

咬合荷重下におけるジルコニアインプラント周囲骨組織の反応

吉永 修 加倉 加恵 石原貴美恵
柳 東 谷口 祐介 城戸 寛史

本研究の目的は、荷重下のジルコニアインプラント周囲骨組織の反応を動物モデルで評価することである。

φ3.0×15.5 mm の1ピースタイプのスレッドタイプジルコニア製実験用インプラントを製作した。表面性状は機械加工タイプとレーザー加工タイプの2種類とした。2頭のビーグル犬の下顎両側臼歯を抜歯し、6カ月後に右側に機械加工タイプ3本、左側にレーザー加工タイプの実験用インプラントをそれぞれ3本埋入した。埋入直後に金属製保護床を装着し、3カ月間インプラント体に負荷を与えないようにした。

埋入から3カ月後、1頭から無負荷モデルとして試料を採取した。別の1頭のジルコニアインプラント上に金属製の上部構造を装着した。また、対合歯に咬合プレートを装着し、インプラント上部構造と咬合接触を与えた。12カ月後、咬合負荷モデルとして試料を採取した。研磨標本で骨接触率 (BIC) とインプラントのスレッド内の骨占有率 (BA) を測定した。また、荷重前後のエックス線写真でインプラント辺縁骨を評価した。

すべての組織標本でインプラント体表面と骨組織の直接接触が観察された。組織標本とエックス線写真において辺縁骨の吸収像はなかった。2種の表面性状の間に BIC と BA に差は認められなかった。荷重後の BIC と BA は荷重前と比較して、機械加工タイプの皮質骨部を除いて有意に高くなった。

以上の結果から、ジルコニアはインプラント体材料として有用性が高いことが示唆された。

キーワード：ジルコニア、インプラント、咬合荷重、組織学的評価、動物実験

緒 言

インプラント体の材料には、金属材料としてステンレス、コバルトクロム、チタンとその合金、セラミック系の材料としてアルミナ、ハイドロキシアパタイト、バイオガラス、ジルコニア等が用いられてきた。チタンは優れた機械的性質があり、表面に安定した酸化膜を形成するため生体内で安定し、骨組織と骨結合 (オッセオインテグレーション) を達成する。そのため、現在のインプラント体材料の主流はチタンとその合金である。BRÅNEMARK らがチタン製インプラント体の臨床応用を報告して以来、多くの種類のチタン製インプラントが利用できるようになり、良好な臨床成績が数多く報告されている^{1~4)}。

チタンの利用が増えるにつれて、チタンアレルギー様の症状や過敏症が報告されるようになってきた。多くは、金属アレルギーとして報告されているものと類似した症

状であり、インプラント体の除去によって症状が消失あるいは寛解することが多い。前述したようにチタン表面に形成される酸化チタン膜は生体内で高い安定性があるためアレルギー症状は起こりにくいと考えられるが、臨床のさまざまな状況ではチタン表面が傷ついたり、削れたチタン顆粒が周囲組織に残留したりすることも想定され、チタンアレルギーの可能性は否定できない^{5~9)}。

チタン以外のインプラント体材料は、不十分な生体内安定性や機械的強度の不足のため使用されなくなったものも多い。ジルコニアセラミックスは色調が歯冠色に近く、優れた機械的性質があるため、すでに歯冠修復やブリッジ、インプラントのアバットメントや上部構造に広く使われている。また、ジルコニアはチタンと同じ生体不活性材料に分類され、骨内に埋入されたジルコニアはチタンと類似したオッセオインテグレーションを達成する^{10~12)}。したがって、ジルコニア製インプラント体はチタン以外の選択肢の一つとして有望であると考えられ、海外ではすでに数種類のジルコニア製のインプラントシステムが臨床に利用できる。

チタン製インプラントの様々な条件における周囲組織

の反応に関する研究は数多く報告されており、荷重下のインプラントについても多くの報告がある¹³⁻¹⁶。荷重下のインプラント周囲骨組織への応力の分散はインプラント体の機械的性質の影響を受ける¹⁷⁻¹⁹。歯科材料に使用されるジルコニアの弾性係数は200~250 Gpaであり、チタンの約2倍である^{19,20}。したがってジルコニアをインプラント体材料として使用するとチタンインプラントと比較して周囲組織に応力の集中が起こりやすいことが予測される。過大な応力の集中はインプラント周囲の骨組織の吸収の原因の一つであるが、荷重下のジルコニアインプラント周囲骨組織の反応についての研究はほとんどない。

これまでにジルコニアインプラントの表面にレーザー照射による粗面処理を行い、ラットの脛骨に埋入し、骨結合の達成スピードや結合強さの評価を行ってきた。その結果レーザーによる表面処理は骨結合の強化に有用であることを報告した¹⁰⁻¹²。

そこで本研究では、レーザーによる表面処理を行った実験用ジルコニア製インプラントを製作し、ビーグル犬の下顎骨に埋入後、上部構造を装着し、一定期間荷重が加わったインプラント周囲の骨組織の反応を組織形態学的に評価したので報告する。

材料および方法

1. 実験用インプラント体

直径3.0 mm、長さ15.5 mm（スレッド部9.5 mm、カラー部2.0 mm、アバットメント部4 mm）の1ピースタイプのスレッドタイプジルコニアセラミックス製実験用インプラント体（ナントー（株）、静岡）を製作した（図1）。実験用インプラントの骨埋入部の表面は、YASUNOらの方法に準じて無処理の表面（以下機械加工タイプとする）と、インプラントと軸面方向にファイバーレーザー（MD-F3000, Keyence, 大阪）を照射した（以下レーザー加工タイプとする）2種類を準備した¹¹。

2. 実験動物およびインプラント体の埋入

体重12~14.5 kg、成犬のメスのビーグル犬2頭を使用した。塩酸ケタミン（ケタミン注5%「フジタ」、フジタ製薬）10 mg/kg 筋肉注射後にペントバルビタール（ソムノペンチル[®]、共立製薬）25 mg/kg を静脈内注射し、全身麻酔による無痛下で、ビーグル犬の下顎両側第一~第四小臼歯を抜歯した。6カ月後に同様の全身麻酔下にて抜歯後の欠損部に歯槽頂切開を行い、粘膜骨膜弁を剝離翻転し、埋入窩形成を行い、右側に機械加工タイ



図1 ジルコニア製実験用インプラント

プ、左側にレーザー加工タイプのインプラント体を各3本ずつ埋入した。インプラント体埋入直後に下顎前歯、最後臼歯を支台歯とする金銀パラジウム製の保護床を装着し、3カ月間インプラント体にできるだけ荷重が加わらないようにした（図2）。術後感染の予防のため、抗生剤（アンピシリンナトリウム（ビクシリン注[®]、Meiji Seika ファルマ）5 mg/kg を筋肉内注射にて投与した。外科処置後から約1週間は軟食を与えた。

3. 上部構造の装着

埋入から3カ月後、保護床を除去し、1頭のビーグル犬から荷重前の試料を採取した。別の1頭には鋳造法で製作した金銀パラジウム製の球状の上部構造（愛歯（株）、熊本）を4-META/MMA-TBB レジン（スーパーボンド[®]、サンメディカル（株））でジルコニアインプラントのアバットメント相当部に装着した。また対合歯である上顎小臼歯部にプレート形態の上部構造を装着した（図3）。インプラント体に確実に咬合荷重が加わるように、ビーグル犬の上下前歯は咬合時に約1 mm 離開するように調整した。本研究は福岡歯科大学・福岡医療短期大学動物実験委員会の承認を得て行われた（承認番号14005）。

4. 評価方法

1) エックス線学的観察

上部構造装着時の咬合荷重開始前および、12カ月後にインプラント体を含む周囲骨のエックス線写真撮影を行いインプラント辺縁骨レベルの観察を行った。

2) 組織学的観察

(1) 非脱灰研磨切片作製

咬合荷重開始から12カ月後に全身麻酔下で、10%中

性ホルマリン溶液にて灌流固定を行い、実験用インプラント体を含む下顎骨ブロックを採取した。さらに、同液に浸漬固定後、通法に従い研磨標本を作成した(HE, Toluidine blue 染色)。インプラント体埋入から3カ月後、荷重開始前に採取した試料をコントロールとした。

(2) 形態組織学的評価

a. 骨-インプラント表面接触率 (Bone Implant Contact Ratio : BIC)

組織標本上でインプラントの各スレッドの外周長に対する骨組織がインプラントに直接接触している部の長さの比率 (BIC) を、画像解析ソフト (WinROOF, 三谷商事, 東京) を用いて算出した。さらに骨接触率の高い任意の連続する3つのスレッドを選択し、3つのスレッドについてBICを算出した。1本のインプラント体につき、頬側と舌側で皮質骨部と海綿骨について計測した。

b. 骨組織占有率 (Bone Area : BA)

組織標本上でインプラントの各スレッドのスレッド頂と谷部で囲まれる領域に対する骨組織が占める比率 (BA) を、画像解析ソフト (WinROOF) を用いて算出した。さらにBAの高い任意の連続する3つのスレッドを選択し、それらの3つのスレッドについてBAを算出して計測値とした。1本のインプラント体につき、頬側と舌側で皮質骨部と海綿骨について計測した。

c. 統計処理

各インプラントBICおよびBAの計測結果は、Bonferroni法にて検定を行い、有意水準は $p < 0.05$ とした。

結 果

1. 実験用インプラント体

製作されたジルコニアインプラントは1ピースタイプで、表面性状は機械加工タイプとファイバーレーザー照射により粗面処理されたレーザー加工タイプであり、表面粗さ (Sa) はそれぞれ、 $1.08 \mu\text{m}$ および $1.65 \mu\text{m}$ であった。

2. 実験動物およびインプラント体の埋入と経過

2頭のビーグル犬の下顎両側小臼歯部にそれぞれ3本の実験用インプラントが埋入された。その結果、すべてのインプラント体は20 Ncm以上の埋入トルクで埋入され、初期固定は良好であった。

機械加工タイプおよびレーザー加工タイプのすべての実験用インプラントは観察期間中にインプラント周囲炎が疑われるような歯肉の発赤や出血、排膿は認められず、脱落したものはなかった。

3. 上部構造の装着

各インプラント体のアバットメント相当部に装着された上部構造と、上顎に装着されたプレート形態の装置は観察期間中脱落することはなかった。また、各インプラント体に装着された上部構造と対合するプレート表面の咬合接触部に摩耗が観察された。

4. 形態組織学的評価

1) すべての試料でインプラント表面と骨組織の直接的な接触が観察された (図4~9)。

2) 骨-インプラント表面接触率 (BIC)

皮質骨および海綿骨部の両者におけるBICは機械加工タイプとレーザー加工タイプの間で差は認められなかった。皮質骨における機械加工タイプ以外のすべてで荷重前と比較してBICが有意に増加した (図10, 11)。

3) 骨組織占有率 (BA)

皮質骨側と海綿骨部の両者でBAは機械加工タイプとレーザー加工タイプの間で差は認められなかった。また、すべてで荷重前と比較してBAが有意に増加した (図12, 13)。

5. インプラント辺縁骨吸収 (MBL) の観察

エックス線写真上でMBLを観察した結果、荷重開始前と12カ月の咬合荷重後のインプラント周囲の骨レベルに差はなかった (図14)。

考 察

MÜLLERらは、チタンに対する過敏症の疑いのある56名の患者にMELISAテストを施行した結果、21名に陽性反応があったと報告している⁵⁾。また、チタンインプラント埋入後にアレルギーが疑われる湿疹が発症し、インプラント除去後に湿疹が消失した症例や、チタンアレルギーが原因でインプラント治療の失敗が疑われる症例が報告されている⁶⁻⁹⁾。松浦は、人体がチタンに被曝する機会が増え、チタンに対するアレルギーや過敏症が増加すると、チタンインプラントの利用できない患者に遭遇する可能性があり、別の選択肢としてジルコニア製インプラントの使用を考慮する必要があると述べている²¹⁾。

KAKURAらは、YAGレーザー処理によって粗面処理した実験用インプラントをラット脛骨に埋入し、4週後のインプラント表面-骨の接触率および除去トルク値を評価した。その結果、皮質骨部におけるレーザー加工インプラントの骨接触率は機械加工面の2倍であり、除去トルク値は7倍であったと報告している¹⁰⁾。しかし、



図2 インプラント体埋入直後に装着された金属製保護プレート



図3 ジルコニアインプラントに装着された上部構造と対合歯の咬合プレート

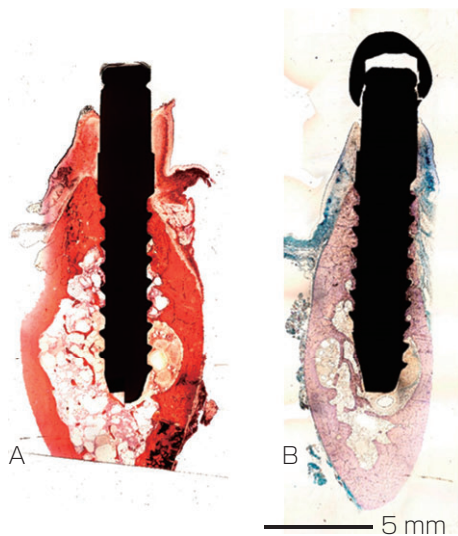


図4 機械加工インプラント
A: 荷重開始前, B: 12カ月咬合荷重後

YAGレーザーによる表面処理はインプラントのスレッドに損傷を与えるため、レーザー照射方法に改善が必要であると報告している¹⁰⁾。

YASUNOらは、YVO4およびファイバーレーザーによってジルコニア表面に微細なグループを形成する粗面処理を行い、ラット脛骨に埋入して骨接触率と除去トルク値を評価したところ、インプラント体の軸方向にグループをつけたジルコニアインプラントが良好な骨接触

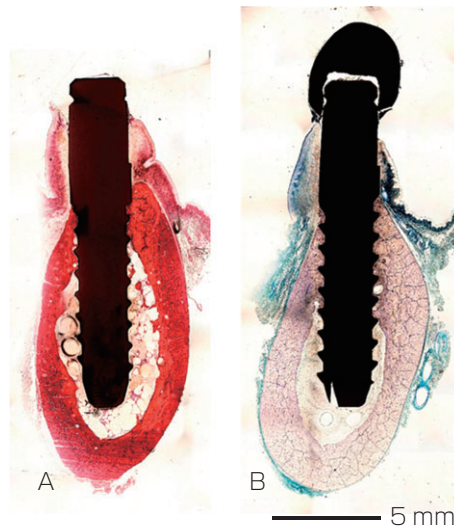


図5 レーザー加工インプラント
A: 荷重開始前, B: 12カ月咬合荷重後

率と高い除去トルク値を示したことを報告した¹¹⁾。

TANIGUCHIらは、ファイバーレーザー照射によって粗面処理したジルコニアプレート上でマウス由来骨芽細胞様細胞 (MC3T3-E1) を培養し、その増殖と分化について検討した¹²⁾。その結果、粗面処理されたジルコニア表面上で細胞はよく進展し、細胞の増殖は機械加工面のジルコニアと比較して粗面上で有意に高かったと報告している。また、アルカリホスホターゼ、オステオカルシンのmRNA発現、アリザリンレッド染色のレベルが機械加工面上より粗面上で高かったと述べている。さらに、ラットの脛骨に埋入されたレーザー加工のジルコニアインプラントの骨接触率と除去トルク値が機械加工インプラントのそれらより大きかったことから、ファイバーレーザーによって粗面処理されたジルコニアは、インプラントの表面処理として有用性が高いと結論づけている¹²⁾。これらのジルコニアインプラントの研究結果は、粗面化されたジルコニアインプラントの優位性、特に骨結合の達成スピードや初期の結合強さに影響することを示唆している。今回のビーグル犬の研究では、骨結合が成熟した後の荷重後の評価であったため、インプラント体の表面性状による差がみられなかったと思われる。

チタン製インプラントはすでに広く臨床に用いられており、長期的に良好な臨床成績が多く報告されている。チタン製インプラントには天然歯のような歯根膜が存在しないため、咬合力がインプラント周囲骨に直接伝達される。皮質骨の弾性係数 (ヤング率) は10~30 GPaであるのに対して、純チタンやチタン合金 (Ti-6Al-4V) の弾性係数は100~110 GPaと、かなり大きい^{19,20)}。この弾性係数の不調和は、インプラントに咬合力が加わっ

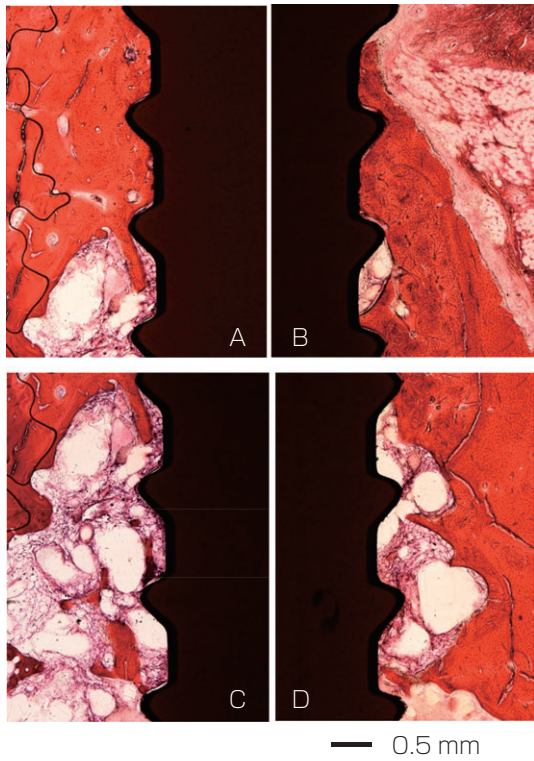


図 6 機械加工インプラント強拡組織像 (荷重開始前)
A : 皮質骨部舌側, B : 皮質骨部頬側, C : 海綿骨部舌側, D : 海綿骨部頬側

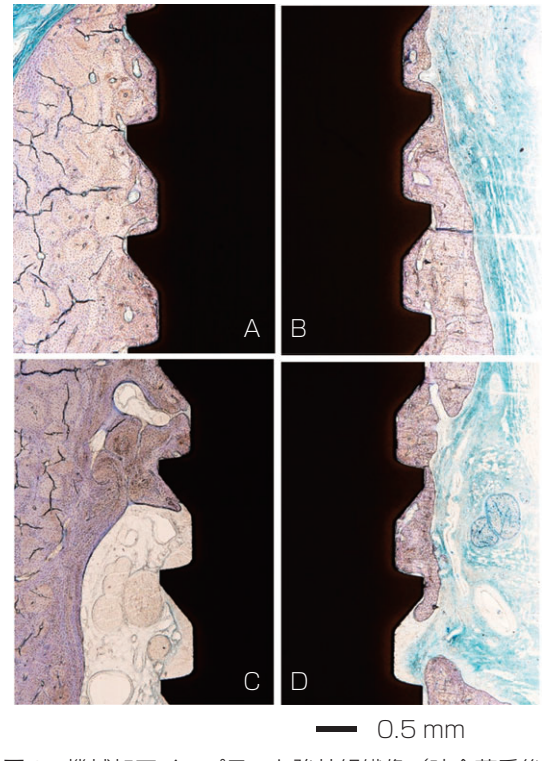


図 8 機械加工インプラント強拡組織像 (咬合荷重後)
A : 皮質骨部舌側, B : 皮質骨部頬側, C : 海綿骨部舌側, D : 海綿骨部頬側

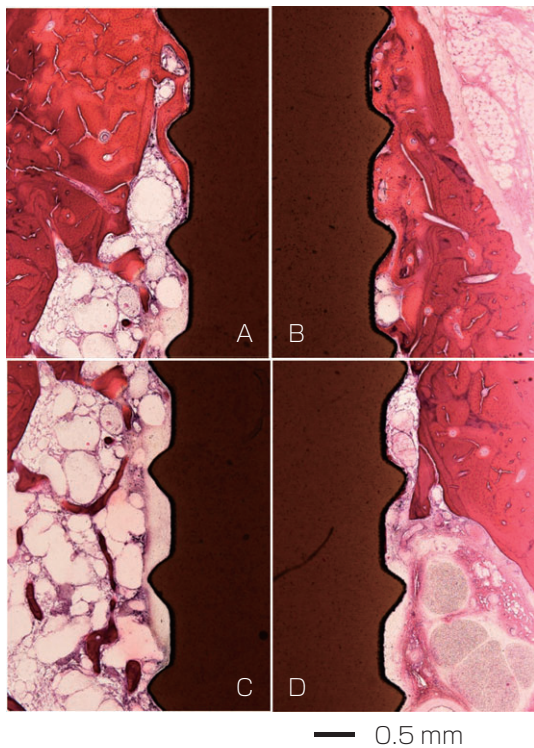


図 7 レーザー加工インプラント強拡組織像 (荷重開始前)
A : 皮質骨部舌側, B : 皮質骨部頬側, C : 海綿骨部舌側, D : 海綿骨部頬側

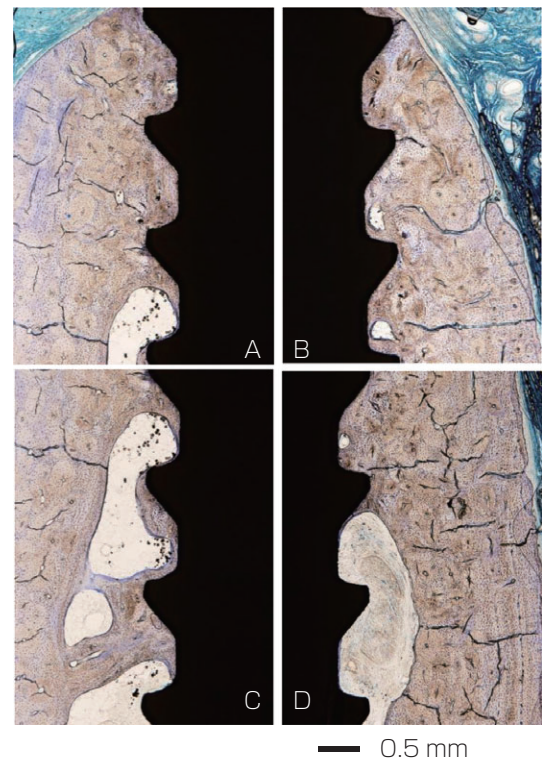


図 9 レーザー加工インプラント強拡組織像 (咬合荷重後)
A : 皮質骨部舌側, B : 皮質骨部頬側, C : 海綿骨部舌側, D : 海綿骨部頬側

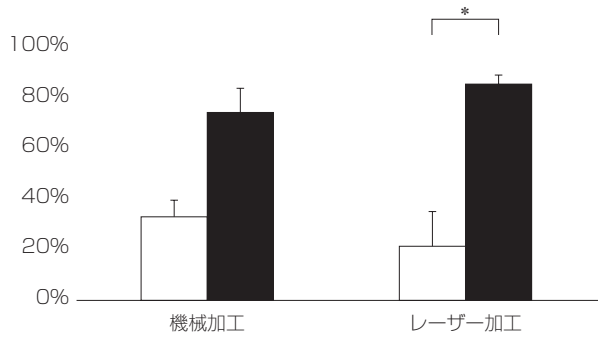


図 10 皮質骨部の BIC

□ 0 M, ■ 12 M. * $p < 0.05$

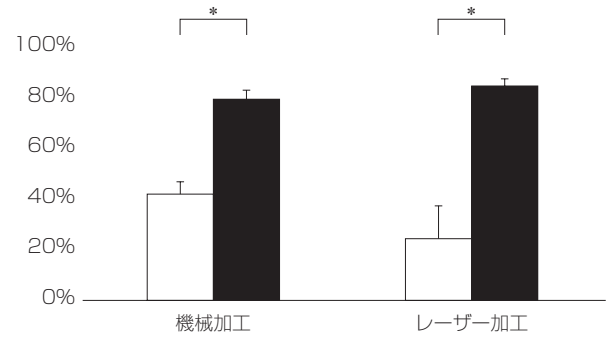


図 12 皮質骨部の BA

□ 0 M, ■ 12 M. * $p < 0.05$

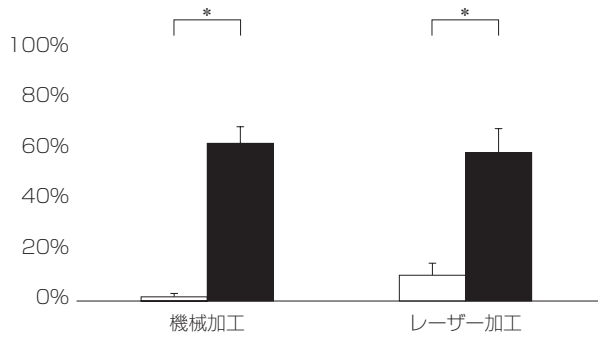


図 11 海綿骨部の BIC

□ 0 M, ■ 12 M. * $p < 0.05$

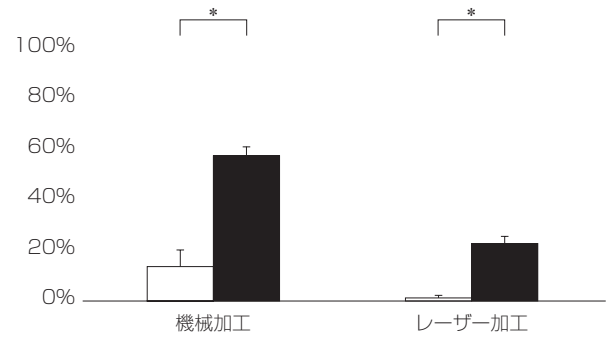


図 13 海綿骨部の BA

□ 0 M, ■ 12 M. * $p < 0.05$

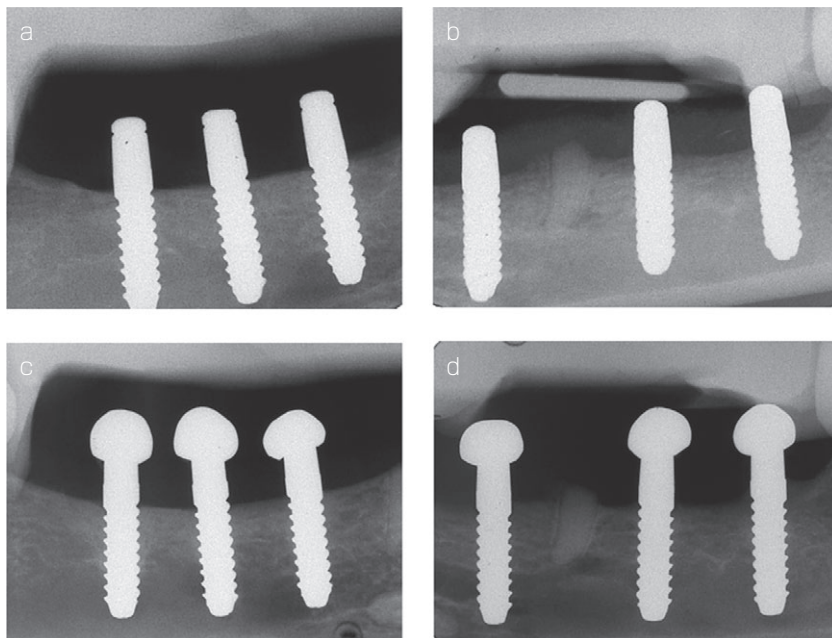


図 14 荷重開始前および 12 カ月荷重後のエックス線写真

a: 荷重開始前の機械加工タイプ, b: 荷重開始前のレーザー機械加工タイプ, c: 12 カ月荷重後の機械加工タイプ, d: 12 カ月荷重後のレーザー機械加工タイプ

た際、インプラント表面と骨の界面に大きな剪断力が加わる原因となったり、インプラント頸部周囲骨に応力が集中したりする原因となる¹³⁻¹⁷⁾。このような不都合を回避するため、比較的弾性係数の小さいインプラント用合金の開発も進められている。CORDERIOらは、歯科用インプラントの素材としてTi-35Nb-5Zr合金を開発し、機械的性質の強化と表面硬度を改善したことを報告している。また、この合金はすでに歯科用インプラントとして広く使用されているTi-6Al-4V合金と比較して弾性係数が小さく、骨の弾性係数により近くなったと報告している¹⁸⁾。

ジルコニアの弾性係数は210 Gpa前後であり、チタンの約2倍であるため、骨の弾性係数との不調和はさらに大きい。そのため荷重下のジルコニアインプラント周囲の骨に応力が集中し、辺縁骨の吸収が起きることが心配される。

本研究では平滑な表面性状とファイバーレーザー照射によって粗面加工を施した2種類のワンピースタイプのインプラント体をビーグル犬に埋入した。3カ月の免荷期間後すべてのインプラント体は骨結合が達成された。

咬合荷重の大きさを測定することはできなかったが、上部構造装着後にビーグル犬の上下前歯は咬合時に約1 mm 離開するように調整されたので、相応の咬合力がインプラント体に伝達されたと考えられる。

エックス線写真による評価では、荷重開始前と12カ月の咬合荷重後でインプラント周囲骨レベルに変化は認められなかった。また、機械加工タイプとレーザー加工タイプの間にも差は認められなかった。

組織標本では、すべてのインプラントでインプラント体表面と骨組織の直接的な接触が観察され、オッセオインテグレーションの達成が確認された。12カ月の荷重後の組織標本において、インプラント周囲に骨吸収像は認められなかった。

インプラント体の皮質骨部と海綿骨部でBICを計測した結果、機械加工タイプとレーザー加工タイプの間には差は認められなかったが、皮質骨における機械加工タイプ以外で12カ月の荷重後にBICが有意に増加した。また、荷重後のインプラント周囲の骨吸収は観察されず、骨結合は良好に維持されたことから、ジルコニアの機械的性質は必ずしもインプラント周囲組織に悪影響をおよぼすわけではないことが示唆された。MATSUNAGAらは、マイクロCTから構築した3Dモデルを利用して、インプラント周囲の微細な海綿骨を再現した有限要素解析を行った。その結果、インプラント周囲の海綿骨は等方性となり、荷重の伝達経路を形成することによって応力を分散すると報告している²²⁾。今回の実験結果で、弾

性係数の大きいジルコニアインプラントの周囲骨に応力の集中に起因するような異常な骨吸収が観察されなかったのは、インプラント周囲に良好なオッセオインテグレーションが達成され、海綿骨によって応力が分散されたためであるかもしれない。しかし、今回の研究は限られた試料数で行われたものであり、インプラント体に加わる荷重はインプラント長軸方向に限定されていたと考えられる。今後、さらに大きなサンプル数での研究や、側方力に対するインプラント周囲組織の反応について、検討する必要があると思われる。

結 論

限られたサンプル数における結果であるが、比較的強い咬合接触を与えた上部構造を装着し、12カ月間咀嚼によって荷重したが、インプラント周囲に異常な骨吸収は認められず、むしろ荷重後にBICが高くなったことからジルコニアインプラントは良好な骨結合を達成し、ある程度の荷重に耐えて骨結合を維持するだけでなく、骨に応力を伝達して適度なりモデリングを促し、骨結合が強化される可能性が示唆された。

本論文において開示すべき利益相反状態はない。

文 献

- 1) Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA et al. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981 ; 52 : 155-170.
- 2) Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces : part I - review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *J Prosthodont* 2004 ; 17 : 563-543.
- 3) Brånemark PI, Breine U, Adell R, et al. Intra-osseous anchorage of dental prostheses : I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969 ; 3 : 81-100.
- 4) Carlsson GE, Kronström M, de Baat C, et al. A survey of the use of mandibular implant overdentures in 10 countries. *Int J Prosthodont* 2004 ; 17 : 211-217.
- 5) Müller K, Valentine-Thon E. Hypersensitivity to titanium : clinical and laboratory evidence. *Neuro Endocrinol Lett* 2006 ; 27 Suppl 1 : 31-35.
- 6) Hosoki M, Nishigawa K, Miyamoto Y, et al. Allergic contact dermatitis caused by titanium screws and dental implants. *J Prosthodont Res* 2016 ; 60 : 213-219.
- 7) Egusa H, Ko N, Shimazu T, et al. Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants : a clinical report. *J Prosthet Dent* 2008 ; 100 : 344-347.
- 8) du Preez LA, Bütow KW, Swart TJ. Implant failure due to titanium hypersensitivity/allergy? : Report of a case. *SADJ* 2007 ; 62 : 22, 24-25.

- 9) Lalor PA, Revell PA, Gray AB, et al. Sensitivity to titanium. A cause of implant failure? *J Bone Joint Surg Br* 1991 ; 73 : 25-28.
 - 10) Kakura K, Yasuno K, Taniguchi Y, et al. Zirconia implant with rough surface produced by YAG laser treatment : Evaluation of histomorphology and strength of osseointegration. *J Hard Tissue Biol* 2014 ; 23 : 77-82.
 - 11) Yasuno K, Kakura K, Taniguchi Y, et al. Zirconia implants with laser surface treatment : Peri-implant bone response and enhancement of osseointegration. *J Hard Tissue Biol* 2014 ; 23 : 93-100.
 - 12) Taniguchi Y, Kakura K, Yamamoto K, et al. Accelerated osteogenic differentiation and bone formation on zirconia with surface grooves created with fiber laser irradiation. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016 ; 18 : 883-894.
 - 13) Hasan I, Bourauel C, Mundt T, et al. Biomechanics and load resistance of small-diameter and mini dental implants : a review of literature. *Biomed Tech (Berl)* 2014 : 1-5.
 - 14) Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Analysis of stress and strain around orthodontically loaded implants : an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007 ; 22 : 213-225.
 - 15) Weiner S, Sirois D, Ehrenberg D, et al. Sensory responses from loading of implants : a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004 ; 19 : 44-51.
 - 16) Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, et al. Histopathologic observations on late oral implant failures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000 ; 2 : 18-32.
 - 17) Oh TJ, Yoon J, Misch CE, et al. The causes of early implant bone loss : myth or science?. *J Periodontol* 2002 ; 73 : 322-33.
 - 18) Cordeiro JM, Beline T, Ribeiro ALR, et al. Development of binary and ternary titanium alloys for dental implants. *Dent Mater* 2017 ; 33 : 1244-1257.
 - 19) 吉成正雄. インプラント材料Q&A 臨床の疑問に答えるマテリアル編, 第1版, 東京:医歯薬出版, 8-15, 39-46, 2017.
 - 20) 吉成正雄. インプラント材料Q&A 臨床の疑問に答えるクリニカル編, 第1版, 東京:医歯薬出版, 8-11, 2017.
 - 21) 松浦正朗. インプラント治療と金属アレルギー: そのリスクはどこまで?: 不安になりすぎない, 安心しすぎないための最新知識. *Quintessence DENT Implantol* 2017 ; 24 : 56-69.
 - 22) Matsunaga S, Shirakura Y, Ohashi T, et al. Biomechanical role of peri-implant cancellous bone architecture. *Int J Prosthodont* 2010 ; 23 : 333-338.
-

<Original Paper>

Zirconia Peri-Implant Bone Tissue Response to Occlusal Load

YOSHINAGA Osamu, KAKURA Kae, ISHIHARA Kimie,
YANAGI Tsukasa, TANIGUCHI Yusuke and KIDO Hirofumi

Section of Oral Implantology, Department of Oral Rehabilitation, Fukuoka Dental College

Zirconia used in dental materials has an elastic modulus of 200 to 250 Gpa, which is about twice that of titanium. Therefore, if zirconia is used as an implant body material, the concentration of stress on peripheral tissue is expected to be greater than with titanium implants.

In this study, we mounted superstructures on zirconia implants in beagles, subjected the implants to mechanical loads such as chewing, and then performed a morpho-histological evaluation of peri-implant bone tissue.

We fabricated $\phi 3.0 \times 15.5$ mm (threads 9.5 mm, collar 2.0 mm, abutment 4 mm) one-piece zirconia implants for the experiment. Experimental implants with a machined surface and a laser-treated surface were prepared. Two adult female beagles were used as the experimental animals. Mandibular bilateral molars were extracted, and after 6 months, 3 machined surface implants and 3 laser-treated surface implants were placed in the right sides and the left sides, respectively. Immediately after implantation, a metal protector was attached on adjacent teeth over the implants to prevent loading on the implants for 3 months.

Three months after implantation, the protector was removed. Samples were collected from one beagle as a no loading model. Metal superstructures were placed on the zirconia implants and a metal table was attached to the opposing maxillary premolar area to make occlusal contact in the other beagle. Samples were collected 12 months after the start of occlusal loading. The bone-implant contact ratio (BIC) and bone area (BA) were measured on both the cortical and cancellous sides of the bone tissue samples. Marginal bone levels (MBL) were observed with X-rays before and after the occlusal load.

The direct contact between bone tissue and implant surface was confirmed with all specimens. No marginal bone losses were observed in all histological specimens and X-rays. No differences between the BIC ratio and BA were found between the machined and laser-treated surface types. In both surface types, the BIC ratio and BA after a 12-month occlusal load were higher than before starting the occlusal load.

Zirconia has a higher elastic modulus than titanium, and is predicted to be disadvantageous in terms of stress dispersion when used as an implant body material. However, no abnormal resorption of bone tissue peripheral to the zirconia implants under 12 months of occlusal loading was found in beagles, and these findings suggest that zirconia will be useful as an implant body material.

Key words : *implant, zirconia, occlusal load, tissue response, animal study*