。

3) EPMA によるリン (P) とカルシウム (Ca) の定量分析所見

図4にEPMAによるコントロールスクリュー

(図4-A)とアンカースクリュー(図4-B)周囲骨組織のPとCaの定量分析の結果を示した。コントロールスクリューとアンカースクリュー周囲骨組織を比較すると、Pは7.50~8.44とCaでは18.75を頂点にほぼ同様な分布を呈し、スクリュー周囲骨組織PとCaの割合に大きな変化はみられなかった。これらの結果より、両者のスクリュー骨界面部に存在する骨組織は健常な骨とほぼ同等な石灰化度を維持していることが確認された。

4) LSM による経時的な骨改造の観察所見

コントロールスクリューの周囲骨組織では、経時的な骨リモデリングによって新生骨に沈着したラベリング像が骨界面部に部分的に散在して観察された(図5-A, B, C)。

アンカースクリュー周囲骨組織の、各色のラベリング剤によるラベリング像は、コントロールスクリューのそれと比較して多く観察され、若干強い骨改造を示した(図5-D, E, F)。しかしな

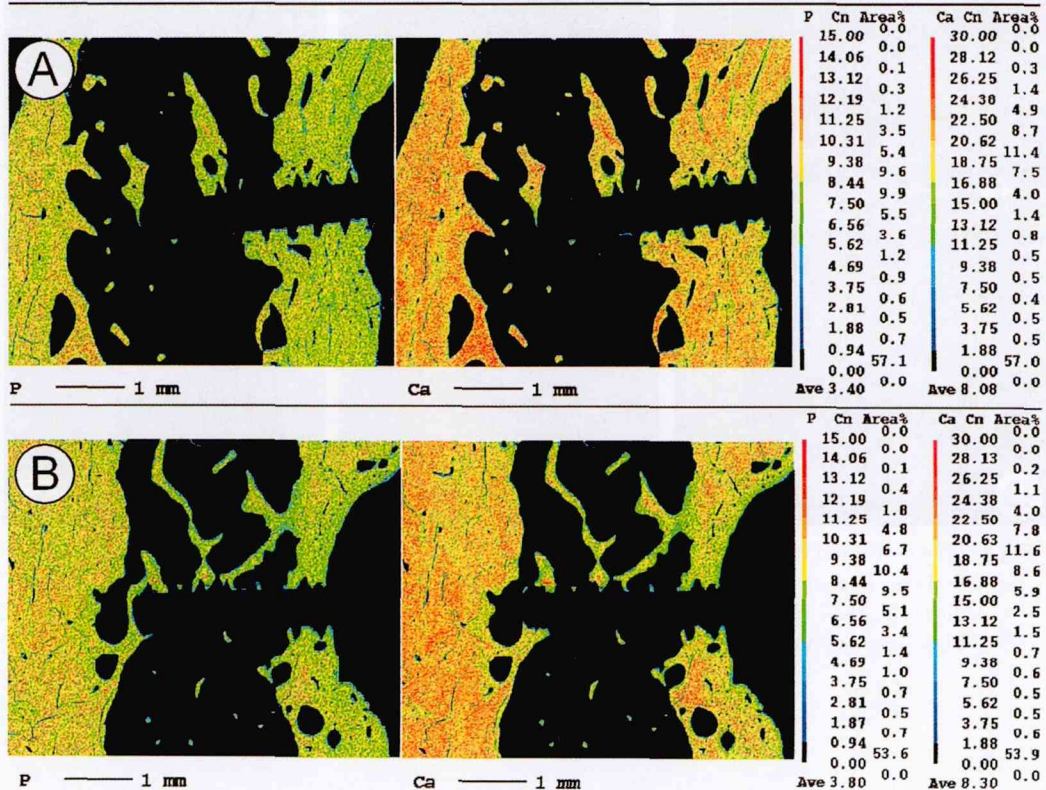


Fig.4-A : EPMA of non-loaded control implant (P, Ca).

Fig.4-B : EPMA of loaded anchor implant (P, Ca).

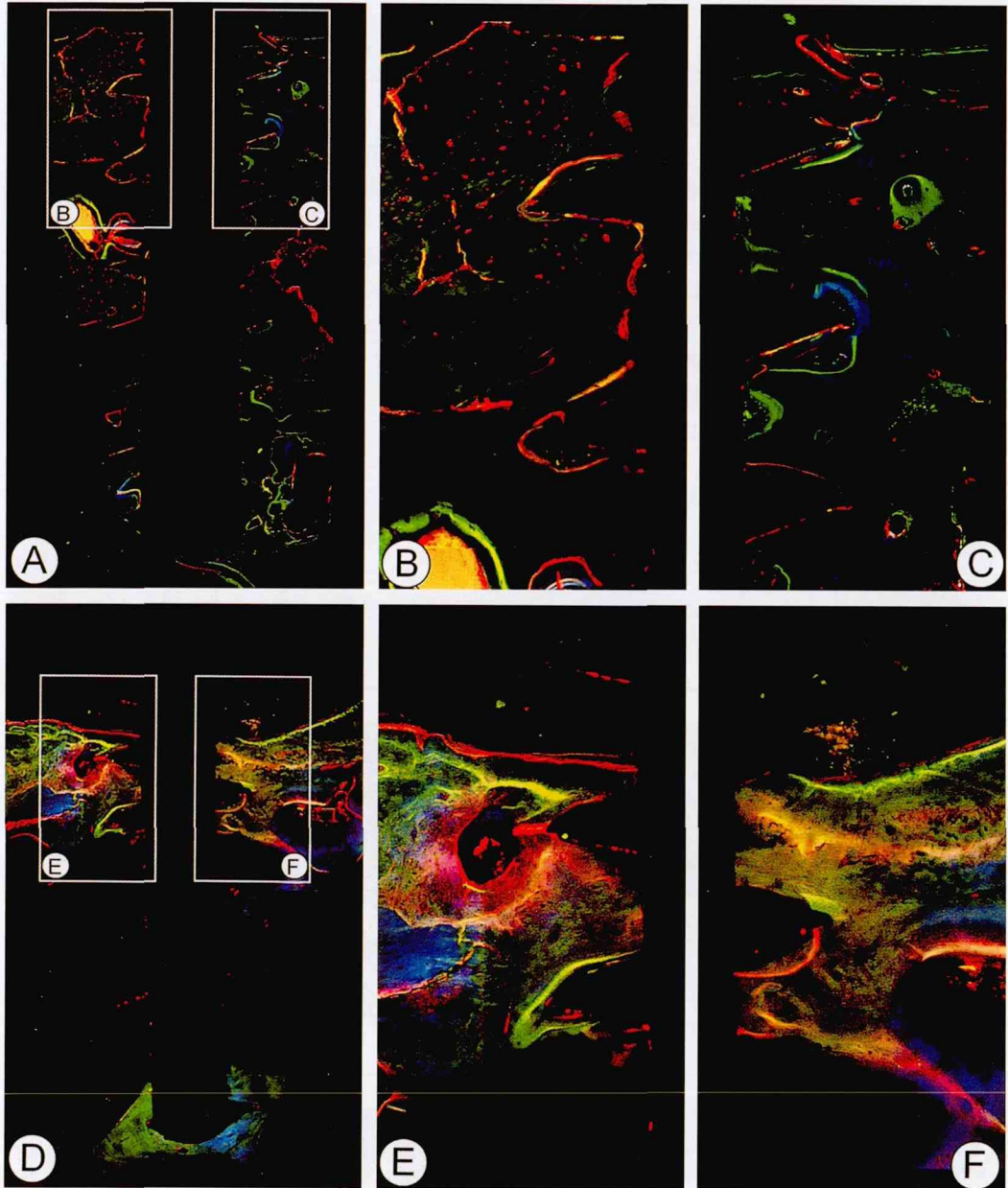


Fig.5 : LSM observations of control implants and anchored implants (Multi labeling). A : Control implant. B : Bone-implant interface in mesial side. C : Bone-implant interface in distal side. D : Anchor implant. E : High magnification for bone remodeling on bone-implant interface in mesial side. F : Bone-implant interface in distal side.

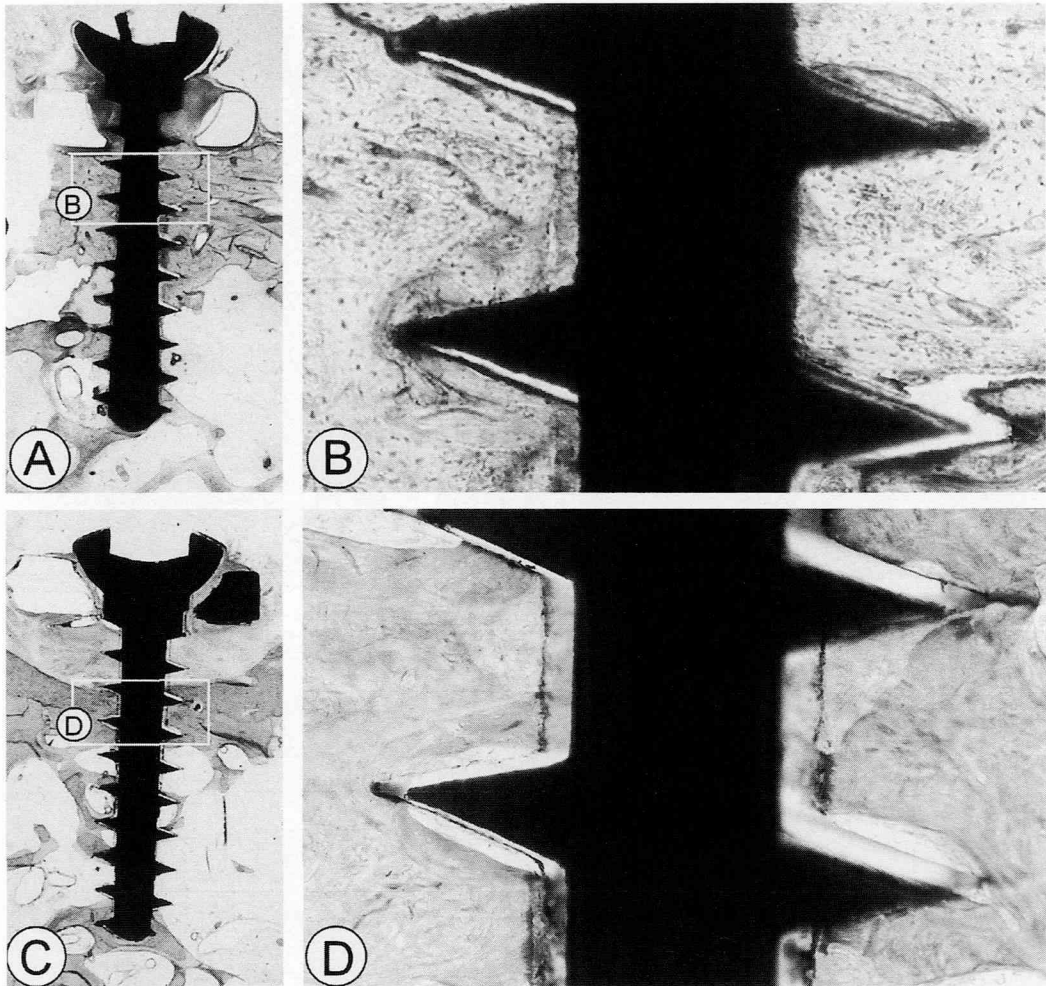


Fig.6 : Observations for TB staining on non-loaded control implants and anchor implants. A : non-loaded control implant. B : Bone-implant interface in mesial and distal side. C : Loaded anchor implant. D : Bone-implant interface in mesial and distal side.

がら、スクリユー周囲骨組織におけるラベリング像の分布は、アンカースクリューの近遠心側で極性を示さず、コントロールと同様な分布状態を示し、スクリューの移動示すような層状を呈した骨ラベリング像は認められなかった。これらの所見から、アンカースクリューは200 gの荷重に対して不動であったが、負荷を加えないスクリューより骨界面のやや活性化された部分的なりモデリングが経時的に行われる環境で、アンカースクリューが支持されていることが確認された。

5) 光学顕微鏡による観察所見

図6にトルイジンブルー染色研磨標本によるコ

ントロールスクリュー (図6-A, B) とアンカースクリュー (図6-C, D) 周囲骨組織の観察所見を示した。拡大像を観察すると、研磨によるスクリューとその周囲骨組織の離開が生じたが、離開したスクリュー周囲骨組織の形態はスクリュー界面構造と一致しており、両スクリュー共に健全な骨組織によりスクリューが支持されていたと思われた。

移動歯の周囲骨組織所見

1) 模型分析所見

アンカースクリューを固定源とした移動目的歯

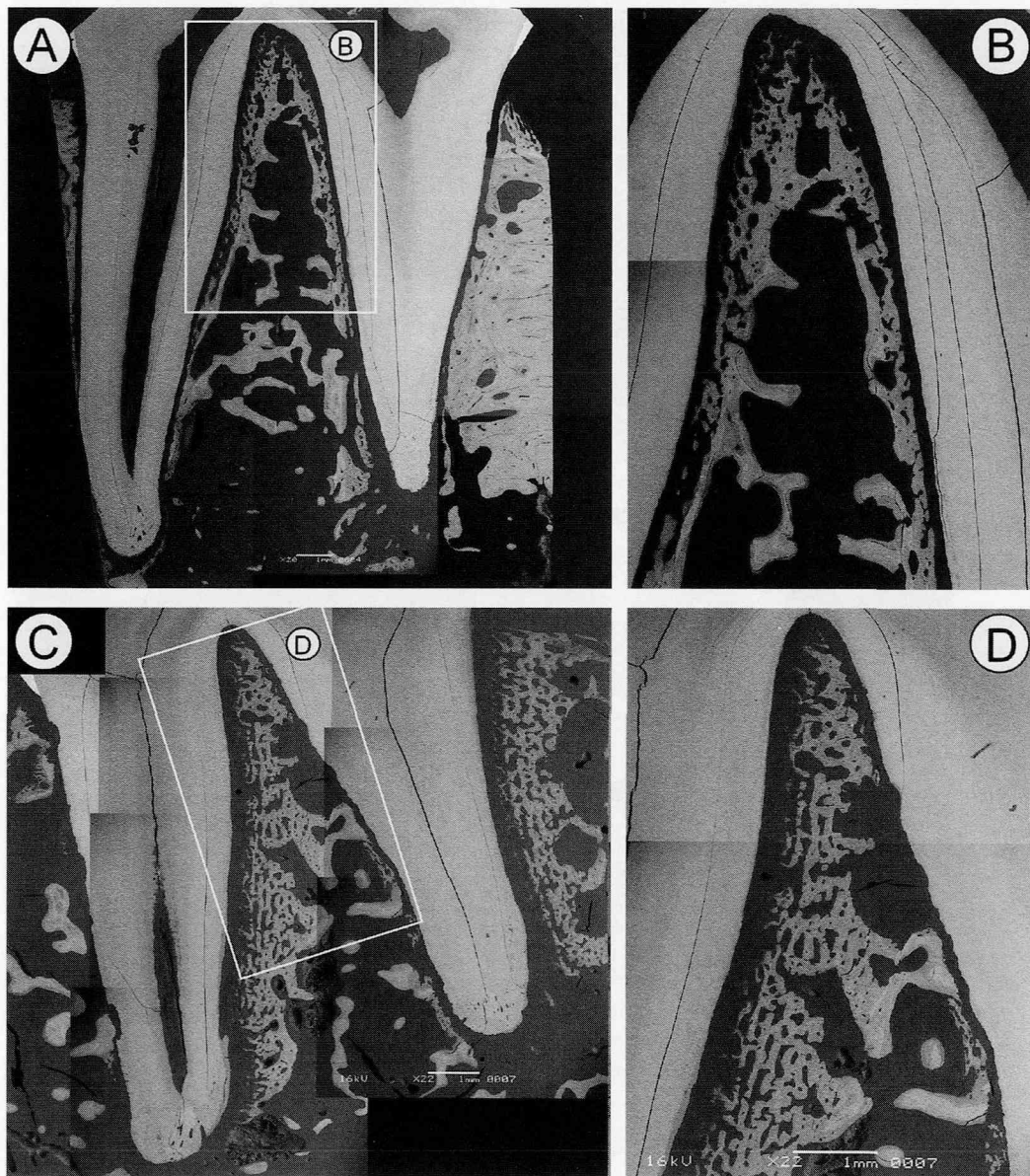


Fig.7 : BSE observations of non-loaded control teeth and movement teeth. A : Control tooth. B : Inter-radicular septum on control tooth. C : Movement tooth. D : Interradicular septum on movement tooth.

である P3 は、実験個体数に制限があったため統計処理は不可能であったが、実験前後の顎模型計測により上顎で平均4.0 mm、下顎で平均3.0 mm 近心に移動された。また実験前後の口腔模型所見はフォースシステムの最遠心側部に相当するコントロールに用いた歯が若干頬側に拡大されていた。

2) BSE 観察所見

近心牽引していないコントロールとして用いた歯の周囲骨組織における BSE 観察 (図7-A) では、根間中隔近心側に若干の歯根膜に沿った骨組織に新生骨の増生が認められた (図7-B)。一方、牽引歯の観察 (図7-C) では、牽引側遠心部に相当する根間中隔部の近心側と、遠心根の遠

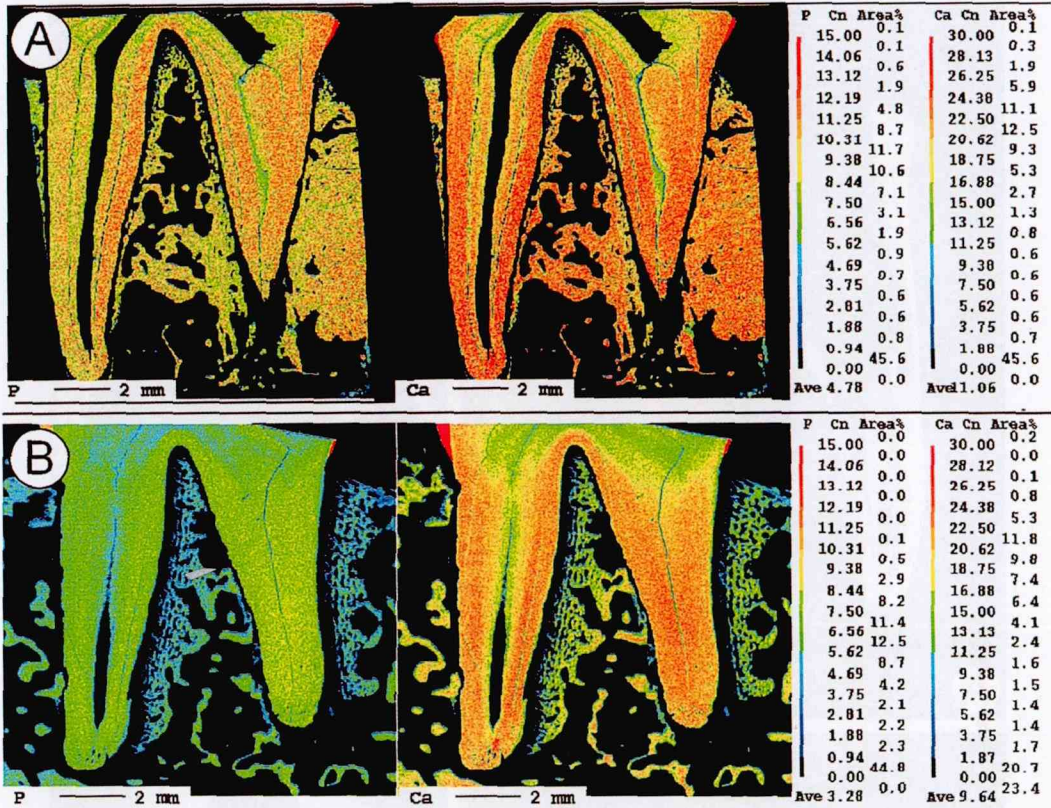


Fig.8-A : EPMA of non-loaded control tooth (P, Ca).

Fig.8-B : EPMA of movement tooth (P, Ca).

心側の骨面に著しい層状を呈した新生骨の増生が広範囲に観察されたことから、良好な歯の移動効果が得られたことが確認された(図7-D)。また、移動歯の圧迫側におけるセメント質吸収が認められたが、一部では新生セメント質の形成像が確認できたことから、牽引力による歯への侵襲は軽微であると思われた。

3) EPMAによるリン(P)とカルシウム(Ca)の定量分析所見

EPMAによる歯の周囲骨組織におけるPとCa定量分析の結果として、コントロール(図4-C)と近心牽引を行った歯の所見を示す(図4-D)。コントロールと牽引歯周囲の骨組織を比較すると、P定量分析はコントロールで9.83を頂点に7.5~10.31の分布を示したが、牽引歯周囲では5.62を頂点に4.69~7.50の分布となり、移動歯のPの分布はコントロールより低値を示した。Ca定量分析では両者とも20.62を頂点とするもの

の、分布はコントロールで16.88~24.38であるのに対し牽引歯では15.0~22.5と若干ではあるが低値を示した。これらの結果から移動される歯を支持する周囲骨組織は、新生骨の増生に伴い特にPでは2分の1程度の分布に減少することが明らかとなった。

4) LSMによる経時的な骨改造の観察所見

歯の周囲骨組織の経時的な骨改造現象をLSMにより観察すると、コントロールにおける歯の周囲骨組織におけるラベリング像の観察では、歯冠側の根間中隔部のみに規則的な非常に幅の狭い層状の多重ラベリングラインが観察され、根尖部でこれらは観察されなかった(図8-A, B)。

矯正力により近心牽引を行った歯の骨ラベリングによる観察では、根間中隔部の近心部および、遠心根の遠心側に幅の広い間隔で4週毎に沈着された多重ラベリングラインが歯の移動方向に一致して観察された。近遠心根の遠心側に沈着した各

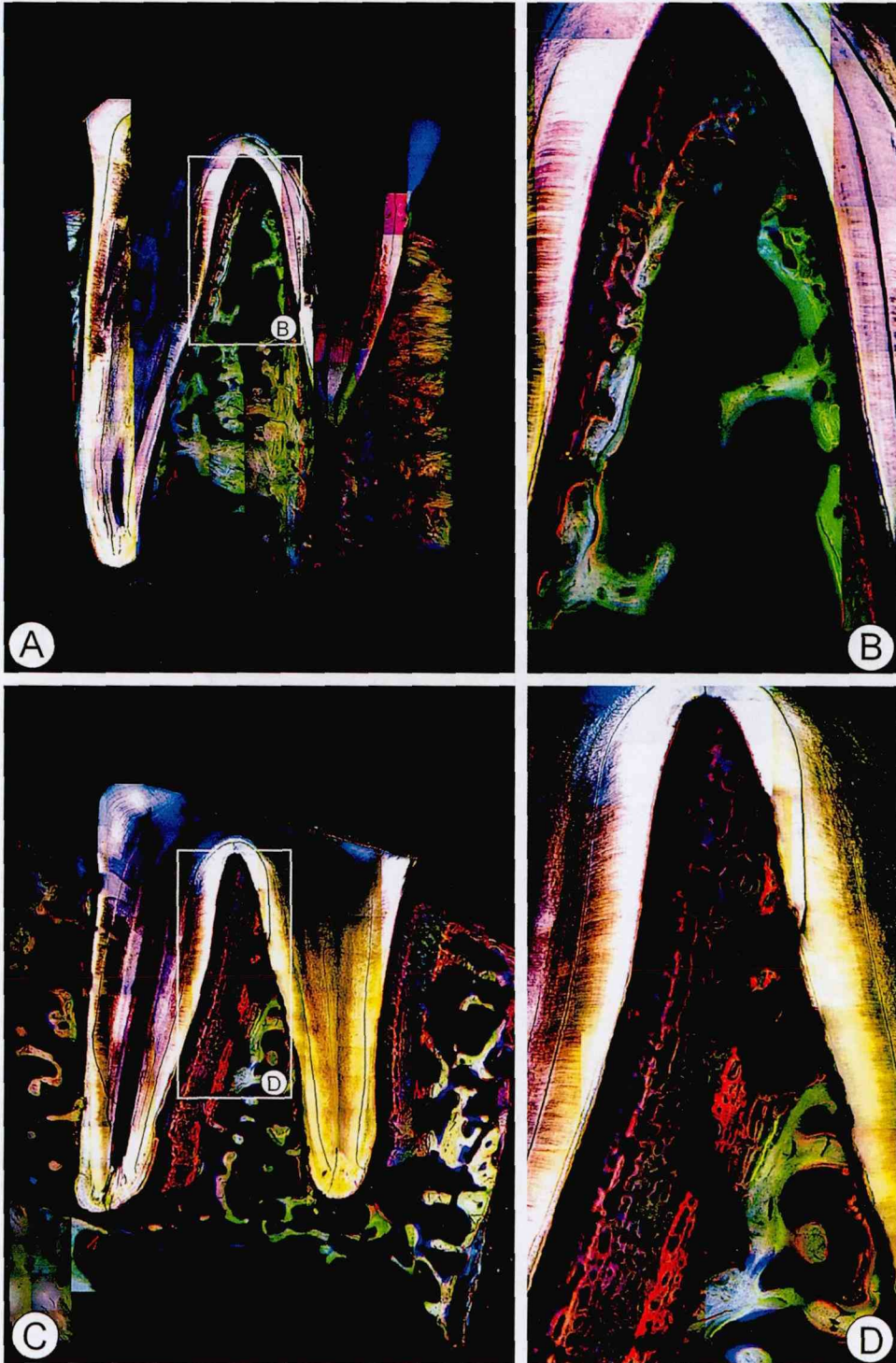


Fig.9 : LSM observations of non-loaded control teeth and movement teeth (Multi labeling). A : Control tooth. B : Interradicular septum on control tooth. C : Movement tooth. D : Interradicular septum on movement tooth.

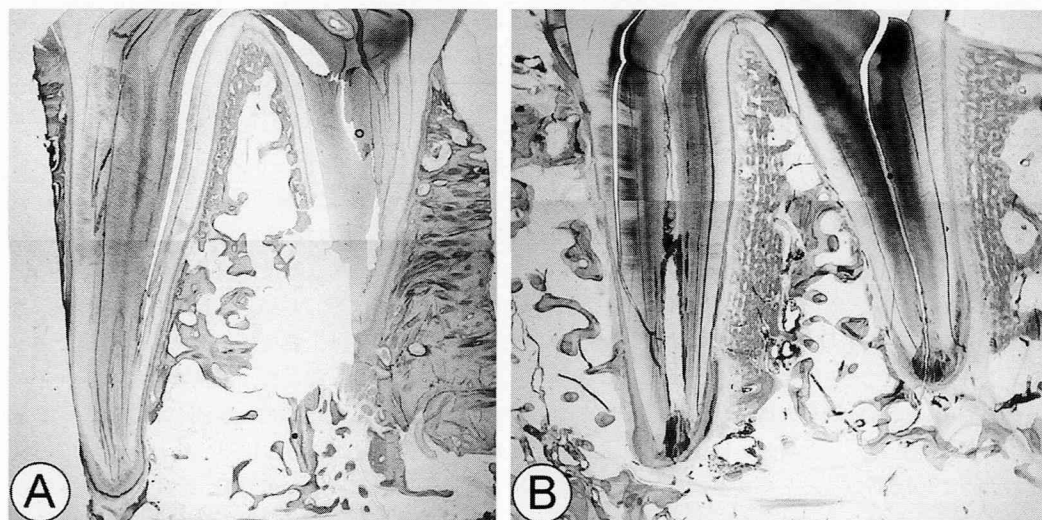


Fig.10 : Observations for TB staining on non-loaded control tooth and loaded movement tooth. A : Control tooth. B : Movement tooth.

ラベリング剤を取り込んだ4区分された新生骨の層は、どれも歯頸側から根尖側にかけ等幅であり良好な歯体移動が行えた。歯の移動初期では Tetracycline の骨への沈着の幅が狭いが、Calcein blue, Alizarine red, Xylene orange の各沈着層では幅は広く観察され、歯の移動の1期、2期における骨改造の様相が観察された(図8-C, D)。

5) 光学顕微鏡による観察所見

トルイジンブルー染色による歯の周囲組織所見では、コントロールの根間中隔部は近遠心側の歯根膜線維は同様な幅として観察されたが(図9-A)、牽引歯では近心側が伸展、遠心側では圧迫を呈する像が観察された。また、移動歯は牽引側相当部位に著しい新生骨の増生が観察された(図9-B)。

考 察

1. スクリュー周囲骨組織の増加について

骨-インプラント界面は広範に研究されているが、矯正用固定源として使用したインプラント周囲の骨質に関する詳細な報告は少ない。インプラント支持に必要な皮質骨の増加について、Plenk and Zitter¹¹⁾は、脈管形成、骨源細胞の遊走から線維性骨の形成に至るまでに必要な期間は1~2ヶ月、平衡線維と層板骨の沈着による線維性骨

の緻密化から最終の緻密化された線維性骨の2次骨化の形成までに要する期間に3~4ヶ月をそれぞれ必要とすると報告している。また、Roberts¹²⁾は最善の手術テクニックにもかかわらず、骨に隣接した約1mmの緻密骨部は術後、壊死に陥るということを報告し、インプラント周囲の損傷を受けた既存骨は、損傷を修復するためには少なくとも1モデリングサイクル(1シグマ)を必要とし、その期間は犬で3ヶ月、人で4.25ヶ月を要すると報告している。

本実験において、スクリュー植立の際、床の形成はスクリュー径より $\phi 0.2$ mmほど小さい専用ツイスターを使用した。この条件によるSEM所見では、皮質骨部においてスクリュー界面に隣接した約250 μ m以下の異なった反射電子濃度を持つ骨石灰化像は周波状で広範囲に存在し、その骨線維の配列は、スクリュー概形に類似するような配列を呈していた。この結果について、同様な実験条件による報告^{12,13)}と比較検討すると、本実験のスクリュー植立時における骨-スクリュー界面のリモデリングは、約250 μ m以下と半分以下であったことは、植立部位による骨質の差と共に、スクリュー長に比例してドリリング時間は長くなり、特に大径のデンタルインプラントではステッピングによる数回に分けたインプラント床の形成が必要となり、骨の損傷は大きくなること

考えられ、スクリューの直径や長さが強い影響を及ぼすことが示唆された。また、SEM 所見による骨線維配列の所見と LSM による荷重後のインプラント界面の骨ラベリング像の所見を比較すると、骨-インプラント界面部のラベリング像が確認された部位は、周囲骨組織の骨線維とは異なる配列がみられる部位よりも少なく観察されたことから、損傷を受けた層板骨は通常より早いリモデリング能を示したといえる。これについては Plenk and Zitter¹¹⁾も同様な報告をおこなっている。これらより、本実験における3ヶ月のヒーリング期間中による皮質骨の増加は、以前にこの部位の骨は存在しなかった新しい細胞と基質より構成され、この時期のリモデリング能は通常より高いリモデリング能を示すことが示唆された。

II. アンカースクリュー周囲の骨改造と牽引力(矯正力)の関係

メカニカルストレスの付与とスクリュー周囲の骨改造との関係について、多様な見解がなされている。咬合力による負荷では、咬合を与えたインプラントと、咬合を与えないコントロールでは破骨細胞活性に有意差はないという報告¹⁴⁾や、インプラントを軸方向とカンチレバーでの荷重をかけた際の骨リモデリングを比較し、カンチレバーでは皮質骨と、特に骨梁でのダイナミックな骨リモデリングがみられるという報告¹⁵⁾がある。矯正力による負荷については、歯の圧下にミニスクリューを応用した際に、矯正力をかけないコントロールよりも矯正力をかけた実験群に骨-インプラント界面の Osseointegration が良好であったという報告¹⁶⁾や、負荷をかけないコントロールのインプラントでは骨リモデリング活性が全周に起こり、側方負荷したインプラントは圧迫側では強く、牽引側では弱い骨リモデリング活性がみられたという報告¹⁷⁾がある。また、大谷ら¹⁸⁾は歯体移動または傾斜移動方向の負荷をインプラントに適応した際に、圧迫側、牽引側に関係なく石灰化が起こり矯正力による負荷の影響は現れず、牽引しないコントロールともに石灰化は等しいと報告している。このように負荷によるインプラント周囲の骨改造についての見解には一貫性がない。

本研究において、200gの持続的な側方荷重下での BSE 所見では、負荷したスクリュー頸部に

若干の骨吸収像が認められたが、健全な骨による骨接着像が得られており、LSM の所見が示すように多重ラベリング像による経時的な骨リモデリングは、アンカースクリューでは若干強い骨改造を示したものの、ラベリング像の分布はコントロールと変化がなかった。同様な研究による報告¹⁶⁻¹⁸⁾と本実験の結果について、用いたスクリューの材質、植立部位、荷重の方法の違いにより厳密な比較は難しいが、荷重の量や質が整った理想的状況下では、負荷によるマイクロダメージは骨の吸収を引き起こし、線維性骨は連続性を保つために、インプラント界面に急速に形成され²¹⁾、線維性骨は早期にリモデリングされて層板骨に置き換わる。この過程で、過度な荷重や微小動揺、口腔衛生不良などによる炎症性変化により、リモデリングの均衡が崩れ、臨床的に近い実験モデルを用いるほど結果は多様性を示し複雑になると思われる。本実験での負荷したスクリュー頸部の骨吸収像は、口腔衛生状態や摂取物などが牽引装置に不規則に触れることによって起こる、粘膜組織における炎症反応の波及がスクリュー頸部の骨吸収をひき起こし、またスクリュー全体における若干強い骨改造は、微小動揺に起因するものと考えられ、アンカースクリューに負荷された200gのメカニカルストレスによる骨-スクリュー界面へのマイクロダメージは軽微だったと思われた。過度の矯正力による負荷は、インプラント周囲骨の破壊を引き起こすことが知られている¹⁹⁾が、微小動揺による骨リモデリングや、粘膜組織の炎症反応による頸部の骨吸収は、咬合負担インプラントを用いた研究者によっても同様な報告²⁰⁾がなされており、本研究の見解を裏付けることができる。

III. 歯の移動効果と周囲骨組織所見について。

歯の移動と固定源の関係について、1つのフォースシステム内で作用するすべての力とモーメントの力はゼロになる²²⁾。歯の移動における適切な矯正力とは、移動に関与する歯根表面積であり1cm²あたり100~150gとされている²³⁾。本実験で牽引歯として使用した犬P3歯根は、人大臼歯とその環境に類似することから、本実験の矯正力による荷重は200gとした。フォースシステムは近心方向で移動方向の水平軸より下方に45度以

内の牽引で、歯の回転中心上を通過するように設定し、ブラケットスロットによる歯の回転を規制することにより歯体移動を目的とした。歯の平行移動、すなわち歯体移動を行うためには、歯根膜に対して歯槽頂から歯根尖に至るまで均一に荷重をかける必要がある。そこで荷重は矩形になる。傾斜移動と比べて歯体移動を行う場合には、歯根膜内で同じ圧力を得ようと思えば、歯冠に加えられる力の2倍の力²⁰⁾が必要になる。また歯体移動を得るには歯の長軸（回転中心）に一致した矯正メカニクスが必要である。よって、歯体移動を適切な矯正力で行う場合は、通常の歯の移動量に比べ、少なくとも2分の1に減少し、さらにエッジワイズ装置は歯冠中央に装着されるため、ほとんどの力系が回転中心よりも上方を通過し力系の損失を伴う。しかしながら本実験のようにアンカースクリューを使用した場合、矯正力により発生するモーメントを他の歯に依存せずに移動歯の回転中心に一致させることが容易であったことから、牽引力の損失が一般的な矯正装置よりも少なく、短期間で効率の良い歯の移動が行われたことが示唆された。一方コントロールとして使用した隣在歯は、根間中隔部のみで規則的な非常に幅の狭い層状のラベリングラインが観察され、根尖部ではこれらは観察されず、また実験前後の口腔模型所見はフォースシステムの最遠心側部に相当するコントロールに用いた歯が若干頬側に拡大されていた。この所見については、根間中隔部での反応は、犬前臼歯は生理的に近心移動を示すことが知られており²⁰⁾、これにワイヤーの近心牽引に伴う若干のたわみを伴ったためと思われる、コントロールの歯の近遠心的な関係は歯の移動に直接的な要因としては関係なく、最大の固定を用いなくてもほぼ不動であったが、これらの動きについて今後検討を加える必要があると思われる。これらより、近遠心的な固定源の管理にアンカースクリューは非常に効果的に働いたが、アンカースクリュー特有のフォースシステムを熟慮した臨床応用が必要であることが示唆された。

IV. 臨床応用

現在の矯正臨床では、デンタルインプラント、ミニプレート、マイクロスクリューなどが矯正用固定源として検討されており、Osseointegration

を得ずにインプラント埋入直後から矯正力を付与するもの²⁶⁾から、最長で24週²⁷⁾のヒーリング期間を設ける方法など様々な報告²⁸⁻³²⁾がされている。矯正力をインプラント埋入直後から付与するのはインプラント周囲粘膜炎、インプラントの動揺、脱落が欠点として指摘され、多数例を用いた検討を必要としている。しかし、菅原³³⁾はミニプレートを用いた方法ではプレートを支えるミニスクリューを数本用い、その物理的な嵌合効果によってOsseointegrationを得なくとも固定源として、機能を十分に発揮できると報告している。一方、デンタルインプラントでは歯の欠損を含む咬合の再構築を前提とした矯正用固定源としての応用となり、完全なOsseointegrationが得られ、かつインプラントの永続的な安定を考慮した矯正力であることが絶対条件である。これらを矯正治療におけるフォースシステムとして本実験は、Osseointegrationを得たマイクロチタンスクリューを固定源として応用することにより、スクリュー植立部位に制限を受けず、歯の相反固定を使用せずに移動目的歯のみを移動することが可能であった。さらに、移動歯の隣在歯はほぼ不動を示し、本実験の目的である固定源と移動歯、固定歯の管理の達成が組織形態学的な所見から明確となり、アンカースクリューの矯正用固定源としての有用性が示唆された。しかしながらこれと同時に、アンカースクリューを矯正用固定源として用いる場合、フォースシステムはインプラントから発生した反作用をいかに治療に有効に使うか、またはインプラントから発生した反作用を相殺させるのかを明確にし、治療メカニクスとして取り入れる必要があることが提議された。

結 論

歯の牽引に利用したアンカースクリューは、牽引力を得るために必要な維持骨を充分確保しており、さらに骨界面部では部分的な骨改造が活発に行われることが示唆された。一方、矯正力により牽引した歯は良好な移動量が得られ、牽引側に新生骨形成像が確認された。本研究の結果から、アンカースクリューは荷重期間において、組織、骨形態学的所見から安定し、効果的な歯の移動を得られることが確認された。また、固定源と移動歯、固定歯の組織形態学的な所見から矯正用

フォースシステムの一環としての有用性が示唆された。

本論文の要旨は、第45回歯科基礎医学会学術大会（2003年9月18日、盛岡）において発表した。

文 献

- 1) Creekmore TD and Eklund MK (1983) The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* **17** : 266-9.
- 2) Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ and Gungloff RK (1989) Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod* **59** : 247-56.
- 3) Roberts WE, Nelson CL and Goodacre CJ (1994) Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod* **28** : 693-704.
- 4) Kanomi R (1997) Mini-Implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* **31** : 763-7.
- 5) Douglass JB and Killiany DM (1987) Dental implants used as orthodontic anchorage. *J Oral Implantol* **13** : 28-38.
- 6) Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H and Kawamura H (1999) Skeletal anchorage system for open bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **115** : 166-74.
- 7) Goodacre CJ, Brown DT, Roberts WE and Jeiroudi T (1997) Prosthodontic considerations when using implants for orthodontic anchorage. *J Prosthet Dent* **77** : 162-70.
- 8) Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J and Poon LC (1988) Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* **58** : 151-62.
- 9) Block MS and Hoffman DR (1995) A new device for absolute anchorage for orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **107** : 251-8.
- 10) Smalley WM, Shapiro PA, Hohl TH, Kokich VG and Brånemark P-I (1988) Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **94** : 285-95.
- 11) Plenk Jr H and Zitter H (1996) Material consideration. In : Watzek G (ed) *Biomechanics of endosseous implants*. In : *Endosseous implants : science and clinical aspects*. Quintessence 63-99. Carol Stream.
- 12) Roberts WE (1988) Bone tissue interface. *J Dent Educ* **52** : 804-9.
- 13) Deguchi T, Kanomi R, Garetto PL, Roberts WE and Takano-Yamamoto T (2002) The use of miniature implants as orthodontic anchorage in dogs. *Orthod Waves* **61** : 173-8.
- 14) Assenza B, Scarano A, Petrone G, Iezzi G, Thams U, Roman FS and Piattelli A (2003) Osteoclast activity around loaded and unloaded implants : A histological study in the beagle dog. *J Oral Implantol* **29** : 1-7.
- 15) Barbier L and Schepers E (1997) Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* **12** : 215-23.
- 16) Daimaruya T, Nagasaka H, Umemori M and Sugawara J (2001) The influences of molar intrusion on the inferior alveolar neurovascular bundle and root using the skeletal anchorage system in dog. *Angle Orthod* **71** : 60-70.
- 17) Saito S, Sugimoto N, Morohashi T, Ozeki M, Kurabayashi H, Sano T, Shimizu H, Imai S, Shiba A, Yamada S and Shibasaki Y. (1998) Biomechanical mechanisms of tooth eruption, Resorption and Replacement by Implant 505-12.
- 18) 大谷嘉信, 諸橋富夫, 斉藤 茂, 大前正美, 柴崎好伸, 山田庄司 (2001) 雄性ビーグル成犬下顎第4前臼歯矯正移動の固定源として用いた連結チタンインプラント周囲下顎骨の蛍光顕微鏡による解析. *歯基礎誌* **43** : 156-65.
- 19) Garetto LP, Chen J, Parr JA and Roberts WE. (1995) Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants : a histomorphometric comparison in four species including humans. *Implant Dent* 4235-43.
- 20) Wilson TG Jr, Schenk R, Buser D and Cochran D (1998) Implants placed in immediate extraction site : A report of histologic and histometric analyses of human biopsies. *Int J Oral Maxillofac Implants* **13** : 333-41.
- 21) Probst A and Spiegel HU (1997) Cellular mechanisms of bone repair. *J Invest Surg* **10** : 77-86.
- 22) Burstone CJ (1985) *Application of bioengineering to clinical orthodontics*. Mosby, St Louis.
- 23) Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ and Schulhof RJ (1979) *Bioprogressive therapy Book 1*. Rocky Mountain Orthodontics.
- 24) Proffit WR (1986) *Contemporary orthodontics*. Second edn. Mosby-year book, Inc, St Louis.
- 25) 大内邦彦 (1974) 実験的歯牙移動時の歯槽骨変化のラベリング法とマイクロラジオグラフィに

- よる研究. 歯学 **61** : 1072-119.
- 26) Costa A, Raffainil M and Melsen B (1998) Miniscrews as orthodontic anchorage : A preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* **13** : 201-9.
- 27) Wehrbein H and Diedrich P (1993) Endosseous titanium implants during and after orthodontic load - an experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* **4** : 76-82.
- 28) Linder-Aronson S, Nordenram A and Anneroth G (1990) Titanium implant anchorage in orthodontic treatment an experimental investigation in monkeys. *Eur J Orthod* **12** : 414-9.
- 29) Southard TE, Buckley MJ, Spivey JD, Krizan KE and Casco JS (1995) Intrusion anchorage potential of teeth versus rigid endosseous implants : A clinical and radiographic evaluation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* **107** : 115-20.
- 30) Linkow LI (1969) The endosseous blade implant and its use in orthodontics. *Int J Orthod* **18** : 387-416.
- 31) Linkow LI (1970) Implant-orthodontics. *J Clin Orthod* **4** : 685-705.
- 32) Wigglesworth SW (1977) The orthodontic movement of a metal implant. *Br J Orthod* **4** : 205-7.
- 33) 菅原準二, 梅森美嘉子, 三谷英夫, 長坂 浩, 川村 仁 (1998) チタン・ミニプレートを固定源にした反対咬合の矯正治療システム. *日矯歯誌* **57** : 25-35.