

神奈川歯科大学大学院歯学研究科

2019年度 博士論文

MDF 純チタンの CAD/CAM クラウンへの応用

2020年 2月28日

安齊 昌照

Masateru Anzai

神奈川歯科大学大学院歯学研究科

咀嚼機能制御補綴学講座

神奈川歯科大学大学院歯学研究科

2019年度 博士論文

MDF 純チタンの CAD/CAM クラウンへの応用

2020年 2月28日

安齊 昌照

Masateru Anzai

神奈川歯科大学大学院歯学研究科

咀嚼機能制御補綴学講座

木本克彦教授 指導

論文内容要旨

純チタンはチタン合金に比べ生体適合性や親和性に優れた材料として知られている。しかし、一方で純チタンはチタン合金に比べ酸化しやすく、加工成形が難しく、さらに強度が劣るなどの幾つかの欠点があることも知られている。純チタンの化学組成を変化させずに機械的特性の向上を目的に、多軸鍛造(Multi Directional Forging/MDF)法を応用した高強度 MDF 純チタン (以下 MDF 純チタン) を開発した。本研究では、新たに開発された高強度 MDF 純チタンをクラウンに臨床応用するため、CAD/CAM システムで製作された MDF 純チタンの切削加工性、表面性状と適合性について検討したので報告する。

切削加工試験では、幅 12.0 mm、高さ 16.0 mm の MDF 純チタン、純チタン及びチタン合金の各チタンブロックを用意し、この各ブロック試料を切削ドリルにて試料上方から下方向へ幅 11.0 mm、高さ 7.0 mm になるように加工し、切削後、マイクロメータを用いて切削後の幅 11.0 mm 部分の測定を行い、削り残し量を求めた ($n=10$)。表面性状試験では、表面粗さ、接触角及び光沢度の各測定を行った。実験試料としては、チタンディスク幅 20.0 mm×高さ 1.0 mm の MDF 純チタン、純チタン及びチタン合金を #400, 600, 1,000 の耐水ペーパーにて研磨を行い、表面粗さ・接触角及び光沢度の測定を行った ($n = 10$)。その後、一元配置分散分析および Tukey 検定を用いて統計処理 ($p < 0.05$) を行った。適合試験では、テーパ 6 度、高さ 8.0 mm、直径 10.0 mm、全周ヘビーシャンファアとする支台歯(以下マスターデータとする)から、MDF 純チタンと純チタンを用いて CAM にてクラウンを製作した ($n = 10$)。クラウン内面のデジタルデータ、支台歯のデジタルデータの 2 者から得られたデータ (STL) はデータ測定ソフトを用いてデータの統合を行い、クラウン内面の距離を歯頸部、歯頸部から 2.0 mm の計 2 か所を計測し適合評価を行った。その後、マンホイットニーの U 検定を用いて統計処理 ($p < 0.05$) を行った。

切削加工試験：削り残し量において、MDF 純チタンは純チタンとチタン合金の間であり、各試料間と有意差を認めた。

表面性状試験：チタン合金が純チタン・MDF 純チタンよりも表面粗さ・接触角の評価において数値は低く有意差を認めたが、純チタンと MDF 純チタンの間には有意差は認められなかった。光沢度の評価では、耐水ペーパー #400, #600 では、MDF 純チタンと純チタンおよび純チタンとチタン合金の間にはそれぞれ有意差が認められ、#1,000 では全ての群において有意差が認められた。

適合試験：どの計測部位においても MDF 純チタンと純チタン間に有意差は認められなかった。

以上の結果から、純チタンに多軸鍛造加工を施した MDF 純チタンは、高い強度と共に、純チタンに近似した加工性を持ち、加工後の表面粗さと接触角は純チタンと同様で、更に高い光沢度が得られた。また、適合精度においては純チタンと有意差が無いことから、MDF 純チタンの歯冠補綴材料としての可能が示唆された。

論文審査要旨

本審査委員会は申請者が博士（臨床歯学）の学位に十分値するものと認めた。

2020年 2月 28日

主 査：二瓶 智太郎 教授

副 査：児玉 利朗 教授

副 査：向井 義晴 教授

緒言

現在、セラミックス・ハイブリッド材は、従来のメタル材にない審美性ゆえに歯科補綴材料として多く使用されている。しかし、クレンチング・グライディングのような過度な咬合力がかかる部位や大白歯部のクリアランスの取れない部位での使用は、破折などの補綴学的合併症を引き起こす可能性が高い

¹⁾。また、局部床義歯の維持装置や連結装置は依然として金属材料が主流である。現在、アセタールレジンなどの新規材料によるノンメタルクラスプデンチャーが開発され臨床応用されているが、その維持・把持力などメタルクラスプよりも弱いことが指摘されている²⁾。更に、インプラント治療におけるアバットメント材料にジルコニアを用いた場合は、インプラント体の内面が摩擦力によって削られてしまう事や、破折のリスクが常に存在することからも³⁾、未だ補綴装置における金属材料の必要性は高いと考えられる。

従来、歯科治療において金属材料は主にロストワックス法によって製作され、その寸法精度に石膏模型の硬化膨張・金属の鑄造収縮などの様々な因子が影響している。そのため、補綴装置の適合性は術者の技能に依存することが多く、一定の規格化されたものを得ることは容易ではなかった。しかし現在、

CAD/CAM技術の進歩とともに規格性のある補綴装置の製作が可能になった。わが国では、CAD/CAM冠が国民健康保険の治療に導入されるなど、歯科治療において様々な場面でその技術が活用されている^{4,5)}。CAD/CAM技術によって加工される歯科用金属材料の中で、生体適合性が安定しているチタン材はインプラント、義歯や歯冠補綴治療を始めとする様々な状況下で、純チタン、チタン合金として使用されており、その適合精度は良好であると報告されている⁶⁾。チタン合金は純チタンにNi, Co, Cr, V, Alなどの金属を化合させることにより強度を増す性質から、様々な歯科治療で使用されているが、化合される金属元素のNi, Co (13.5 %), Cr (9.5 %) により生体のアレルギー反応が引き起こされること⁷⁾ やバナジウムによる発がん性のリスク、アルミニウムによるアルツハイマー症候群のリスクが存在すること^{8,9)} などいくつかの問題点も指摘されている。一方で、この様な他成分を含まない純チタンはチタン合金に比べ生体適合性や親和性に優れた材料として知られている。しかし、一方で純チタンはチタン合金に比べ酸化しやすい、加工成形が難しい、さらに強度が劣るなどの幾つかの欠点が有ることも知られている¹⁰⁾。

このような状況の中で、近年工業界では結晶粒径が1 μm未満の超微細粒と

することで金属材料の性質を変える加工法の開発が注目されている¹¹⁾。結晶粒の微細化は、合金元素を追加することなく強化を誘発し、望ましい強度を達成することが出来る^{12, 13)}。三浦らは、純チタンの化学組成を変化させずに機械的特性の向上を目的に、多軸鍛造(Multi Directional Forging/MDF)法を応用した高強度MDF純チタン(以下MDF純チタン)を開発した¹⁴⁻¹⁶⁾。多軸鍛造法とは、鍛造方向を鍛造パス毎に90度ずつ変え、純チタン試料の形状不変の状態、巨大加工ひずみにより結晶組織を超微細化させて加工する方法である。この手法を応用することにより、MDF純チタンの特性は、グレード2純チタン(以下、純チタン)に比べて最大引張応力は2.5倍、降伏応力は4倍となり、縦弾性率は半分になるなど高強度で弾性のある新たな特性が得られている。この強度は、歯科用インプラントに使用されているチタン合金(Ti-6Al-4V)を上回り、耐腐食性と細胞接着性にも優れていることから、インプラント治療や歯冠補綴装置への応用も期待されている¹⁷⁻¹⁹⁾。しかしながら、このMDF純チタンをクラウンやブリッジなどの歯冠補綴装置に臨床応用するには、すでにCAD/CAMシステムで応用されている純チタンと比べて、切削加工性とその寸法精度が同等以上であることが求められるが、その詳細は不明である。

このようなことから、本研究では、新たに開発された高強度 MDF 純チタンをクラウンに臨床応用するため、CAD/CAM システムで製作された MDF 純チタンの切削加工性、表面性状と適合性について検討した。

材料および方法

I. 物性試験

1. 切削加工試験

実験試料として、幅 12.0 mm、高さ 16.0 mm の MDF 純チタン（川本重工，横須賀，日本），純チタン（GN-1 チタンブロック GC，東京，日本）及びチタン合金（デンタル CAD/CAM GN-I 用チタンブロック GC，東京，日本）（n=10）の各チタンブロックを用意した。この各ブロック試料を切削ドリル（WXL-LN-EBD R1×18 R1.0 ボールエンドミル 首下長 18 mm，愛知，日本）にて回転数：10,000 min⁻¹，送り速度：1,000 mm/min，ステップダウン：0.1 mm の条件下で，試料上方から下方向へ幅 11.0 mm，高さ 7.0 mm になるように加工し，加工中は切削ドリルを変更せず行った（図. 1-a, b）。切削後，マイクロメータ（クーラン

トブルーフマイクロメーター SPM2-25MJ, ミットヨ, 神奈川, 日本) を用いて
切削後の幅 11.0 mm 部分の測定を各試料 3ヶ所 (両端 2箇所と中央) で行い,
切削前後の差の平均絶対値を削り残し量として求めた.

2. 表面性状試験

表面性状の評価として表面粗さ, 接触角及び光沢度の各測定を行った. 実験試
料としては, チタンディスク幅 20.0 mm×高さ 1.0 mm の MDF 純チタン (川本重
工, 神奈川, 日本), 純チタン (川本重工, 神奈川, 日本) 及びチタン合金(Ti-
6Al-4V) (川本重工, 神奈川, 日本) を各 10 枚用意し, 各試料を #400, 600,
1,000 の耐水ペーパーにて研磨を行い、以下の方法でそれぞれ 1 試料につき 3 回
の計 30 回測定を行った.

- a. 表面粗さの測定は, 表面粗さ測定機 (ハンディサーフ E-40A, 東京精密,
東京, 日本) を用いて中心線平均粗さ (Ra) を計測した.
- b. 接触角の測定は, 自動接触角計 (DCA-VZ, 協和界面科学, 埼玉, 日本)
を用いて水 1.5 μ l の滴下で, 測定条件は液滴後 1 秒後の接触角を計測し
た.
- c. 光沢度の測定は, 光沢計 (GM-268Plus, コニカミノルタ, 東京, 日本)

を用いて測定角度 60 ° で計測した。

II. 適合試験

支台歯マスターモデルとして、CAD にてテーパー 6 度、高さ 8.0 mm、直径 10.0 mm、全周ヘビーシャンファーとする支台歯を設計し、CAM にてピーク材を用いて作成した。設計されたマスターモデルデータ（以下マスターデータとする）から、セメントスペース 30 - 50 μm と設定したクラウンを MDF 純チタンと純チタンを用いて CAM (GM-1000, R0.5, R1.0, R1.5, GC, 日本) にて製作した ($n = 10$) (図. 1-①, ②)。製作したクラウンは指圧による圧接で支台歯との適合度を確認した。次に、支台歯から 3.0 mm 離れたところにリファレンスとして幾何学的なブロック (LEGO, Billund, Denmark) を設置し、適合度の際の重ね合わせ時の基準点となるように設定した。各クラウンをライトボディーシリコーン印象材 (3M Imprint™ 4 Light, Dusseldorf, Germany)、パテシリコーン印象材 (GC フュージョン II パテタイプ, GC, 東京, 日本) を用いて取り込み印象を行い、クラウンマージンのスキャンが確実に行われるために、印象材ごと、そのクラウン内面のデジタルスキャン、同じく支台歯のデジタルスキ

ヤン (TRIOS E3, Copenhagen, Denmark) を行った。2 者の得られたデータ

(STL) はデータ測定ソフト Geomagic (3D systems, Valencia, CA, USA) を用いてブロックの幾何学形態を基準としてデータの統合を行い、3次元データを作成した(図. 2-a-d)。作成した支台歯データからクラウン内面の距離を歯頸部(図. 2-e)、歯頸部から 2.0 mm (図. 2-f) の計 2 か所を計測し適合評価を行った。

III. 統計処理

統計学的処理は、SPSS 22.0 for Windows (SPSS, Chicago, IL, USA) を用いて 5 %未満の危険率で有意差検定を行った。切削性試験と表面性状試験は、一元配置分散分析および Tukey 検定を行った。適合試験は、マンホイットニーの U 検定を行った。

結果

I. 物性

1. 切削加工試験

切削試験において削り残し量を比較すると、純チタン (0.08 ± 0.01 mm) ,
MDF 純チタン (0.10 ± 0.01 mm) 及びチタン合金 (0.14 ± 0.01 mm), の順番
に有意に削り残し量が低い結果になった (図. 5).

2. 表面性状評価

a, b : 耐水ペーパー #400, #600, #1,000 でチタン表面を研磨した結果, チタ
ン合金が純チタン・MDF 純チタンよりも表面粗さと接触角において有意差に低い
値が認められたが, 純チタンと MDF 純チタンの間には有意差は認められなかつ
た (図. 6, 7).

c : 光沢度においては, 耐水ペーパー#400, #600 で, MDF 純チタンと純チタンの
間, 純チタンとチタン合金の間にそれぞれ有意差が認められ, 純チタンが有意に
低い値を示し, #1,000 では全ての群において有意差が認められ, チタン合金が
有意に高い値を示した (図. 8).

II. 適合性試験

MDF 純チタンクラウンの適合は, 歯頸部 (0.4 ± 21.3 μ m), 歯頸部から上方
2.0 mm (18.4 ± 3.8 μ m) であった. 純チタンクラウンの適合は, 歯頸部 (0.6

± 17.6 μm), 齒頸部から上方 2.0 mm (22.2 ± 4.8 μm) であった. その結果, 有意差は認められず純チタンクラウンと同程度の適合性を示した(表. 1).

考察

チタン材料は歯科治療材料として近年, 様々な分野で応用されている. しかし, その製作法として長らく用いられてきた鑄造法には, 鑄造収縮・鑄造欠陥の発生, α ケース表面効果層の生成などの問題があった. 現在では, 鑄造法よりも, 工場で規格化されて一定品質を保った材料として供給され CAD/CAM により機械加工する方法がチタン本来の性質を最大限に引き出せるため主流となってきている²⁰⁾. 先行研究でも MDF 純チタンは最大引っ張り応力 995.3 MPa, 弾性率 51.0 GPa, ビッカース硬さ 293.5 Hv と純チタンに比べて硬度が上昇している材料であることが報告されており, インプラント材料として用いた場合には, 骨芽細胞との親和性が高い効果と共に, その有効性が示唆されている¹⁷⁾.

今回の研究結果では, MDF 純チタンは高強度であるにも関わらず, 切削加工性が良く, 表面性状も純チタン材に近似するものであり, 適合精度も純チタンと同

等の精度を得られることが分かった。

現在のチタンにおけるクラウンの製作方法の主流は CAD/CAM システムによる機械加工である²¹⁾が、チタン材は難切削性であり加工ドリルの寿命が短く、製作物の品質を保つのが難しいことが知られており、これは、加工中の切削温度が高くなりチタン材料を変形させ、工具を磨耗させることが原因として考えられる²²⁾。今回のデータでは、MDF 純チタンは、チタン合金に勝る強度を持つ性質にも関わらず、純チタン材と同程度の易切削性を併せ持つ性質であることが確認された。これによって切削加工ドリルへのダメージが抑えられ、加工時の経済性が向上することとなり、臨床応用において大きなアドバンテージとなる。

また、表面性状試験では、研磨時の表面粗さや接触角は純チタンと同様であり、さらには高い光沢度が得られたことも臨床応用の可能性を高めた。通常、表面性状の評価指針に関する研究は、表面粗さと正反射光強度で考察されており²³⁾、その関係は一般的に Ra が小さいと光沢度が高くなると言われているが²⁴⁾、表面加工や表面処理方法により、その表面粗さに対する光沢度が変わるため相関が認められないとの報告もある²⁵⁾。光沢度は 0.2 μm 以下の Ra で、表面の凸凹の傾斜面による拡散反射光が減少し、ほとんどが正反射となるため急激に高

くなり²⁶⁾, 53 nm 以下であれば金属光沢が具現化するとも報告されている²⁷⁾.

今回の結果においては, MDF 純チタンは表面粗さと接触角が純チタンと同等で光沢度がチタン合金に次ぐ値であった. MDF 純チタンは, 既存の報告より, その製法からチタンの結晶粒の分断がなされることで, 均一な組織の超微細粒子となり, その平均結晶粒系は 200 nm 以下である¹⁷⁾. つまり, 研磨後の表面粗さは純チタンに比べ切削層の再付着が少なく平滑化しやすくなった結果であると考えられる. 一方, チタン合金は純チタンに比べて研磨後の表面粗さは小さくなるが, 研磨による効果は小さく, MDF 純チタンでは研磨による効果が認められた¹⁰⁾.

接触角においては, 純チタンに比べチタン合金が少し小さくなる結果を含め, 既存のデータと類似した傾向を示した²⁸⁾. 光沢度では, 純チタンに比べ表面の良好な滑沢面が得られやすく 200 nm 以下の微細粒子の均一な組織像を示したことから, 研磨面の低周波成分が多くなり正反射光強度が得られたため光沢度が高くなったものと考えられる²⁸⁾. しかし, チタン合金は研磨による表面粗さがより小さかったため光沢度が高くなったと推測された. つまり MDF 純チタンは, 純チタンを多軸鍛造加工したことにより, 結晶構造の超微細化が起こり, フラクタル構造となったため, 純チタンに近似した表面粗さと撥水傾向を保持しながら

ら、さらに光沢度の向上につながったものと推察された。

次に適合精度の検証であるが、現在、純チタンはCAD/CAMシステムで加工されたものがすでに臨床応用されており、その精度は鋳造加工されたものと同等であると報告されている^{29,30)}。しかし、今までの精度評価には、シリコーンを用いて顕微鏡にて計測するアナログ方式のため³¹⁻⁴¹⁾、計測点を一定化することが難しく、非客観的で再現性に乏しいという問題があった。そこで本研究では、データ測定ソフト (3D systems, Valencia, CA, USA) を用いてデジタルデータ上で比較する新たな手法で試みた。この手法は、全てのデータをデジタルに変換することにより3次的に各方面から評価できる利点がある⁴²⁾。また、マスターモデル表面のデータとクラウン内面のデータを重ね合わせる場合、基準点が必ず必要になるが、この時にスキャンデータの表面を全体で重ね合わせしてしまうと、計測値に誤差が生じてしまう。そこで、我々は新たなデジタル技術を用いた方法として、幾何学的なブロックを応用して同時にスキャンすることで基準点を容易に設定することが可能となり、データ測定ソフトを用いて、両者のデータを正確に重ね合わせることも可能であった⁴²⁾。その結果、クラウンの精度は、マージン部において最大で36.3 μm であり、CAD/CAMで製作されたクラウンの臨床上の許

容範囲は120 ～ 150 μm と報告されており^{31, 33, 38, 39, 41)}、今回の結果はこの範囲内であり、臨床で使用に問題のない適合性であることが確認された。

今回の研究から、MDF 純チタンは CAD/CAM クラウンへの臨床応用の可能性を示唆する結果となったが、今後は MDF 純チタン製作に必要な純チタンへの加工時間と経費の軽減を検討し、更に臨床応用に向けて耐摩耗性・プラークの付着度など、更なる研究データが必要となる。

結語

純チタンに多軸鍛造加工を施したMDF純チタンは、チタン合金と同等の高い強度を持ちながらもチタン合金よりも易切削加工性を示し、加工時の表面粗さと接触角は純チタンと同様で、更に高い光沢度を有していた。また、適合精度においては純チタンと同等で、臨床での許容範囲であった。このようなことから、本研究においてMDF純チタンは、CAD/CAMクラウンへの臨床応用の可能性が示唆された。

謝辞

本稿を終えるにあたり，終始御懇篤なる御指導と御校閲を賜りました口腔統合医療学講座 補綴・インプラント学 木本克彦教授に深甚なる感謝の意を表します。

また本研究に対し多くの御指導と御鞭撻を戴いた口腔統合医療学講座 補綴・インプラント学 星憲幸准教授，熊坂知就先生，口腔歯科学講座 井上絵理香技工士，清宮 一秀技工士並びに口腔統合医療学講座 補綴・インプラント学の皆様に感謝いたします。

参考文献

- 1) Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Delgado A, et al. Fracture rate of 188695 lithium disilicate and zirconia ceramic restorations after up to 7.5 years of clinical service: A dental laboratory survey. J Prosthet Dent. pii: S0022-3913(19) : 30423-8, 2019.

- 2) Reddy JC, Chintapatla SB, Srikakula NK, et al. Comparison of retention of clasps made of different materials using three-dimensional finite element analysis. *J Clin Diagn Res.* 10(5) : 13-16, 2016.
- 3) Chun HJ, Yeo IS, Lee JH, et al. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 30(2) : 346-50, 2015.
- 4) Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofac Res.* 9(3) : 179-185, 2019.
- 5) Papadiochou S, Pissiotis AL. Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 119(4) : 545-551, 2018.
- 6) Şen N, Şermet IB, Gürler N. Sealing capability and marginal fit of titanium versus zirconia abutments with different connection designs. *J Adv Prosthodont.* 11(2) : 105-11, 2019.

- 7) Świczko-Żurek B, Szumlański A, Zorn J. Allergy to implant components: chromium, nickel, cobalt and titanium. *advances in materials science*. Vol. 9, 1(19) : 41-46, 2009.
- 8) Costa BC, Tokuhara CK, RochaLA, et al. Vanadium ionic species from degradation of Ti-6Al-4V metallic implants: In vitro cytotoxicity and speciation evaluation. *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol.* 96: 730-739, 2018.
- 9) Bondy SC. The neurotoxicity of environmental aluminum is still an issue. *Neurotoxicology*. 31(5) : 575-581, 2010.
- 10) Long M, Rack HJ. Titanium alloys in total joint replacement-a materials science perspective. *Biomaterials*. 19(18) : 1621-1639, 1998.
- 11) Mahmoodian R, Annuar NSM, Faraji G, et al. Severe plastic deformation of commercial pure titanium (CP-Ti) for biomedical applications: A Brief Review, *J. O. M.* 71(1) : 256-263, 2017.
- 12) Pande CS, Cooper KP, Nanomechanics of Hall-Petch relationship in nanocrystalline materials. *Prog, Mater. Sci.* 54(6) : 689-706, 2009.

- 13) Kamikawa N, Huang X, Tsuji N, Hansen N. Strengthening mechanisms
in nanostructured high-purity aluminium deformed to high strain and annealed,
Acta. Mater. 57: 4198-4208, 2009.
- 14) Miura H, Yu G, Yang X, Multi-directional forging of AZ61Mg alloy
under decreasing temperature conditions and improvement of its mechanical
properties, *Mater. Sci. i Eng. A.* 528(22-23) : 6981-6992, 2011.
- 15) Miura H, Kobayashi M, Development of ultrafine grained and high strength MDF
pure titanium, Expected application as biocompatible implants, *Titanium Japan.*
62(3) : 191-193, 2014.
- 16) Miura H, Kobayashi M, Aoba T, et al. An approach for room-temperature multi-
directional forging of pure titanium for strengthening, *Mater. Sci. Eng. A.* 731:
603-608, 2018.
- 17) Ito Y, Hoshi N, Hayakawa T, et al. Mechanical properties and biological responses
of ultrafine-grained pure titanium fabricated by multi-directional forging *Materials*
Science and Engineering. B245. 30-36, 2019.

- 18) Suzuk G, Hirota M, Hoshi N, et al. Effect of Surface Treatment of Multi-Directionally Forged (MDF) Titanium Implant on Bone Response. *Metals*. 9(2) : 230, 2019.
- 19) Suzuki G, Hoshi N, Kimoto K, et al. Electrochemical property and corrosion behavior of multi-directionally forged titanium in fluoride solution. *Dent Mater J*. 38(5) : 845-853, 2019.
- 20) Kikuchi M. Development of titanium alloys for dental CAD/CAM systems. 鹿歯紀要. 34: 41-51, 2014.
- 21) Suzuki A, Kuroiwa A. Fabrication of pure Titanium prosthesis using CAD/CAM system. *Dental materials and divices*. 22(4) : 262-270, 2003.
- 22) Suzuki M, Takahashi M, Okuno O. Machinability of experimental Ti-Ag Alloys. *Dental Materials Journal*. 27(2) : 216-220, 2008.
- 23) Bennett HE, Porteus JO. Relation between surface roughness and specular reflection at normal incidence. *J Opt.SOc. Am*. 51(2) : 123-129, 1961.

- 24) Ohara M, Takigawa Y, Higashi Y. Effect of surface roughness on specular gloss in AZ31 magnesium alloy. J of Japan Institute of Light Metals. 60(6) : 259-263, 2010.
- 25) Yonehara M, Matui T, Kihara K, et al. Experimental relationships between surface roughness, glossiness and color of chromatic colored metals. Mater trans. 45(4) : 1027-1032, 2004.
- 26) Yonehara M. Quantitative evaluation method of texture using surface texture parameters. J the Japan Society for precision engineering. 82(11) : 944-947, 2016.
- 27) Ikeda Y. チタン表面の親水性が骨芽細胞に及ぼす効果. 日大歯学. 89: 15-21, 2015.
- 28) Yonehara M, Kihara K, Kagawa Y, et al. Effect of topography on glossiness and surface color for a 5052 aluminum alloy. J of Japan Institute of Light Metals. 55(1) : 15-19, 2005.
- 29) Han HS, Yang HS, Lim HP, et al. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. J Prosthet Dent. 106(3) : 191-197, 2011.

- 30) Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent.* 96(1) : 47-52, 2006.
- 31) Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater.* 1(5) :197-9, 1985.
- 32) Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, et al. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 62(4) : 405-8, 1989.
- 33) Uno M, Furuya M, Ishigami H, et al. The fit accuracy of a pure titanium crown fabricated with a CAD/CAMsystem. *J Jpn Prosthodont Soc.* 46: 34-43, 2002.
- 34) Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, et al. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater.* 19(7) : 686-91, 2003.
- 35) Suarez MJ, Lozano JF, Salido MP, et al. Marginal fit of titanium metal-ceramic crowns. *Int J Prothodont.* 18(5) : 390-1, 2005.

- 36) Shokry TE, Attia M, Mosleh I, et al. Effect of metal selection and porcelain firing on the marginal accuracy of titanium-based metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 103(1) : 45-52, 2010.
- 37) Ha SJ, Cho JH. Comparison of the fit accuracy of zirconia-based prostheses generated by two CAD/CAM systems. *J Adv prothodont.* 8(6) : 439-48, 2016.
- 38) Alqahtani F. Marginal fit of all ceramic crowns fabricated using two extra oral CAD/CAM systems in comparison with the conventional technique. *Clinical, Cosmetic and Investigational dentistry.* 9: 13-18, 2017.
- 39) Rödiger M, Schneider L, Rinke S. Influence of material selection on the marginal accuracy of CAD/CAM-fabricated metal- and all-ceramic single crown copings. *BioMed Research International.* Article ID 2143906, 8 pages, 2018.
- 40) Freire Y, Gonzalo E, Carlos Lopez-Suarez Maria J. Suarez. The Marginal fit of CAD/CAM monolithic ceramic and metal-ceramic crown. *J Prosthodontics.* 28(3) : 299-304, 2019.

- 41) Khaled Q, Hamad A, Firas A, Quran A, et al. Comparison of the accuracy of fit of metal, zirconia, and lithium disilicate crowns made from different manufacturing techniques. J Prosthodont. 28(5) : 497-503, 2019.
- 42) Zeller S, Guichet D, Kontogiorgos E, et al. Accuracy of three digital workflows for implant abutment and crown fabrication using a digital measuring technique. J Prosthet Dent. 121(2) : 276-284, 2019.

付図の説明

(図. 1) 切削及び適合試験デザイン

回転数 : $10,000 \text{ min}^{-1}$, 送り速度 : $1,000 \text{ mm/min}$, ステップダウン : 0.1 mm の条件下で, 試料上方から下方向へ幅 11.0 mm , 高さ 7.0 mm になるように加工し, 削り残し量を測定. a : 切削加工前のブロック, b : チタンブロック加工後の側方面

① 支台歯マスターモデルとして、CADにてテーパー6度、高さ8.0 mm、直径10.0 mm、全周へビーシャンフアーとする支台歯を設計し、CAMにてピーク材を用いて製作.

② クラウンは、セメントスペース30 - 50 μm と設定しMDF純チタンと純チタンを切削加工にて製作. また、切削時は各試料でバーを交換せず行った.

(図. 2) 適合性評価のデータ作製方法及び3Dデータの測定部位

支台歯のスキャンをした後に、クラウンの内面を同じくスキャン. 得られたクラウンの内面のデータをデータ測定ソフトにて反転し、測定ソフトにて二者のデータの重ね合わせを行った. a: 支台歯のスキャン, b: クラウン内面のスキャン, c: 内面のスキャンデータの反転, d: 重ね合わせをしたデータ

測定部位 e: 支台歯歯頸部, f: 支台歯から上方2.0 mm

(図. 3) 切削試験による削り残し量

純チタン (0.08 \pm 0.01 mm) , MDF 純チタン (0.10 \pm 0.01 mm) 及びチタン合

金 (0.14 ± 0.01 mm) の順に削り残し量が少なく、各試料間に有意差を認めた。

($n = 10$) 一元配置分散分析および Tukey 検定を用いて統計処理を行った。 ($p < 0.05$)

(図. 4) 表面粗さ測定

耐水ペーパー #400, #600, #1,000 でチタン表面を研磨した結果、チタン合金が純チタン、MDF 純チタンよりも有意に低い値を示した。 ($n = 10$) 一元配置分散分析および Tukey 検定を用いて統計処理を行った。 ($p < 0.05$)

(図. 5) 接触角測定

耐水ペーパー #400, #600, #1,000 でチタン表面を研磨した結果、チタン合金が純チタン、MDF 純チタンよりも有意に低い値を示した。 ($n = 10$) 一元配置分散分析および Tukey 検定を用いて統計処理を行った。 ($p < 0.05$)

(図. 6) 光沢度測定

耐水ペーパー #400, #600 で、MDF 純チタンと純チタンの間、純チタンとチタン合金の間にそれぞれ有意差が認められ、#1,000 では全ての群において有意差が認

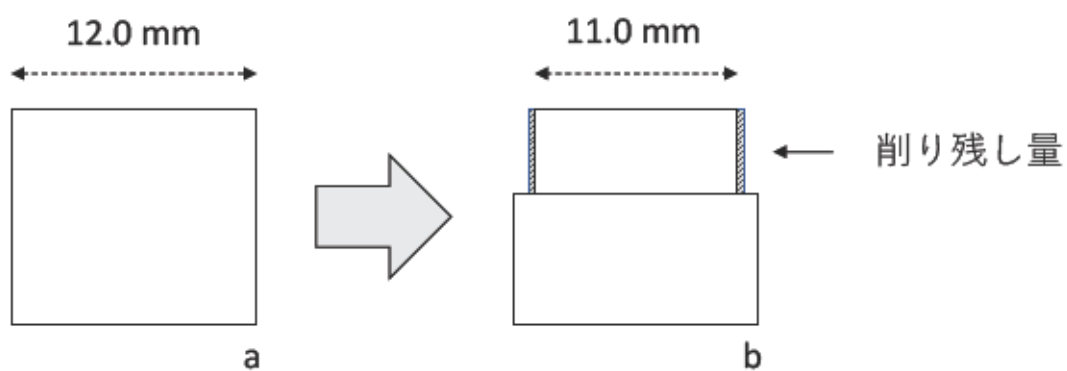
められた. ($n = 10$) 一元配置分散分析およびTukey検定を用いて統計処理を行った. ($p < 0.05$)

(表. 1) MDF純チタンと純チタンクラウンの歯頸部, 歯頸部上方2.0 mmの適合精度

歯頸部でのMDF純チタンクラウンの適合 ($0.4 \pm 21.3 \mu\text{m}$), 純チタンクラウンの適合 ($0.6 \pm 17.6 \mu\text{m}$) で有意差は認められなかった. ($n = 10$) マンホイットニーのU検定を用いて統計処理を行った. ($p < 0.05$)

歯頸部から上方2.0 mmでのMDF純チタンクラウンの適合 ($18.4 \pm 3.8 \mu\text{m}$), 純チタンクラウンの適合 ($22.2 \pm 4.8 \mu\text{m}$) で有意差が認められなかった. ($n = 10$) マンホイットニーのU検定を用いて統計処理を行った. ($p < 0.05$)

図. 1



a: 切削加工前のブロック

b: チタンプロック加工後の側方面

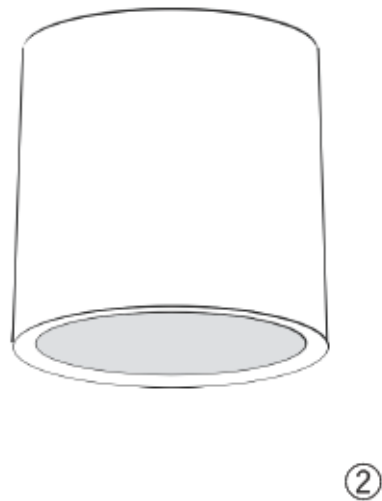
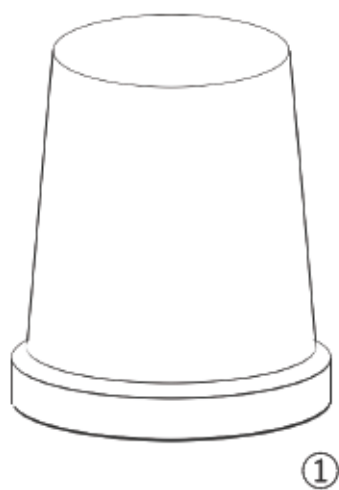


图. 2

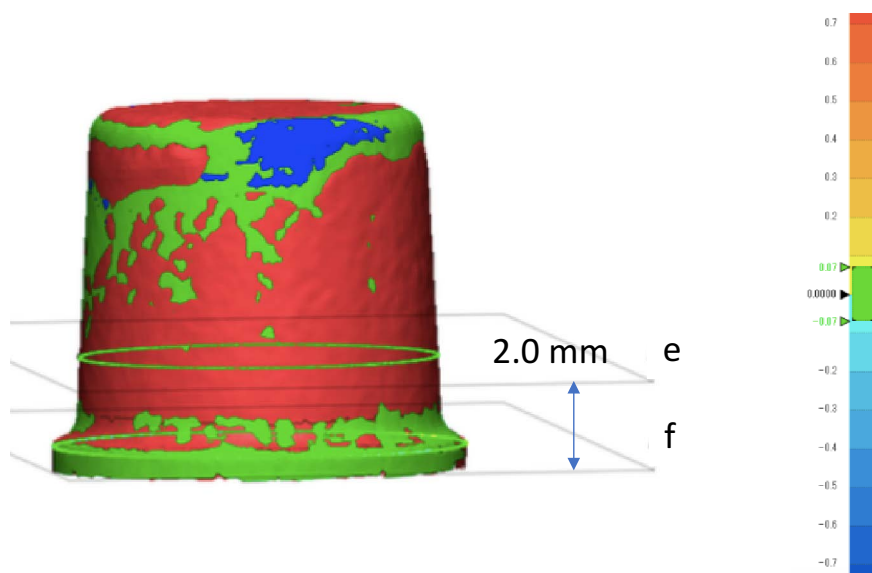
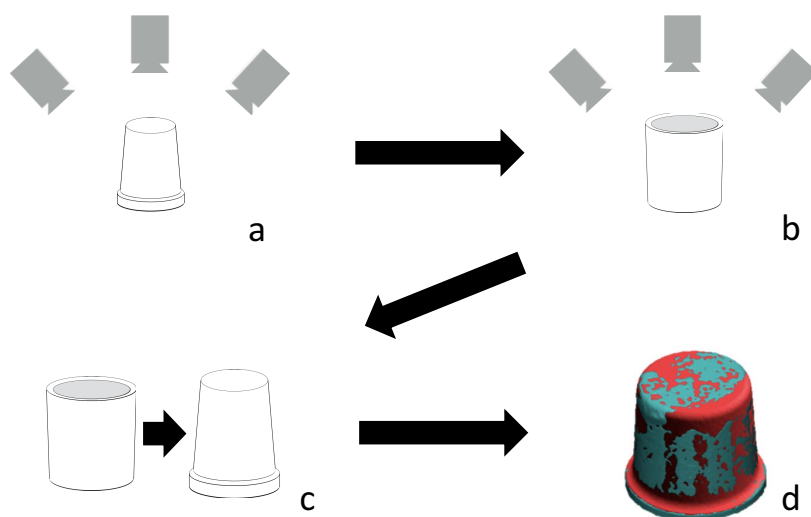


図. 3

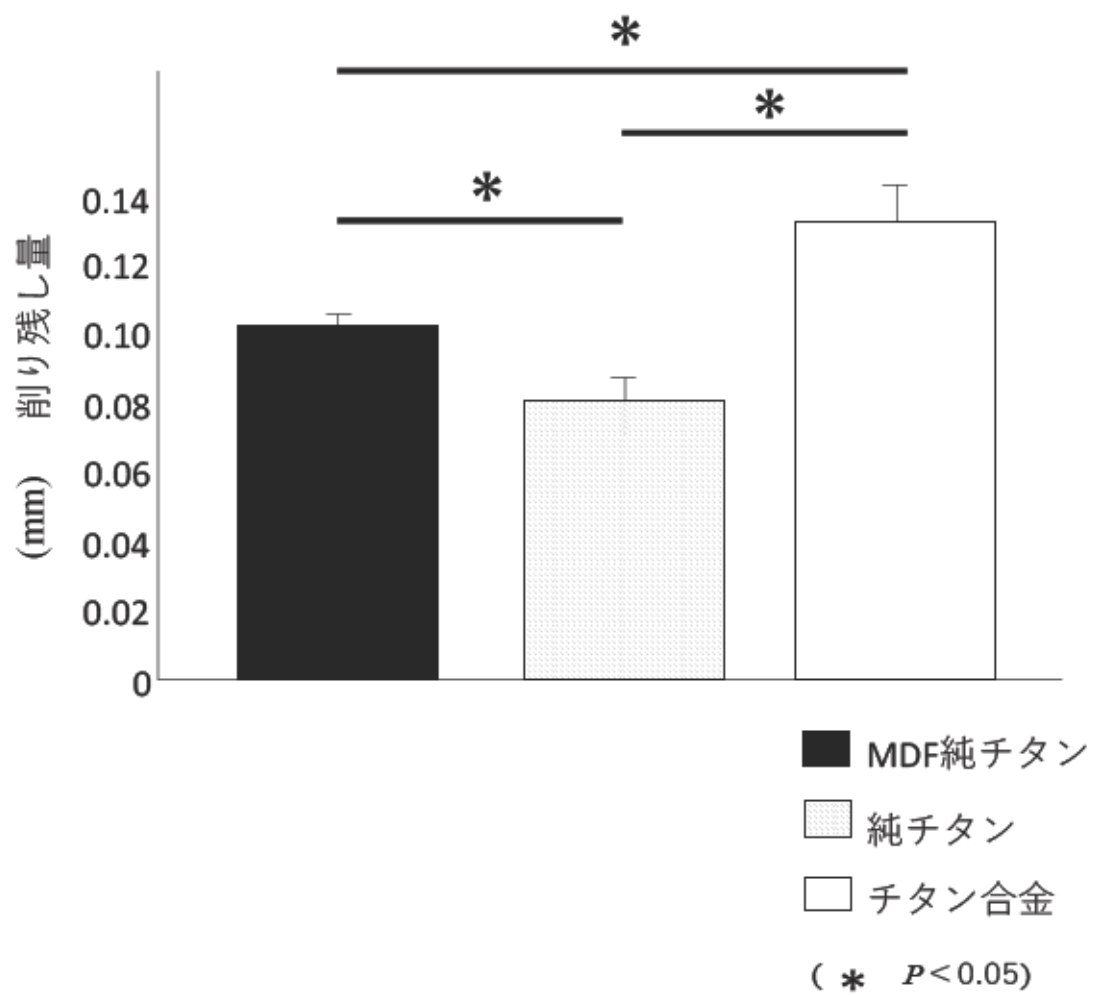


図. 4

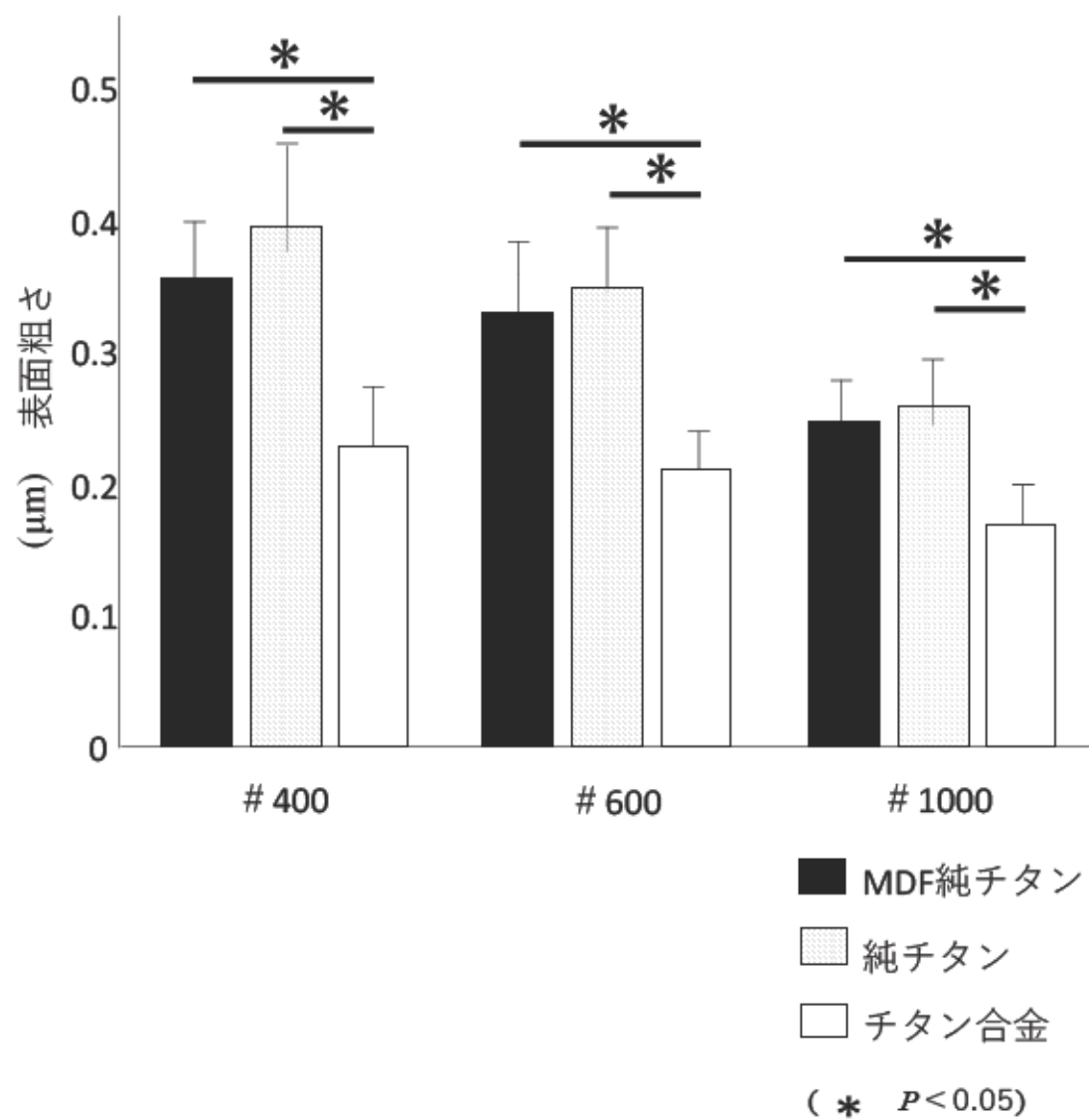


図. 5

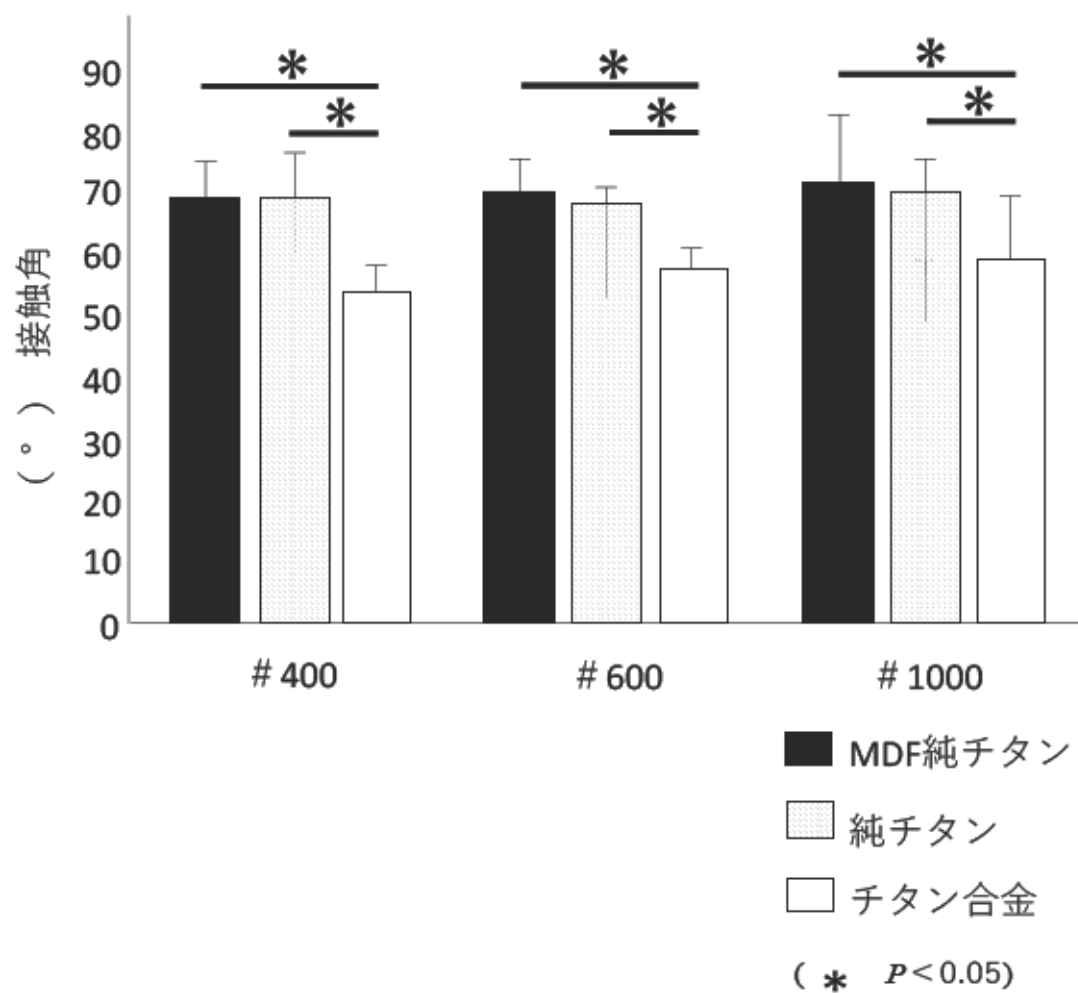


図. 6

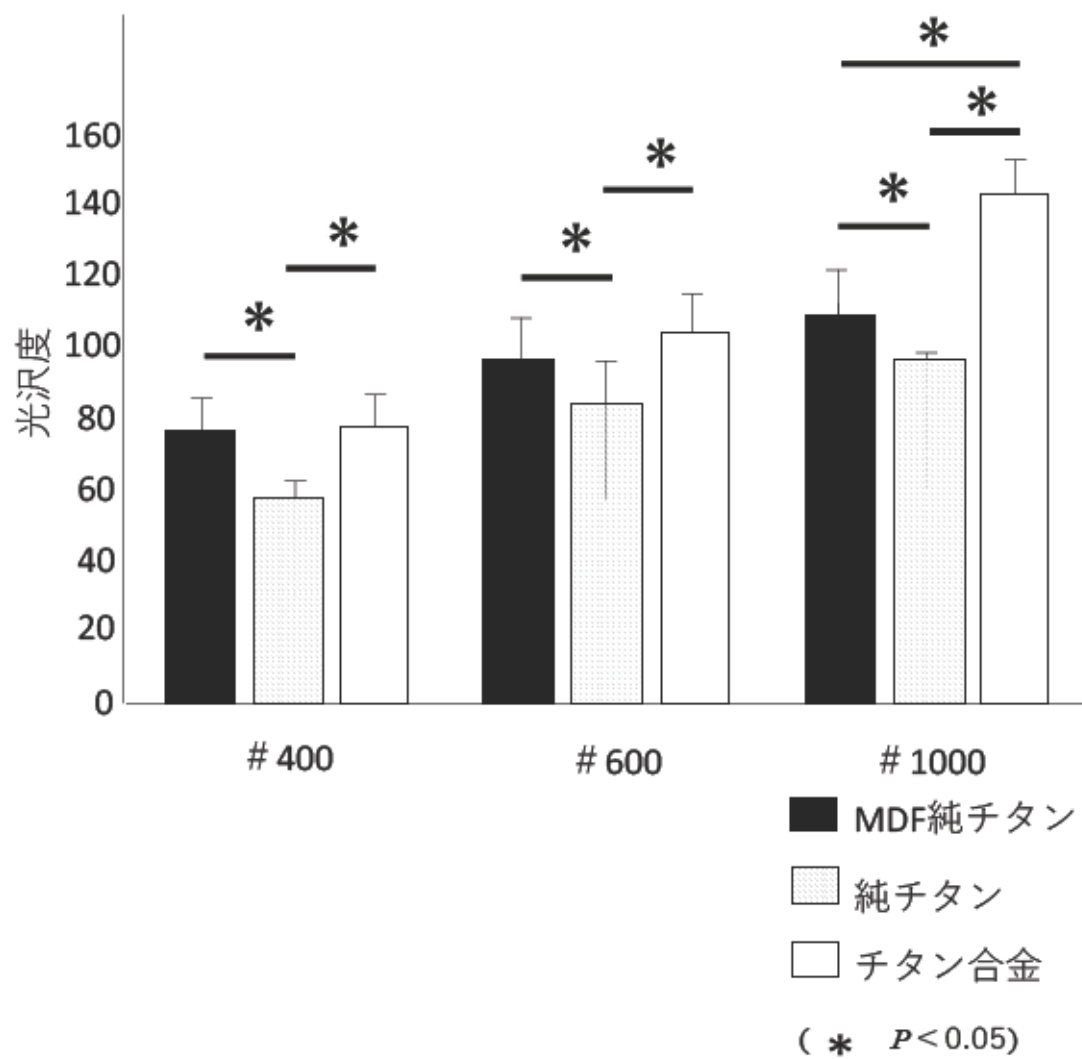


表. 1

	MDF 純チタン	純チタン
歯頸部	0.4 ± 21.3	0.6 ± 17.6
歯頸部上方 2mm	18.4 ± 3.8	22.2 ± 4.8 (μm)