結晶化ガラス ($\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-MgO-SiO}_2\text{-CaF}$ 系) 人工歯根機能負荷 による顎骨組織の組織学的変化に関する実験的研究

麻生 智 義

An experimental study on histological changes in the mandibular tissue of $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-MgO-SiO}_2\text{-CaF}$ system glass ceramic dental implants under functional loads

Tomoyoshi Aso

Abstract: The purpose of this study was to investigate the time of change in the reaction between mandibular bone tissue and glass ceramic implants under functional loads.

Two months after extraction of P2, P3, P4, and M1, from the mandibles of 16 adult mongrel dogs, glass ceramic implants were implanted in each side, and the glass ceramic implants were under a functional load three months after implantation. Histological examination and tetracycline labelling of the specimens were made 10 to 300 days after initiation of the function. The results obtained were as follows:

At 10 to 30 days after initiation of the function, new bone formation was found around the glass ceramic implant, the new bone increased in thickness and ankylosed, showing a network structure. After 60 to 90 days, there was new bone formation and bone remodeling, after 120 to 150 days, there was a supporting growth of spongy bone tissue, and the new bone was mature. After 300 days, the functional load was around the implant and the mandible bone.

The tetracycline labelling method showed strong labelling after 10 to 30 days continuing up to 60 days and then decreasing gradually until 90 days.

The results of this experiment confirmed that glass ceramics has high tissue affinity for mandibular tissue and the placement of the glass ceramic implants under functional loads caused no problems around the implant. We established that it is an appropriate material for implants.

Key words: glass ceramics (結晶化ガラス), dental implant (人工歯根), biomaterial (生体材料)

緒 言

近年, 種々の生体材料の研究開発が進み, 臨床での応

用も盛んに行われている. 生体材料としては高分子材料^{1~6)}, 金属材料^{7~14)}, セラミックス材料^{15~36)}があるが, そのなかでもセラミックス材料は, 生体親和性に優れることから人工歯根への応用を目的とした研究報告が数多くみられる.

われわれは, $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-MgO-SiO}_2\text{-CaF}$ 系ガラスセラミックス¹⁶⁾ (以下結晶化ガラスと略す) で製作した人工歯根を用いて, イヌ顎骨埋入後の周囲顎骨組織の経時的変化についてすでに研究報告している^{16, 17, 30)}. この研究から結晶化ガラス人工歯根は生体親和性に優れ, 埋入

東日本学園大学歯学部口腔外科学第2講座
(主任: 村瀬博文教授)

Second Department of Oral Surgery, School of
Dentistry, Higashi-Nippon-Gakuen University
(Chief: Prof. Hirofumi Murase)

受付日: 平成4年5月20日

後より経時的に人工歯根の周囲に骨の新生を認め、顎骨と強固に結合することがあきらかにされており臨床の場合でも応用されている^{16,29,30)}。

今回著者は、この結晶化ガラス人工歯根（以下人工歯根と略す）を顎骨に埋入後機能負荷を行い、周囲顎骨組織の変化を経時的に組織像およびラベリング像で観察し、機能負荷状態での人工歯根界面および周囲顎骨組織での変化をあきらかにして、人工歯根としての有用性を検討した。

実験材料および実験方法

1. 実験材料

実験に使用した人工歯根の形状は天然歯根の形態に近似させた、長さ14mm、最大直径4.16mmの円柱テーパー型で、底部は応力集中をなくすため半球形となっている。人工歯根の根面相当部中央に直径1.6mm、深さ5mmの円柱形の孔と中央を横切る溝が形成されておりメタルコアの接着時の回転防止が計られている（写真1）。

成分はCaO-36.0%、 P_2O_5 -9.2%、MgO-11.2%、 SiO_2 -43.6%と微量のCaFを含有しており気孔率は1%である（写真2）。

実験動物は体重10~15kgの雑種成犬のオスを16頭を使用した。

2. 実験方法

手術はチオペンタールナトリウム（ラボナール®）を用いて全身麻酔下で行った。

前準備として両側下顎第2前臼歯、第3前臼歯、第4前臼歯、第1後臼歯の抜歯を行い、抜歯2か月後に粘膜上より直径4mmのドリルで片顎3か所ずつにインプラント窩の形成を行い、それぞれに人工歯根を槌打して、周囲歯肉縁と同等の高さまで埋入した。術中、および術後5日間感染予防のため抗生剤を投与した。人工歯根埋入後は軟性飼料を与え、3か月後に片側の人工歯根に金属による上部構造を装着、また上顎にはメタルプレートを着装して閉口時に咬合するように調整を行い、人工歯根に機能負荷を与えた（写真3）。機能負荷後、10、30、60、90、120、150、300日目に下顎骨を摘出した。ラベリングを目的に摘出1週間前にテトラサイクリンを20mg/kgの割合で皮下注射を行った。標本は2%グルタルアルデヒド中に72時間浸透させ、上昇アルコール系列にて脱水、アセトン置換の後、樹脂真空含浸装置を用いてエポンにて包埋、硬組織薄切器(Exact)を用いて100 μ の標本を作製し、マイクログラiddingマシン(Exact MG-4000)にて70 μ まで研磨を行い、蛍光顕微鏡で観察を行った後、トルイジンブルー染色を施し、光学顕微鏡で観察を行った。なお、同一個体で片側は上部構造を装着せずコントロールとし、機能負荷を与えずそれらを

無機能人工歯根とした。

実験結果

1. 上部構造装着前（埋入後90日）

緻密質領域では、元来の緻密質はハバース系と介在層板よりなり、その緻密質より良好な骨形成が人工歯根に向ってみられ、緻密質から伸びたやや染色性の高い新生骨が人工歯根と緊密に接着している。新生骨は層板状を呈しておりハバース系のみられる部分があるがその数は少ない。骨小腔は元来の緻密質のものと比べると大きく、歯槽頂に近いほどその数は少ない。またその配列は不規則である（写真4,5）。骨細管は歯槽頂では少なく移行部にかけてははっきりと認められるようになる。比較的大きな骨髄腔が散在しており、骨髄腔内壁にはトルイジン・ブルーに濃染する骨前質を認め、その表面には骨芽細胞を認めるがその数は少ない。またわずかに破骨細胞も認められる。骨髄腔内には一部に脂肪細胞が認められるが造血細胞を認める部分もある。

移行部では、内基礎層板より新生骨が人工歯根に向って伸び緊密に接着している。また緻密質領域より骨前質が幅広くトルイジン・ブルーに染まっている。また骨髄腔が散在しており、内壁に骨芽細胞がわずかに認められ、未完成のハバース系が認められる（写真6）。

海綿質領域では太い骨梁が人工歯根表面に接着しており、周囲緻密質と連絡している（写真7）。骨梁は周囲緻密質と人工歯根の間が近いほど太く、周囲緻密質と人工歯根が離れている部位では骨梁は細くなっている。骨梁の接着していない人工歯根表面には一層の薄い骨が形成されている。新生骨の骨小腔は、元来の骨と比べると大きさはわずかに大きくその数は少ない。また、骨細管は少ない。骨梁表面にはトルイジン・ブルーに染まる骨前質がみられ、表面には骨芽細胞がみられる部分もあるがその数は少ない。わずかであるが破骨細胞も観察される。骨髄腔には人工歯根と離れた部分に脂肪細胞が多くみられる部分がある。また、人工歯根に近い部分にわずかであるが造血細胞がみられる部分もある。

ラベリング所見では、テトラサイクリンによりラベリングされている部分はほとんどみられず、海綿質領域頬舌側の骨髄腔内壁に一部帯状にラベリングされている像が認められるがその範囲は少ない。

2. 機能負荷10日

1) 機能負荷人工歯根

緻密質領域では、前段階と同様に元来の緻密質はハバース系と介在層板よりなり、その緻密質から伸びたやや染色性の高い新生骨が人工歯根と緊密に接着している（写真8）。新生骨は層板状を呈しておりハバース系が前段階より多くみられる。ハバース管が大きく改築のみられる部分があり、管腔内に骨芽細胞を認める。骨小腔は

大きく、歯槽頂に近いほどその数は少ない。またその配列は不規則である。骨髓腔は比較的大きく、散在しており一部に脂肪細胞が認められる。また造血細胞を認める部分もある。骨髓腔内壁にはトルイジン・ブルーに濃染する骨前質を認め、その表面には数は少ないが骨芽細胞を認める。またわずかに破骨細胞も認められる。

海綿質領域では前段階と同様にやや染色性の高い太い骨梁が人工歯根表面に接着しており、周囲緻密質と連絡している(写真9)。骨梁は周囲緻密質と人工歯根が近いほど太く、周囲緻密質と人工歯根が離れている部位では骨梁は細くなっている。骨梁の接着していない人工歯根表面には一層の薄い骨がみられる。骨小腔は元来の骨と比べるとわずかに大きくその数は少ない。骨梁表面にはトルイジン・ブルーに染まる骨前質がみられ、表面には骨芽細胞がみられる。わずかであるが破骨細胞も観察される。骨髓腔には人工歯根と離れた部分に脂肪細胞が多くみられる部分がある。また、人工歯根に近い部分にわずかであるが造血細胞がみられる部分もある。

ラベリング所見では、緻密質領域の新生骨のハバース系の一部、フォルクマン管の一部、また、人工歯根近傍の骨小腔に帯状のラベリングが認められ、人工歯根から離れた部位でのラベリングは認められない。

海綿質領域では、人工歯根周囲の新生骨に接着している骨梁表面、およびその骨梁内にある骨小腔にラベリングがみられる。ラベリングは人工歯根に近いほど強く認められる(写真10)。

2) 無機能負荷人工歯根(埋入後100日)

機能側人工歯根と同様に緻密質より伸びた、やや染色性が高い新生骨が人工歯根と緊密に接着している。骨小腔は大きく機能側と比べ、大差がない。また骨髓腔が散在しており、一部に脂肪細胞が認められる。骨髓腔に面する骨にはトルイジン・ブルーに濃染する骨前質を認めるがその範囲は狭い。骨前質表面には骨芽細胞を認める部分もあるがその数は少ない。一部造血細胞を認める。基本的に機能側と大差は認められない。

海綿質領域では、やや染色性の高い太い骨梁が人工歯根表面に接着しており、周囲緻密質と連絡している(写真11)。骨梁は緻密質と人工歯根が近いほど太い。骨梁の接着していない人工歯根表面には一層の薄い骨がみられる。骨小腔は元来の骨と比べ大きく、機能側と変わらない。骨梁表面にはトルイジン・ブルーに染まる骨前質がみられ、表面には骨芽細胞が観察される部分がある。骨髓腔には脂肪細胞がみられる部分がある。また、わずかであるが造血細胞がみられる部分もある。

ラベリング所見では、緻密質領域にラベリングされている部位はなく、海綿質領域で小さな骨髓腔に接する骨梁表面に一部ラベリングのみみられる部分があるが、全体的にみるとほとんどラベリングされていない。

3. 機能負荷30日

1) 機能負荷人工歯根

緻密質領域では10日と比べるとやや染色性が低下した新生骨が人工歯根と密に接着している(写真12)。ハバース系は前段階と比べて増えており改築中のハバース系もみられ、管腔内壁に骨芽細胞が認められる。また破骨細胞がみられる部分もある。骨小腔の大きさ、数は元来の緻密質と変わらず規則的に配列しており骨細管により連絡している。骨髓腔は狭小化する傾向がみられる。骨髓腔内壁にはトルイジン・ブルーに染まる骨前質が幅広くみられ、その表面には骨芽細胞がみられる。骨髓腔のなかに造血細胞が散在してみられ、脂肪細胞は少ない。

海綿質領域では人工歯根と周囲緻密質が太い骨梁で連絡している(写真13)。染色性は10日と比べるとやや低下している。骨梁は緻密質移行部に近いほど太く、また周囲緻密質に近いほど太い。また、人工歯根より離れた部分では骨梁は粗である。人工歯根表面にはやや染色性の高い新生骨が幅広く形成されており骨梁間を連絡している。骨梁表面にはトルイジン・ブルーに染まる骨前質がみられ、骨芽細胞が多数認められる(写真14)。骨小腔の大きさは元来のものと同じで、その数も前段階と比べ多い。骨髓腔には脂肪細胞がみられ、その数は人工歯根から離れた部位で多く認められる。

ラベリング所見では、緻密質領域をみると頬舌側歯槽頂部のハバース系、フォルクマン管、骨小腔、骨髓腔内壁に強いラベリングが認められる。また、人工歯根根尖相当部舌側のハバース系、フォルクマン管、骨小腔にびまん性にラベリングが認められる。

海綿質領域をみると、人工歯根中央部の舌側海綿質領域の骨梁表面に帯状に局限したラベリングが認められる(写真15)。

2) 無機能負荷人工歯根(埋入後120日)

緻密質領域では人工歯根と新生骨が密に接着している。染色性は前段階と比べ低下している。ハバース系は前段階と比べて多く認められる(写真16)。ハバース管腔内には骨芽細胞が認められる。また破骨細胞がみられる部分もある。骨小腔の大きさ、数は元来の緻密質と変わらず規則的に配列しており骨細管により連絡している。骨髓腔は狭小化する傾向がみられる。骨髓腔内壁には骨芽細胞がみられるが、その数は機能側と比べ少ない。骨髓腔内には脂肪細胞がみられるが数は少ない。

海綿質領域では人工歯根と周囲緻密質が太い骨梁で連絡しているが、機能側と比べるとやや粗であり染色性も低い(写真17)。骨梁は機能側と同様に緻密質移行部に近いほど太く、また周囲緻密質に近いほど太い。また、人工歯根より離れた部分では骨梁は粗である。機能側と骨梁の形態を比較すると骨梁の数、太さに差を認める。表面には新生骨が形成されている。骨梁表面にはトルイ

ジン・ブルーに染まる骨前質がみられ、骨芽細胞が認められるが機能側と比べるとその数は少ない。骨小腔の大きさは元来のものと同じで、その数も前段階と比べて多い。骨髓腔には脂肪細胞が多くみられ、その数は人工歯根から離れた部位で多く認め、黄色骨髓を呈している。

ラベリング所見をみると、特にラベリングされている部分は認められない。

4. 機能負荷60日

1) 機能負荷人工歯根

緻密質領域では層板構造をもつ新生骨が人工歯根と密に接着している。ハバース系は前段階と比べて成熟しており元来の緻密質と同様の所見である(写真18)。骨小腔の大きさ、数は元来の緻密質と変わらず規則的に配列しており骨細管により連絡している。海綿質領域に近づくにつれ骨髓腔が認められ、骨髓腔はさらに狭小化する傾向がみられ、骨髓腔内壁には骨芽細胞がみられるが前段階と比べその数は少ない。骨髓腔のなかには、脂肪細胞が認められる。新生骨の染色性は元来の骨と変わらなくなってきた。

海綿質領域では人工歯根表面に被覆するように幅広く骨が形成され、人工歯根と周囲緻密質が太い骨梁で連絡しており、骨梁の太さは前段階より全体に肥厚している。骨梁は人工歯根の埋入されていない部位では粗である。人工歯根周囲の骨梁には骨芽細胞が認められるがその数は前段階より減少している。骨髓腔には脂肪細胞が増えており黄色骨髓を呈している部位もある。

ラベリング所見をみると、前段階と比べてラベリングされている範囲は減少しており、海綿質領域では骨髓腔内壁、一部フォルクマン管内壁、ハバース系にラベリングされている部位を認める。ラベリング部位は人工歯根近傍が著明で、人工歯根から離れた部位ではラベリングは認められない。

2) 無機能負荷人工歯根(埋入後150日)

緻密質領域では人工歯根と新生骨が密に接着しており、ハバース系も完成して成熟骨となっている(写真19)。骨小腔の大きさ、数は元来の緻密質と変わらず規則的に配列しており骨細管により連絡している。骨芽細胞、破骨細胞ともに観察されない。基本的には前段階と変わらない。

海綿質領域では人工歯根と周囲緻密質と連絡していた骨梁が、全体に細くなり萎縮が始まっている。機能側と比較すると前段階とは著明に骨梁の数、太さに差を認める。また、人工歯根表面に形成された骨もその太さを減少している。骨髓腔は脂肪細胞に満たされ、黄色骨髓を呈している。

ラベリング所見では緻密質領域、海綿質領域ともにラベリングは認められない。

5. 機能負荷90日

1) 機能負荷人工歯根

緻密質領域ではハバース系を認める層板骨が人工歯根と密に接着している。ハバース系の大きさも元来のものと変わらず、染色性にも違いがみられない。骨小腔の大きさも変わらず、規則性をもって配列している(写真20)。骨髓腔を認める部位もあるが、その範囲はわずかなのである。また、骨髓腔内壁に骨芽細胞を認める部分もあるが、その数は減少している。破骨細胞は認められない。

海綿質領域では骨梁はさらに太さを増し、太い骨梁のみが残り人工歯根と密に接着している(写真21)。骨梁は緻密質移行部に近いほど太く、また周囲緻密質に近いほど太い。また、人工歯根より離れた部分では骨梁は粗である。染色性は元来の骨と変わらないが、人工歯根表面には新生骨が幅広く形成されており、前段階と比べてその太さを増している。骨梁表面には、骨芽細胞が認められるが、その数は前段階より少ない。骨小腔の大きさは元来のものと同じで、その数は前段階と比べて多い。骨髓腔には脂肪細胞がみられ、その数は人工歯根から離れた部位で多く認められる。

ラベリング所見では、人工歯根近傍の上部海綿質骨髓腔内壁の一部に認められるが、前段階で認めていたラベリングはこの時期になるとほとんど認められなくなる。

2) 無機能負荷人工歯根(埋入後180日)

緻密質領域では層板骨が密に人工歯根表面に接着している。ハバース系は完成しており、骨の成熟をうかがわせる。骨髄組織が占める範囲はさらに縮小され、散在した骨髓腔がみられるだけで、ほとんどが緻密質で満たされている。骨芽細胞は観察されない。

海綿質領域では、骨梁が人工歯根表面に接着している近傍では比較的厚い骨組織が観察されるが全体的に骨梁は細く変化しており、人工歯根より離れた部位では粗になっている(写真22)。機能側と比較すると骨梁の数、太さに差を認める。骨髓腔は拡大して脂肪細胞により満たされている。骨の表面には骨芽細胞は観察されない。

ラベリング所見では、機能側人工歯根周囲顎骨と同様にラベリングされる部位は認められない。

6. 機能負荷120日

1) 機能負荷人工歯根

緻密質領域では、ハバース系を認める層板骨が人工歯根と密に接着しており成熟骨の様子を呈している。ハバース系の大きさも元来のハバース系と変わらず、骨小腔も規則性をもって配列している。骨髓腔を認める部位もあるが、その範囲はわずかな前段階と比べ狭小化が認められる。骨芽細胞、破骨細胞ともに認められない。

海綿質領域では骨梁はさらに太さを増し、太い骨梁のみが人工歯根を支えている(写真23)。特に緻密質に近い部位の骨梁は層板構造をもち、緊密に人工歯根と接着している。また、緻密質と離れた部位でも比較的太い骨梁が伸び人工歯根と緊密に接着している。しかし、人工

歯根と離れた部位の骨梁は粗である。人工歯根表面には新生骨が幅広く形成されており前段階と比べてその太さを増している。骨梁表面には、骨芽細胞はほとんど認められない。骨髓腔には脂肪細胞がみられ、その数は人工歯根から離れた部位で多く認められる。

2) 無機能負荷人工歯根 (埋入後210日)

緻密質領域では前段階と同様な所見である。層板骨が密に人工歯根表面に接着しており、ハバース系は完成しており、骨の成熟をうかがわせる。骨髓組織が占める範囲はさらに縮小され、散在した骨髓腔がみられるだけで、ほとんどが緻密質で満たされている。骨芽細胞は観察されない。

海綿質領域では、前段階でみられた骨梁が人工歯根表面に接着している近傍の比較的厚い骨組織も徐々に縮小しており、全体的に骨梁は細く変化している(写真24)。骨芽細胞は認められず、黄色骨髓を呈している。

ラベリング所見では機能側、無機能側ともに認められない。

7. 機能負荷150日

1) 機能負荷人工歯根

緻密質領域では、ハバース系を認める層板骨が人工歯根と密に接着しており前段階と比べ特に変化を認めない。ハバース系の大きさも元来のものと変わらず、骨小腔も規則性をもって配列している。骨髓腔を一部認めるが、その範囲はわずかでさらに狭小化が認められる。骨芽細胞、破骨細胞ともに認められない。

海綿質領域では骨梁の太さは前段階とさほど変わらないが、太い骨梁のみが人工歯根を支えている(写真25)。骨梁は層板構造をもち、緊密に人工歯根と接着している。しかし、人工歯根と離れた部位の骨梁は粗である。人工歯根表面には形成された新生骨も前段階と比べその太さは変わらない。骨梁表面には、骨芽細胞はほとんど認められないが人工歯根に近い部位に bone lining cells が認められる。骨髓腔は脂肪細胞に満たされており、その数は人工歯根から離れた部位で多く認められる。

2) 無機能負荷人工歯根 (埋入後240日)

緻密質領域では前段階と同様な所見である。層板骨が密に人工歯根表面に接着しており、ハバース系は完成しており、骨の成熟をうかがわせる。骨髓組織が占める範囲は前段階と比べさほど変化はなく、散在した骨髓腔がみられるだけで、ほとんどが緻密質で満たされている。骨芽細胞は観察されない。

海綿質領域では、前段階でみられた骨梁がさらに縮小しており、全体的に骨梁は細く変化している(写真26)。機能側と比較すると骨梁の数は減少し、太さもかなりの差を認める。骨芽細胞は認められず、黄色骨髓を呈している。

ラベリング所見では機能側、無機能側とも認められない。

8. 機能負荷300日

1) 機能負荷人工歯根

緻密質領域は基本的には150日と変わりがなく、成熟した骨が人工歯根表面に接着している(写真27)。ハバース系の大きさや、染色性も元来の骨と変わらない。小さな骨髓腔がみられるが、そのほとんどはハバース系と介在層板よりなる緻密質であり、人工歯根表面と直接接着している。

海綿質領域でも基本的に150日と変わらず、太い骨梁が人工歯根と緊密に接着している(写真28)。人工歯根表面を被覆する骨や骨梁の太さもさほど変化はなく、緻密質に近い領域の骨梁はかなり太く、人工歯根を支えている(写真29)。また、緻密質と離れた部位でも比較的太い骨梁が人工歯根と接着しており、人工歯根と離れた領域では骨梁は非常に粗である。また、緻密質領域、海綿質領域の骨梁には骨芽細胞、破骨細胞とも認めないが、海綿質領域の骨表面には bone lining cells が認められる。骨髓腔は脂肪細胞が多く認められ、人工歯根と離れた部位ほど多く認められる。

2) 無機能負荷人工歯根 (埋入後390日)

緻密質領域では基本的には150日無機能人工歯根と変わらない。ハバース系、介在層板を認める層板骨よりなり人工歯根表面と緊密に接着している(写真30)。

海綿質領域では骨梁の萎縮がさらに進み、人工歯根表面に一層の骨を認め、それに続いて細い骨梁が人工歯根と接着しているだけとなっている(写真31)。また、緻密質と近い部位の骨梁も萎縮を認め、人工歯根表面に骨はみられるものの、その太さは減少しており全体として粗な状態となっている。機能側と比較すると骨梁の数、太さは著明に減少してその差は著しいものを認める。骨髓腔は脂肪細胞を認める部位が多く黄色骨髓を呈している(写真32)。

ラベリング所見では機能側、無機能側とも認められない。

考 察

1. 実験材料について

歯牙の欠損による咀嚼機能の低下、発音障害、審美性などを回復する目的で、インプラントへの期待とともに、材料、形態、埋入方法などで数多くのインプラントが臨床で行われている。歯科用インプラント材料のなかでも特にセラミックス材料は生体内での親和性、安定性などから急速に発展している。

セラミックス材料を分類すると、

1) 生体内不活性セラミックス：アルミナセラミックス³⁷⁻³⁹⁾、カーボン³¹⁾、ジルコニア³²⁾

2) 生体内活性セラミックス：生体活性ガラス¹⁶⁻³⁰⁾、ヒドロキシアパタイト³³⁻³⁶⁾

表 1 結晶化ガラス人工歯根と生体用セラミックスとの特性対比 (松井, 渋谷他)¹⁶⁾

	本素材	焼結アパタイト結晶	アルミナ多結晶
曲げ強度 (kg/cm ²)	2,700	1,100~1,900	3,000~ 4,000
圧縮強度 (kg/cm ²)	11,000	5,000~9,000	25,000~30,000
弾性率 (kg/cm ²)	125×10 ⁴	35~120×10 ⁴	350~380×10 ⁴
ビッカース硬度 (kg/cm ²)	730	700	1,800
熱膨張係数 30-380 (×10 ⁻⁷ /°C)	90	115	70
密度 (g/cm ³)	3.03	3.15	3.90
破壊靱性 (MP a/m ^{1/2})	1.8	0.9	4.5

表 2 結晶化ガラスの構造

Apatite	Ca ₁₀ (PO ₄) ₆ O	5~6%
Diopside	CaO-MgO-2SiO ₂	25%
Wallastonite	CaO-SiO ₂	25%
Baseglass		

3) 生体吸収性セラミックス: TCP⁴⁰⁾などの3つに大別される。

現在, 人工歯根として臨床で多く使用されているセラミックスは, アルミナセラミックスとヒドロキシアパタイトセラミックスである。化学的結合性, 機械的強度などから一長一短の材料として評価されており, 骨と化学的に結合し, さらに機械的強度の優れた材料が求められている。

ガラスセラミックスは, 配合成分, 配合率を変化させたり, 結晶化度を調整することにより必要な性質をもった素材を創製することができる。

1971年, Hench, Splinterら²⁰⁾により骨と化学的に結合するガラスセラミックス Bioglass®が発表されて以来, 改良が進み, 1973年に Strung, Bunte, Blenke らが, Na₂O-CaO-P₂O₅-SiO₂-K₂O-Ca₃(PO₄)₂ 系のガラスセラミックスを Ceravital®として開発し, 1980年, 田代, 小久保, 山室ら^{18,19)}によって, MgO-CaO-P₂O₅-SiO₂系ガラスセラミックス (AW ガラスセラミックス®) が開発された。それは結晶層をアパタイト, ウォラストナイトの複合化によって, 骨との化学的結合を早め機械的強度を高めたものであり, 整形外科の分野で臨床に応用されている。その後1984年松井, 渋谷ら^{16,17)}は顎骨内応用を目的として, アパタイト, ウォラストナイト, ディオプサイドの結晶を均一に複合析出させた, CaO-P₂O₅-MgO-SiO₂-CaF 系ガラスセラミックスを開発した。これは骨と化学的結合が速やかで機械的強度が A-W ガラスセラミックス®よりさらに高く, 優れた機械加工性を有している。機械的強度はアルミナ多結晶に及ばないが焼結アパタイト多結晶より高く, また弾性率は焼結アパ

タイトと同等である (表1)。

今回の実験にはこの材料により製作された人工歯根を用いている。

本素材の構造はアパタイト (Ca₁₀(PO₄)₆O) ディオプサイド (CaO-MgO-2SiO₂) ウォラストナイト (CaO-SiO₂) が均等析出している白色不透明な緻密な焼結体で気孔率は1%である (表2)。

化学耐久性について松井¹⁶⁾は, Homsy⁴¹⁾の疑似体液中で Ca, Mg, PO, Si の低レベルでの溶出が認めるが本素材表面にアパタイト結晶が析出すると溶出が減少してその後停止すると報告し, 不次ら⁴²⁾も Ca-P rich liner が人工歯根と骨組織との界面に形成され, 元素の溶出が止まると報告している。

また, 生物学的特性をみると榎本⁴³⁾は急性毒性試験, 短期毒性試験, 亜急性毒性試験, 溶血性試験, 変異原性試験, 発癌性試験, 皮下埋入試験, 感作性試験, 口腔粘膜刺激試験などの安定性試験を行い, 安全性が確認されている。塩田ら⁴⁴⁾はラット背部皮下に本素材を埋入した移入試験を行った結果, 術後10日目に本素材は薄い結合組織で被包され, それ以後被包した線維性結合組織の進行性病変は認められないと報告している。さらに家兎脛骨内および骨髄内への移入試験においても化学的結合を期待する所見が得られたと報告している。

さらに北村³⁰⁾はイヌ顎骨に本素材人工歯根を埋入して顎骨組織の経時の変化について基礎実験を行っているが, それによると埋入後120日まで人工歯根周囲に新生骨の形成が認められ, それ以後徐々に骨梁の萎縮が認められると報告しており, 人工歯根として組織親和性に優れ, 歯科インプラント材料として可能性の高い材料と考えられると報告している。

2. 機能後の人工歯根周囲の骨組織の変化について

1) 埋入後90日目 (無機能) の顎骨について

人工歯根埋入後90日目では, 人工歯根と周囲顎骨組織が緊密に接着しており良好な骨形成がみられた。緻密質領域では新生骨は層板状を呈しているが, ハバース系のみられる部分はまだ少なく, 骨小腔は元来の緻密質のものと比べると大きく, その配列は不規則であった。ま

た、比較的大きな骨髓腔が散在しており、骨髓腔内壁には骨芽細胞を認めるがその数は少なく、わずかに破骨細胞も認めた。骨髓腔内には一部に脂肪細胞が認められるが造血細胞を認める部分もある。

海绵質領域でも良好な骨形成が認められ、太い骨梁が人工歯根表面に接着しており、周囲緻密質と連絡していた。また、骨梁周囲には骨芽細胞が認められる部位もあった。この時期では、人工歯根周囲顎骨でいまだ骨形成が行われている部位も認められるが、ほとんど元来の骨の状態を呈しており、骨形成も比較的落ち着いてきている。北村³⁰⁾の報告からも、緻密質では埋入後90日で人工歯根周囲に接着している新生骨はほぼ従来の緻密質の状態を呈すと述べており、海绵質でも120日を境に人工歯根と接着していた骨梁が徐々に縮小してくると述べている。三羽³⁶⁾はアパタイトセラミックスインプラントでは咬合開始時期は埋入後8週が最適であると報告している。また、石田⁴⁵⁾によるアパタイトセラミックスインプラントの押し出し試験で、埋入後2か月においての試験値は平均212kgであると述べている。これは埋入後1か月の値の2倍であり、ヒトの下顎第1大臼歯の最大咬合力と比べても約2倍であり、埋入後2か月においてかなり高い機能負担能力があると判断されると報告している。骨性癒着を起こす人工歯根でも癒着前に機能圧が加わると人工歯根と骨との界面に線維性結合組織が形成されるとの報告もあり^{14,34)}、北村³⁰⁾の結晶化ガラス人工歯根の実験と小木曾³⁵⁾のアパタイトセラミックス人工歯根の実験を比較しても結晶化ガラス人工歯根の組織反応はアパタイト人工歯根よりわずかに遅く、安全域をとって本人工歯根では機能開始時期を埋入後90日目とした。

2) 機能負荷10日から30日目について

機能負荷10日から30日にかけて、機能負荷人工歯根緻密質領域では、ハバース系の形成が前段階より進み、ハバース管が大きく改築のみられる部分もあり、管腔内に骨芽細胞を認めるようになる。無機能側においてもハバース系が形成されているが、骨芽細胞は無機能側より機能側に多くみられ、また破骨細胞も一部認められる。

骨小腔は大きく、配列は不規則であり、比較的大きな骨髓腔が散在している。また骨髓腔内の一部に脂肪細胞が認められる。また造血細胞を認める部分もある。骨髓腔内壁にはトルイジン・ブルーに濃染する骨前質を認め、その表面には数は少ないが無機能側より多くの骨芽細胞を認める。またわずかに破骨細胞も認められる。

海绵質領域では前段階と同様にやや染色性の高い太い骨梁が人工歯根表面に接着しており、周囲緻密質と連絡している。機能負荷による為害作用は認めない。骨梁表面にはトルイジン・ブルーに染まる骨前質がみられ、無機能側に比べると多くの骨芽細胞がみられる。わずかであるが破骨細胞も観察される。骨髓腔には機能側、無機能側とも人工歯根と離れた部分に脂肪細胞が多くみられ

る部分がある。また、人工歯根に近い部分にわずかであるが造血細胞がみられる部分もある。相川⁴⁶⁾は、Apatite-2 Piece implant の機能的負荷実験の1か月のもので歯根部周囲に形成された新生骨内に骨髓腔が比較的多く、骨梁表面には骨芽細胞や骨前質が各所に観察されると報告しており、ほぼ同様の所見が認められた。

ラベリング所見では、緻密質領域では骨髓腔内壁、ハバース系の一部、フォルクマン管の一部、また、人工歯根近傍の骨小腔にラベリングが認められる。また、海绵質領域では、骨梁表面、骨小腔にラベリングがみられる。ラベリングは人工歯根に近いほど強く認められ、人工歯根近傍より骨の形成、リモデリングが起きている所見を認めている。Bevelander⁴⁷⁾はテトラサイクリンは骨形成の石灰化時にその領域に取り込まれると報告している。

このように機能側、無機能側ともにまだ骨の形成が行われているが、機能側でより盛んに骨形成が行われていることから、人工歯根および人工歯根周囲組織が機能圧に対して十分対応できているものと考えられ、この骨形成は機能圧による反応と考えられる。三羽³⁶⁾は人工歯根埋入後12週位で外傷に対する骨治癒が完了し、機能開始後4、8週における活発な骨形成は骨治癒のための骨形成ではなく、機能圧を加えたことによる骨形成であると報告している。

3) 機能負荷60日から90日目について

機能負荷後60日から90日にかけて機能側人工歯根周囲顎骨は緻密質領域、海绵質領域ともに活発な骨形成を認める。染色性は機能負荷30日と比べ低下してきており90日では元来の骨とはほぼ変わらなくなる。骨形成は埋入後形成された骨の緻密化あるいは骨梁周囲への骨の添加として認められる。しかし、骨の形成が活発に行われているのは人工歯根周囲に限られ、人工歯根に接着していない部位の骨梁は徐々に縮小傾向を認める。また、無機能側でも同様で人工歯根を支えている海绵質骨梁はその幅を減少してきており、縮小傾向を認める。

機能負荷60日では前段階と比べ、ラベリングされる部位は減少しているものの、人工歯根周囲でラベリングが認められる。ラベリングされる部位は人工歯根近傍が著明で人工歯根と離れた部位では認められなくなる。これは機能圧の伝達が人工歯根周囲に限られ離れた部位にまで伝わらないためと思われる。90日になるとラベリングされる部分はほとんど認めなくなっている。また、無機能側ではラベリングを認めず、骨の形成改造をうかがわせる所見を認めない。

4) 機能負荷120日から150日目について

機能負荷120日から150日にかけて、緻密質領域、海绵質領域とも骨の形成が認められなくなり、元来の緻密質、海绵質と染色性も変わらなくなる。骨芽細胞、破骨細胞ともにほとんど観察されなくなり、人工歯根を支え

る太い骨梁のみが残るようになる。ハバース系は完成され介在層板とともに層板骨を形成する。また、海綿質領域の骨梁も層板状を呈し、人工歯根と密に接するようになる。このように人工歯根近傍では機能圧に対する反応が著しく認めることができる。そして人工歯根から離れた部位の骨梁はさらに粗となり骨髓腔は脂肪細胞がふえてくる。小木曾³⁵⁾はアパタイトインプラントによる機能的負荷実験により、機能圧に適応するためのインプラント周囲骨の改造は、機能開始後6か月に及ばないものの数か月続くと述べており同様な所見が得られている。

5) 機能負荷300日について

機能負荷300日に達すると機能側人工歯根周囲骨組織も落ち着いた状態となる。緻密質領域層板骨は元来の骨と同様のハバース系を認め、骨小腔は規則性をもって配列しており、骨髓腔も散在するが小さくほとんどが層板骨で占められるようになる。人工歯根と骨の界面は密に接着しており機能負荷による為害作用は認めない。海綿質領域でも骨の形成はみられなくなり、骨梁表面には bone lining cells がみられるだけとなる。骨梁は太い骨梁のみが残るようになり、人工歯根を支えている。骨梁は人工歯根と周囲緻密質が近いほど太く、離れると細い骨梁が観察される。人工歯根からさらに離れると骨梁は非常に粗となる。

以上のことから、本研究に使用した人工歯根は生体材料として、生物的に顎骨組織に対して為害作用がなく生体親和性がよく、顎骨組織と十分な結合を認め、機能負荷によりその結合が破綻することなく、咬合圧に対して適応していくことがあきらかになり、人工歯根として良好な材料と考えられた。

結 語

結晶化ガラス人工歯根の機能負荷後の周囲顎骨組織の変化を知る目的で、イヌ顎骨に人工歯根を埋入し、人工歯根を埋入後90日以降に人工歯根を機能負荷状態におき、機能負荷後10, 30, 60, 90, 120, 150, 300日目に顎骨を摘出して、組織学的所見およびラベリング所見について観察を行い次の結論が得られた。

1. 機能負荷前の周囲組織は、骨の形成、改築がわずかにみられるものの安定した状態にあり、人工歯根と骨が密に接着した状態にある。骨芽細胞はみられるもののその数は少ない。
2. 機能負荷10日から30日では、人工歯根周囲に活発な骨形成が認められる。骨芽細胞が骨梁表面、骨髓腔内壁に認められるようになり、骨梁も太さを増し、さらに緊密に骨と接着するようになる。特に30日で機能負荷による骨反応が著明に認められる。機能することにより周囲顎骨組織に異常所見も認められなかった。
3. 機能負荷60日から90日にかけて、機能負荷人工歯

根周囲組織ではさらに骨の形成改築が行われる。しかし90日になると人工歯根と接着していない部位の骨梁は徐々に縮小する傾向を認め、また骨芽細胞の数も減少するようになる。

4. 機能負荷120日から150日にかけて、骨は成熟した状態となり、人工歯根表面全域に骨形成を認め、太い骨梁が人工歯根と接着している。しかし人工歯根と近接していない部位の骨梁はさらに縮小し、骨の形成、改築がみられなくなり、骨髓腔は黄色骨髓を呈する。

5. 機能負荷300日経過した人工歯根周囲組織でも骨と緊密に人工歯根が接着しており、周囲組織に為害作用は認められない。海綿質領域では太い骨梁が残る人工歯根を支えている。

6. ラベリング所見では、機能負荷後10日から30日にかけて強いラベリングが認められ、活発な人工歯根周囲の骨の形成改築がうかがわれ、機能負荷60日頃まで続くが、その後徐々に減少して機能負荷後90日では全く認められなくなる。

7. 結晶化ガラス人工歯根は高い組織親和性を持ち、機能負荷状態においても人工歯根、周囲顎骨組織ともに十分に対応できることがあきらかになり、人工歯根として応用できる可能性が確認された。

稿を終えるに臨み、終始ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました村瀬博文教授に心より感謝いたします。また、本研究を行うにあたり種々ご協力を頂いた口腔外科学第2講座の諸先生方に感謝いたします。また、本研究の材料を提供して頂いた日本電気硝子株式会社結晶化ガラス開発室の皆様にも感謝いたします。

本研究の一部は、平成2年度東日本学術大学特別研究費補助金および平成3, 4年度文部省科学研究費補助金総合研究Cで行われたものである。

本論文の要旨は、第34回日本口腔外科学会総会（平成元年10月、郡山）、第9回バイオラミクス研究会（平成4年4月、京都）において発表した。

引 用 文 献

- 1) Shulman, L., Schnitman, R., et al.: Influence of root design on implant acceptability in baboons. J Dent Res 56: IADR Abstracts A 118 1977.
- 2) 倉地洋一: 人工歯の嵌植に関する実地的研究. 口病誌 45: 58-75 1978.
- 3) Nathanson, D., Gittleman, L., et al.: Histologic response to porous PMMA implant materials. J Biomed Mater Res 12: 13-33 1978.
- 4) Peterson, L.J., Pennel, B.M., et al.: Clinical radiographic and histological evaluation of porous rooted polymethylmethacrylate dental

- implants. J Dent Res 58: 489-496 1979.
- 5) Kent, J.M.: Pilot studies of a porous implant in dentistry and oral surgery. J Oral Surg 30: 108-112 1977.
- 6) Smith, L.: Ceramic-plastic material as a bone substitute. Arch Surg 87: 653-661 1963.
- 7) d'Hoedt, B. and Lukas, D.: Statistische Ergebnisse des Tubingen implantates. Dtsch Zahnartzl Z 36 :551-562 1981.
- 8) Piliero, S.J., Schnitman, P., et al.: Histopathology of oral endosteal metallic implants in dogs. J Dent Res 52: 1117-1127 1973.
- 9) Adell, R., Lekholm, U., et al.: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 10: 387-416 1981.
- 10) Brånemark, P.I.: Osseointegration experimental background. J Prosthet Dent 50: 399-410 1983.
- 11) Ledermann, P., Schroeder, A., et al.: ITI-Hohlzylinder implantate I. Die Quintessenz 32: 1377-1389 1981.
- 12) Predecki, P., Stephan, J.E., et al.: Kinetics of bone growth into cylindrical channels in aluminium oxide and titanium. J Biomed Mater Res 6: 375-400 1972.
- 13) Gourley, I.M., Richards, L.W., et al.: Titanium endosteal implants in the mandibles of beagle dogs. J Prosthet Dent 36: 550-566 1976.
- 14) Cameron, H.U. and Pilliar, R.M.: The Effect of porous metal to bone. J Biomed Master Res 7: 301-311 1973.
- 15) 市川邦弘：ブレードインプラント挿入にともなう組織変化に関する研究. 歯科医学 40: 196-216 1977.
- 16) 松井 晶, 渋谷武宏：Bioramics の場における生体機能ガラスセラミックスの開発研究Ⅳ. 特に顎骨内応用を目的とした生体活性ガラスセラミックス ($\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-MgO-SiO}_2\text{-CaF}$ 系結晶化ガラス) の創製と応用に関する研究. ザ・クインテッセンス 7: 134-150 1988.
- 17) 松井 晶, 渡辺隆佐, 他：Bioramics の場における生体機能ガラスセラミックスの開発研究. ザ・クインテッセンス 7: 154-159 1988.
- 18) 田代 仁, 小久保 正, 他： CaO , Pa_2O_5 セラミックスを用いた新骨置換材料の基礎的研究 第1報. 中部整災誌 23: 1799-1801 1980.
- 19) 田代 仁, 小久保 正, 他： CaO , Pa_2O_5 セラミックスを用いた新骨置換材料の基礎的研究 第2報. 中部整災誌 24: 1799-1801 1980.
- 20) Hench, L.L., Splinter, R.J., et al.: Bonding mechanisms at the interface of ceramic prosthetic materials. J Biomed Mater Res Symp 2: 117-141 1971.
- 21) Strunz, V., Bromer, H., et al.: Glaskeramik als bioaktives implantations material. Dtsch Zahnartzl 31: 69-71 1976.
- 22) Strunz, V., Bromer, H., et al.: Bioaktive Glaskeramik als implantat-material in der Kieferchirurgie. Dtsch Zahnartzl 32: 287-290 1977.
- 23) Bunte, M., Strunz, V., et al.: Kleifer Augmentation mit Glaskeramik im Tierversuch. Dtsch Zahnartzl 32: 323-325 1977.
- 24) Blencke, B.A., Bromer, H., et al.: Compatibility and long-term stability of glassceramic implant. J Biomed Mater Res 12: 307-316 1978.
- 25) 井上尚彦, 伊藤学而, 他：生体活性ガラスを用いた人工歯根の開発. 日矯歯誌 40: 291-299 1981.
- 26) Fujii, T. and Ogino, M.: Difference of bonding behavior among surface active glasses and sintered apatite. J Biomed Mater Res 18: 845-859 1984.
- 27) 市村健夫, 荻野 誠：バイオ・セラミックスー生体活性ガラスを用いた人工歯根一. 機能材料 5: 5-11 1985.
- 28) Holand, W.: Interface reactions between machinable bioactive glass-ceramics to bone. J Biomed Mater Res 19: 303-312 1985.
- 29) 村瀬博文, 麻生智義, 他：結晶化ガラスを用いた人工歯根の臨床応用. 日口外誌 35: 2926-2934 1989.
- 30) 北村完二：結晶化ガラス人工歯根埋入による顎骨組織の経時的変化に関する実験的研究. 日口外誌 36: 915-933 1990.
- 31) Schnitman, P.A. and Shulman, L.B.: Vitreous carbon implants. Dent Clin North Am 24: 441-463 1980.
- 32) 永井教之, 竹下信義, 他：新素材ジルコニア・歯科インプラントの基礎. 歯科学報 84: 985-1000 1984.
- 33) 小木曾 誠, 金田浩之, 他：アパタイトインプラントー特に 2-Piece implant の基礎と臨床一. 歯科ジャーナル 25: 617-633 1987.
- 34) 大西啓靖：implant としての人工股関節の biomechanical な検討一その1, その2. 整形外科 26: 597-613, 683-700 1975.
- 35) 小木曾 誠, 相川修二, 他：Apatite 2-Piece Implant 第2報 機能的負荷実験. 補綴誌 32: 320-331 1988.
- 36) 三羽敏夫：アパタイト・セラミックス・インプラント埋入後の咬合時期と骨形成との関連性に関する組織学的研究. 口病誌 52: 233-269 1985.
- 37) Wolfson, S.H., Svare, C.W., et al.: Load-bearing capacity of functioning alumina dental endosseous implant. J Dent Res 55: 22-29

- 1976.
- 38) 赤川安正: アルミナセラミックス・インプラントの臨床と研究. ザ・クインテッセンス別冊: 67-77 1984.
- 39) 杉本忠雄: バイオセラミインプラントに関する実験的研究. 九州歯会誌 38: 1-25 1984.
- 40) Bhaska, S.N., Brady, J.M., et al.: Biodegradable ceramic implants in bone. Oral Surg 32: 336-346 1971.
- 41) Homsey, C.A.: Bio-compatibility in selection of materials for implantation. J Biomed Mater Res 4: 341-356 1970.
- 42) 不次敏明, 山本隆夫, 他: ガラスセラミックスと骨との界面における変化. 臨整外 21: 1249-1256 1986.
- 43) 榎本 眞, 井上博之, 他: 結晶化ガラス人工歯根, 骨補填用結晶化ガラスの安全性評価. ザ・クインテッセンス 7: 144-155 1988.
- 44) 塩田 覚, 塩村 太, 他: Bioramics の場における生体機能ガラスセラミックスの開発研究. 生体活性結晶化ガラス人工 歯 根 ($\text{CaO-Pa}_2\text{O}_5\text{-MgO-SiO}_2\text{-CaF}_2$ 系結晶化ガラス) の応用に関する生物学的研究. ザ・クインテッセンス 7: 1805-1815 1988.
- 45) 石田光輔: アパタイトセラミックスインプラントの骨組織による保持に関する組織学的研究. 口病誌 55: 381-436 1988.
- 46) 相川修二: 機能的負荷状態下における apatite implant が周囲顎骨組織におよぼす影響について. 口病誌 55: 381-436 1988.
- 47) Bevelander, G.: The effect of tetracycline on mineralization and growth, from "Advances in oral biology, Vol 1", 205-223, edited by P.H. Staple. Academic Press, New York, 1964.

写 真 説 明

- 写真1** 本研究に使用した人工歯根
長さ14 mm, 最大直径4.16mm 円柱テーパ型
をしている.
- 写真2** 人工歯根表面の SEM 像
気孔率は1%である (×200).
- 写真3** 機能負荷状態のイヌの口腔内
閉口時に咬合するように調整してある.
- 写真4** 埋入後90日目の緻密質領域 (頬舌断, ×25)
- 写真5** 写真4の緻密質領域の拡大 (頬舌断, ×100)
- 写真6** 埋入後90日目の移行部領域 (頬舌断, ×100)
- 写真7** 埋入後90日目の海綿質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真8** 機能負荷10日目の緻密質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真9** 機能負荷10日目の海綿質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真10** 機能負荷10日目のラベリング所見 (頬舌断, ×25)
- 写真11** 埋入後100日目の海綿質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真12** 機能負荷30日目の緻密質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真13** 機能負荷30日目の海綿質領域 (頬舌断, ×25)
- 写真14** 機能負荷30日目の海綿質領域 (頬舌断, ×200)
- 写真15** 機能負荷20日目のラベリング所見 (頬舌断, ×25)
- 写真16** 埋入後120日目の緻密質領域 (頬舌断, ×200)
- 写真17** 埋入後120日目の海綿質領域 (頬舌断, ×25)
- 写真18** 機能負荷60日目の緻密質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真19** 埋入後150日目の緻密質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真20** 機能負荷90日目の緻密質領域 (頬舌断, ×200)
- 写真21** 機能負荷90日目の海綿質領域 (近遠心断, ×50)
- 写真22** 埋入後180日目の海綿質領域 (近遠心断, ×50)
- 写真23** 機能負荷120日目の海綿質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真24** 埋入後210日目の海綿質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真25** 機能負荷150日目の海綿質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真26** 埋入後240日目の海綿質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真27** 機能負荷300日目の緻密質領域 (頬舌断, ×100)
- 写真28** 機能負荷300日目の海綿質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真29** 機能負荷300日目の海綿質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真30** 埋入後390日目の緻密質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真31** 埋入後390日目の海綿質領域 (頬舌断, ×50)
- 写真32** 埋入後390日目の海綿質領域 (海綿質領域, ×50)

写真1

写真2

写真3

写真4

写真5

写真6

写真7

写真8

写真9

写真 10

写真 11

写真 12

写真 13

写真 14

写真 15

写真 16

写真 17

写真 18

写真 19

写真 20

写真 21

写真 22

写真 23

写真 24

写真 25

写真 26

写真 27

写真 28

写真 29

写真 30

写真 31

写真 32