科学研究費助成事業

研究成果報告書

平成 2 8 年 6 月 1 2 日現在 機関番号: 1 1 3 0 1 研究種目: 若手研究(B) 研究期間: 2013 ~ 2015 課題番号: 2 5 8 2 0 3 6 5 研究課題名(和文)レーザ加工を利用したチタン系バイオマテリアルの表面改質に関する研究 研究課題名(英文)Surface Modification of Metallic Bio-materials by Nanosecond-Pulsed Laser 研究代表者 水谷 正義(Mizutani, Masayoshi) 東北大学・工学(系)研究科(研究院)・准教授 研究者番号: 5 0 3 9 8 6 4 0

交付決定額(研究期間全体):(直接経費) 3,300,000円

研究成果の概要(和文):本研究では,人工歯根に対してレーザ照射を利用した表面改質を行うことにより,材料表面 に骨との親和性を持たせ,人工歯根と歯槽骨とを早期に接着させる新たなプロセスの構築を行った.具体的には,純Ti に対して種々の条件でレーザを照射し,得られる形状や化学組成,結晶構造について分析を行った.また得られた表面 の生体活性能を評価し,本手法の有効性を検討した.その結果,レーザの照射条件を変化させることで,特徴的な形状 の表面が創成されることを明らかにした.また,レーザを照射する過程でその表面にOH基を多く含む厚い酸化皮膜を生 成可能であることを示し,それを利用して生体活性能を付与可能となることを明らかにした.

研究成果の概要(英文):We developed surface modification technology for implants by using commercially pure Titanium (cp Ti). The study contributes to shortening the time required for adhesion between bone and surfaces of implants. In this study, a nanosecond-pulsed laser was used to modify the surfaces of cp Ti and their bioactivities were then evaluated. From the results, an oxide layer with high oxygen concentration and various kinds of texture were produced. Moreover, the OH groups were created on the laser-treated surface. These effects result in the formation of hydroxyapatite on surfaces immersed in 1.5-times concentrated simulated body fluid. This indicates that laser treatment improves the bioactivity of cp Ti, which is a critical property for osseointegrated implants.

研究分野: 材料工学,精密加工学

キーワード: レーザ加工 表面改質 生体材料 インプラント 生体活性

2版



1. 研究開始当初の背景

欠損した歯に対する治療法の一つとして デンタルインプラントが注目を集めている. このインプラントの骨埋入部である人工歯 根は、本体に切られたねじによって初期固定 力を得るが、その後歯槽骨と堅密に接着する ことによって完全に固定される.近年の本治 療法では 10 年後のインプラント生存率が 90%以上であるとの報告 ¹⁾もあり治療成績も 優れている.そのため、デンタルインプラン トの利用は今後益々増加していくことが予 想される.

その一方で、インプラント表面と骨との接 着状態が得られるまでには数ヶ月間が必要 となるケースも報告されている.これらが未 接着である期間が長いと埋入部の骨吸収を 招き、インプラントが脱離してしまう恐れが ある.そのため、骨との接着を早めるための 表面改質方法について国内外を問わず様々 な研究がなされている.

表面改質の方法として代表的なものにハ イドロキシアパタイト (HAp)の被覆²⁾や陽 極酸化³⁾,サンドブラスト・酸エッチング複 合処理⁴⁾などが挙げられる.これらの表面改 質は以下に示す2つの点を目的として行われ ている.1点目は体液中においてハイドロキ シアパタイト (リン酸カルシウム)を自然に 析出させる性質,いわゆる生体活性能を付与 すること,2点目は骨芽細胞に対して無害で, かつ骨生成活性を向上させる性質を付与す ることである.

2. 研究の目的

本研究ではデンタルインプラントの歯根 部として広く用いられる純チタンを対象と して、レーザ照射を利用することにより、そ れら2つの特性を同時に付与することを狙う. 本報告ではその取り組みの一部を紹介する. 具体的には、レーザ照射により被処理材表面 に熱が加わることで生じる(酸化)反応を利 用して、照射面に生体活性能を付与しつつ、 加工プロセスとして適度な凹凸形状を創成 し、骨芽細胞との親和性を向上させる取り組 みについて示す.

研究の方法

供試材としては,JIS2 種の純 Ti を用いた. 同材を Ø15.0mm,厚さ 4mm の円盤状に機械加 工し,その一方の端面を耐水研磨紙(#320~ #1200)および SiO₂ 懸濁液を用いて鏡面状に 仕上げた (Polished シリーズ).

図1に装置の外観を示す.本研究ではレー ザダイオードを励起源とするナノ秒パルス レーザを用いた.表1に作製した各試験片に 対するレーザ照射条件を,図2にレーザ走査 パスを示す.本装置において変更可能なパラ メータは,パルス幅,パルス周波数,ビーム 強度,焦点ずらし量および加工速度である. この中で本報では加工痕の性状を大きく変 化させることを目的として,スポット径に直 接影響を及ぼす焦点ずらし量をパラメータ として検討を行った.また,表2に本研究で 行った表面観察および分析方法とその目的 を示す.



図1 レーザ照射システムの外観

表1 レーザ照射条件

シリーズ	D0P5	D2P5	D4P5
焦点ずらし量	0.0 mm	2.0 mm	4.0 mm
ビーム強度	5.0 W		
走査線の間隔	30 µm	50 µm	150 µm
走査速度	10 mm/s		
波長	532 nm		
発振周波数	40 kHz		
パルス幅	13.4 ns		
レンズの焦点距離	150 mm		



図2 レーザ走査パス

表2 表面の観察・分析方法とその目的

観察·分析方法	使用目的	
走査型電子顕微鏡(SEM) 電界放出形走査電子顕微鏡(FE-SEM)	表面及び断面の観察	
エネルギー分散型X線分析(EDX)	表面の酸素元素割合の測定	
X線回折(XRD)	表面に存在するチタニアの結晶構造同定	
X線光電子分光(XPS)	OH基の量の測定	

4. 研究成果

(1)レーザ照射により創成される表面 図3に各条件でレーザを照射した被処理材 の断面観察結果を示す.同図(a)より,条件 1ではアスペクトの大きい溝が形成されてい ることが確認できる.一方,同図(b)の条 件2では,同様に溝が形成されているが,そ の溝の深さは条件1と比べて浅く,谷部が一 部平坦化された矩形に近い形状を有してい ることが確認できる.これらに対して,同図



図3 レーザ照射面の断面観察結果

(c)の条件3では溝の形成は認められず,平 坦な形状になっている.このことは、レーザ 照射時の焦点ずらし量を変えることにより、 表面の性状を変化させることが可能になる ことを意味している.すなわち、レーザのエ ネルギ(分布)を考慮してレーザを照射すること により、様々な形状を有する表面を創成すること が可能になるといえる.なお、この点については 現在シミューレーションを用いて詳細な解析を 行っているところであり、その結果は改めて報告 することにする.

さらに特筆すべき点として、例えば条件2の 表面を詳細に観察すると、図3に示した凹凸 面に、図4に示すような、さらにスケールの 小さな粒状の微細な凹凸が形成されることが 明らかになっている.この現象は、レーザを 被処理材に照射した際に蒸発した被処理材や、 周囲の気体が加工中にさらに加熱されること 間囲の気体が加工中にさらに加熱されること し、周囲に付着することに起因したもので あると考えている.これにより、通常のレー ザ加工で生じた深い溝の中に、粒状の微細な 凹凸が存在する非常にユニークな表面の創成 が可能となり、骨芽細胞との親和性という観 点から効果的であると考えている.

(2) レーザ照射面の化学的変化

図4に示したような,飛散し付着する被処 理材はプラズマ化によって化学反応が生じて おり,これにより形成される加工面は何らか の化学的変化が生じていると考えられる.そ こで,前章で創成した各被処理材表面の化学 的な変化について明らかにするため,まず EDXによる酸素元素濃度の測定を行った.図 5にその結果を示す.同図より,レーザ照射 を行ったいずれの被処理材においても高濃 度の酸素元素が検出されており,その表面に は酸化皮膜が存在していることがわかる.と くに条件2では,他の2シリーズと比較して 高濃度の酸素元素が検出されており,最も厚 い酸化皮膜が存在していると考えられる.

次に、図6に各被処理材に対して XRD 分析を行った結果を示す.同図より条件2では ルチルおよびアナターゼ構造の TiO2のピー クが強く検出されており、それらの結晶構造 を有する TiO2層が形成されていることが確 認できる.一方で高アスペクトの溝を有する 条件1では、ルチルあるいはアナターゼ構造 に起因するピークが小さくなっている.これ は条件1ではビームの影響を受ける範囲が狭 く、熱影響を受ける時間が短時間であるため、



図4 レーザ照射により創成された 粒状の微細凹凸





図6 XRD 分析結果

TiO2層の膜厚という観点からは条件2と比較 して薄いものになっているためであると考 えられる.このことは、前述の EDX の結果 とも一致する.

条件1及び条件2に対して,条件3では一 部不明瞭なアナターゼ構造の TiO₂のピーク が認められるものの, ルチルあるいはアナタ ーゼの結晶構造を有する TiO₂の存在を示す ピークはほとんど検出されていない.これは, 条件3では低強度のビームによって表面が酸 化されるため,結晶性の低い TiO₂あるいは比 較的低温での酸化により形成されるアナタ ーゼ構造の TiO₂ が形成されることによるも のであると考えられる.

さらに, XPS 測定を利用して各被処理材表 面に存在する OH 基の定量評価を行った.図 7に表面に存在する OH 基の量の比較を示す. 同図より,レーザ照射を行ったいずれの被処 理材においても研磨により表面仕上げを行 ったものよりも多くの OH 基が存在している ことがわかる.

以上のことから,純Ti表面へのレーザ照射 により,様々な特徴を有する形状の創成に加 えて,その表面にOH基を多く含む厚い酸化 皮膜を創成可能であるといえる.

(3) レーザ照射による生体活性能付与

インプラントが早期のオッセオインテグ レーション(材料と骨との接着)を獲得する ためには、その表面が生体活性能を有してい ることが重要である. Ti に対して生体活性能 を付与する上で重要になるのは表面に存在 する OH 基である⁵⁾. 図 8 に OH 基によるハ イドロキシアパタイト(リン酸カルシウム 類)の析出機構を示す. OH 基は負に帯電し ているため、まず体液中の Ca²⁺イオンが基材 表面に引き寄せられる.次に Ca²⁺イオンが OH 基に結合すると表面は正に帯電し、今度 はOHとHPO4²が引き寄せられ、その結果と してハイドロキシアパタイト(リン酸カルシ ウム)が析出する.このような機序により, OH 基が存在する表面では体液中でハイドロ キシアパタイトが形成されるの.

このように Ti に対して生体活性能を付与 する上で重要な役割を果たす OH 基は,酸化 した Ti 上に多く形成されることが知られて いる ⁿ.また,ルチルやアナターゼ構造を持 っ TiO₂ の存在が生体活性能を向上させるこ とは広く知られており⁸,本研究でもそのよ うな表面の創成を狙っている.

前章までの結果から,純Tiに対してレーザ 照射を行うことで,表面に様々な形状を創成 し,それと同時にその表面に多量のOH基を 有する酸化皮膜を形成可能となることを明 らかにした.とくに条件2ではルチルあるい はアナターゼ構造を有する厚い酸化皮膜を 形成可能になることを明らかにしている.ま た,そのような表面性状はレーザ照射の条件 を変えることによって変化させられること も示した.そこで本章では,レーザ照射によ って創成された表面の生体活性能について 評価を行った.

生体活性能の評価には疑似体液(Simulated Body Fluid:SBF)を用いた.SBFに材料を浸 漬し,一定期間後にハイドロキシアパタイト の析出の有無を確認することで生体活性能 を評価することができる.SBF中でハイドロ



図8 OH 基の存在によるハイドロキシアパタイ ト(リン酸カルシウム)の析出



図 9 XRD 分析結果(SBF 浸漬後)

キシアパタイトが析出しやすい材料は、実際の体液中においてもハイドロキシアパタイトを含むリン酸カルシウム類を析出させやすい.そのため、SBFを用いることによって生体外で生体活性能を評価することができる?

被処理材としては前節で作製したものと 同様の条件で作製した3シリーズを用いて実 験を行った. 各被処理材を 1.5SBF に 120 時 間浸漬し, その後 XRD による分析および SEM による観察を行った.

各被処理材を 1.5SBF に 120 時間浸漬した 後の表面の XRD 分析結果を図 9 に, SEM に よる観察結果を図 10 に示す. 図 9 より, い ずれの表面においてもハイドロキシアパタ イトの析出を示すピークが認められる. また, 図 10 から, 全ての被処理材でハイドロキシ アパタイトの析出物層が表面に形成してい ることが確認できる. 得られた層の厚さは析 出物の断面観察結果から, 条件 2>条件 1≧ 条件 3 の順であった. とくに条件 2 の表面で は約 15 µm の厚みを持ち, 他の条件の 3 倍程 度の厚さのハイドロキシアパタイト層が形 成している. さらに表面の析出物を高倍率で 観察した結果から, 析出したハイドロキシア パタイトは微細な構造を有しており, いわゆ る骨類似アパタイトとして存在していると いえる.



図 10 SBF 浸漬結果

(4)今後の展望

本研究は、現在実用に向けた次のステップ に移行しており、ラットへの埋入試験により 病理組織学的な検討を行っている(図11).



図11 ラットへの埋入試験による病理学的評価

最後に本研究成果は今後世界規模で増加し ていく骨質不良者へのインプラント治療が可 能になると考えている.これは医歯学分野に とっては画期的なことであり、本研究で紹介 したデンタルインプラントを始め、人工関節 などの整形外科領域への応用も考えられるな ど、ライフイノベーション分野の新たな基盤 技術として大いに期待できると考えている.

- <引用文献>
- 塩山司,伊藤創造,武部純,石橋寛二,横 田光正,石川義人,飯島伸,鈴木哲也,八 重柏隆,佐藤雅仁,朝岡昌弘,高橋直子: 口腔インプラント室における臨床統計観 察,岩手医科大学歯学雑誌,34,3 (2009) 97.
- ② T Hayakawa, K Takahashi, M Yoshinari, H Okada, H Yamamoto, M Sato, K Nemoto: Trabecular bone response to titanium implants provided with a thin carbonate-containing apatite coating applied using molecular precursor method, Int J Oral Maxillofac Implants, 21, 6 (2006) 851.
- ③ B Setzer, M Bächle, M C Metzger, R J Kohal: The gene-expression and phenotypic response of hFOB 1.19 osteoblasts to surface-modified titanium and zirconia, Biomaterials, 30, 6 (2009) 979.
- ④ G Zhao, Z Schwartz, M Wieland, F Rupp, J Geis-Gerstorfer, D L Cochran, B D Boyan: High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure, J Biomed Mater Res A, 74, 1 (2005) 49.
- ⑤ A Obata, T Zhai, T Kasuga: Apatite-forming ability on titanium surface modified by hydrothermal treatment and ultraviolet irradiation, J Mater Res, 23, 12 (2008) 3169. 小久保正, H M Kim, 川下将一: 関節・骨修 復用セラミックスの新展開, セラミック ス, 38 1 (2003) 2.
- (6) A Sugino, K Tsuru, S Hayakawa, A Osaka, K Kikuta, G Kawachi, C Ohtsuki: Induced deposition of bone-like hydroxyapatite on thermally oxidized titanium substrates using a spatial gap in a solution that mimics a body fluid, J Ceram Soc Jpn, 117, 1364 (2009) 515.
- ⑦ W Wu, G H Nancollas: Kinetics of Heterogeneous Nucleation of Calcium Phosphates on Anatase and Rutile Surfaces, J Colloid Interface Sci, 199, 2 (1998) 206.
- (8) T Kokubo, H Takadama: How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?, Biomaterials, 27 15 (2006) 290.

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者に は下線)

〔雑誌論文〕(計 6 件)

- ① 水谷正義,湯田彩香,小茂鳥潤,嶋田慶太, 厨川常元:"ナノ秒パルスレーザを照射した金属表面の濡れ性に関する研究",砥粒加工学会誌,60,1,(2016),35-39.【査読有】
- ② 水谷正義, 益子直人, 本多遼, 村上諒, 小茂鳥潤, 厨川常元: "純チタンへのナノ秒パルスレーザ照射による生体活性表面の 創成", 砥粒加工学会誌, 59,1, (2015), 17-22. 【査読有】
- ③ Mizutani M., Honda R., Kurashina Y.,

Komotori J. and Ohmori H.: "Improved Cytocompatibility of Nanosecond-Pulsed Laser-Treated Commercially Pure Ti Surfaces", International Journal of Automation Technology, 8, 1, (2014), 102-109. 【查読有】

- ④ <u>Mizutani M.</u>, Honda R., Yuda A., Komotori J. and Ohmori H.: "Effects of nanosecond laser fabrication on bioactivity of pure Titanium", Procedia CIRP, 5, (2013), 242-246. 【査読有】
- ⑤ 水谷正義,小茂鳥潤,徐少林,嶋田慶太, 厨川常元:"レーザ照射を利用した歯科インプラントの高機能化",精密工学会誌, 81,12,(2015),1073-1077.【解説】
- ⑥ <u>水谷正義</u>: "レーザ照射による骨親和表面の創成",日本機械学会誌,118,1160, (2015),424.【解説】

〔学会発表〕(計 5 件)

- 深代祐五,雨宮剛志,水谷正義,村上諒, 小茂鳥潤,早川徹:"ナノパルスレーザー により微細加工されたチタンインプラン ト表面に対する骨形成および上皮付着", 第65回日本歯科理工学会学術講演会,宮 城,仙台市情報・産業プラザ,4月(2015). (日本歯科理工学会誌,34,2,(2015),135.)
- ② 水谷正義,益子直人,本多遼,村上諒,小茂鳥潤,嶋田慶太,厨川常元:"レーザプロセスを利用したバイオインターフェス創成に関する研究",2014年度精密工学会秋季大会学術講演会シンポジウム,鳥取,鳥取大学,9月 (2014).
- ③ 水谷正義,益子直人,本多遼,村上諒,小茂鳥潤,厨川常元:"ナノ秒パルスレーザ照射による生体活性表面の創成",砥粒加工学会学術講演会(ABTEC2014),岩手, 岩手大学,9月 (2014).
- ④ <u>Mizutani M.</u>, Honda R., Yuda A., Komotori J., Ohmori H. and Kuriyagawa T.: "Enhanced Bioactivity of Pure Titanium by Nanosecond Laser Processing", International Symposium on Micro/Nano Mechanical Machining and Manufacturing (ISMNM 2014), Xi'an, China, April, (2014).
- ⑤ 深代祐五,雨宮剛志,中岡一敏,本多遼, 村上諒,水谷正義,小茂鳥潤,濱田良樹, 早川徹:"ナノパルスレーザにより微細加 工された純チタン表面における骨形成", 第35回日本バイオマテリアル学会,東京, タワーホール船堀,11月 (2013).

〔図書〕(計 0 件)

〔産業財産権〕 ○出願状況(計 0 件)

名称: 発明者: 権利者: 種類: 番号: 出願年月日: 国内外の別: ○取得状況(計 0 件) 名称: 発明者: 権利者: 種類: 番号: 取得年月日: 国内外の別: [その他] ホームページ等 6. 研究組織 (1)研究代表者 水谷 正義 (MIZUTANI, Masayoshi) 東北大学・大学院工学研究科・准教授 研究者番号:50398640 (2)研究分担者 () 研究者番号: (3) 連携研究者 ()

研究者番号: