インプラント用3次元自由成形チタンメッシュプレートの創製*
(メッシュ構造によるチタンメッシュプレートの考案)何 建梅^{*1}, 鈴木 茂樹^{*2}, 鄭 雄一^{*3}Developments of 3D free form titanium mesh plates for implantation
(Design of mesh structures for titanium mesh plates)Jianmei HE^{*1}, Shigeki SUZUKI and Ung-il CHUNG^{*1} Kogakuin Univ. Dept. of Mechanical Engineering
1-24-2, Nishishinjuku, Shinjyuku-ku, Tokyo 163-8677 Japan

Received 17 October 2013

Abstract

Present titanium plates for implants have the problems like too heavy and excessive elastic modulus compared with natural bones. In this study, Titanium mesh plates with higher 3-dimensional flexibility were developed to improve such problems. Fundamental mesh patterns were designed through three dimensional CAD tools from higher flexibility and strength points of view. Based on the designed mesh patterns, sample specimens of Titanium mesh plates with different design variables like plate thickness, mesh line width were manufactured through wire-cut discharge processing. Mechanical properties of the Titanium mesh plates like volume density, tensile elastic modulus and bending stiffness were experimentally and analytically evaluated. Experimental results showed that such Titanium mesh plates had much higher flexibility and their mechanical properties could be controlled to close to the natural bones. More details on the mechanical properties of meshed plates including compression, torsion and durability will be executed in future study.

Key Words : Bone implants, Titanium mesh plates, Mechanical property, Flexibility, Experiments and analysis

1. 緒 言

人や動物が先天的な要因や事故などによって骨に欠損が負った場合にインプラントによる骨移植手術が行われる。骨移植方法には大きく分けて

- (1) 自家骨移植(自身の健全な骨の一部を切り取って移植)
- (2) 他家骨移植(死者から提供された骨による移植)
- (3) 人工骨移植(リン酸カルシウムやチタン金属等のバイオマテリアル製人工骨による移植)

がある。自家骨移植には患者への大きな侵襲、術後疼痛や骨欠損による採骨部の変形などの問題、また他家骨移植には合併症、感染症を引起す可能性や倫理的問題等の問題があるため、バイオマテリアルを用いた安全な人工骨移植が求められている。バイオマテリアルを用いた人工骨は吸収型人工骨と非吸収型人工骨の2種類に分類され、それぞれの特徴として以下があげられる。

- (1) 吸収型人工骨: 生体吸収材料として代表的なものに合成高分子であるPGAやPLA、天然高分子であるコラーゲンやキトサン、無機材料であるリン酸カルシウムや炭酸カルシウムなどがあげられる。優れた骨再生効果を有する吸収型人工骨としては、図1に示すように患部の欠損部や変形部と同じ形状を有し、骨再生に有利な内部構造も用いて将来的に自分の骨に置き換われる高機能なリン酸カルシウム製オーダーメイド人工骨(CT-BONE) (Igawa, et al.,

* 論文 No.13-00412 [DOI: 10.1299/transjsme.2014smm0003]

^{*1} 正員, 工学院大学 (〒163-8677 東京都新宿区西新宿 1-24-2)

^{*2} (株)ネクスト21

^{*3} 東京大学 大学院工学系研究科 バイオエンジニアリング専攻
E-mail: at13148@ns.kogakuin.ac.jp

2010) などあるが, 市販されているすべての人工骨と同様に, 荷重部への使用には強度と靱性が不足しており, 頭蓋顎顔面領域などの非荷重部位にしか使用できない制限がある.

Fig.1 Tailor-made tricalcium phosphate bone implants based on CT scan data (CT-BONE) are fabricated using a 3D ink-jet printer layer by layer.

- (2) 金属製人工骨: 純チタンやチタン合金等の生体親和性の良い金属系材料でこれまでに製品化されているインプラントが数多くあるが,
- A) 積層造形法でチタン粉末のレーザー焼結体メッシュプレート (NCBI, 2013) のインプラント製品は, プレートの機械特性と耐衝撃性が低く破砕する可能性があること
 - B) チタンプレートと健康母骨との結合固定での術後の安定性の問題 (佐藤他, 2011)
 - C) 人骨より過剰な重量・強度及び靱性などを有するチタンプレートと健康母骨の結合で新たな骨欠損を生じる可能性 (和久井他, 2012) があること
 - D) 顎骨等の欠損部に対応する金属製人工骨製品が存在なく, 図2に示すようにチェーン状の有孔プレート等で固定するため, 機能的修復のみが行われ, 形状再建や成長に伴う追従性が乏しく術後の患者QOL(Quality Of Life)が低いこと

Fig.2 Present titanium chain and plate implants show lower quality of life.

- E) 口腔外科領域では埋め込まれたチタン製ミニプレートの表面に孔蝕, 応力腐蝕割れの不具合発生 (関他, 1994)
- F) ライビンガーダイナミックメッシュなどのインプラント用プレート (日本ストライカーとパイオラックスメディカルデバイス, 2013) もあるが, 過度の曲げや疲労によるインプラントの緩み, 破損, 亀裂などの不具合が発生する可能性問題
- G) 移植の対象年齢や各種骨欠損部位がさまざまなため, 異なる人骨強度や剛性に幅広く柔軟に対応する必要があること

などの様々の問題が挙げられている. そこで本研究では, 骨再生治療で用いる吸収型人工骨の強度不足問題に対する補強や骨結合に使用されている金属製人工骨の重量・剛性過剰などの問題改善を図るため, 図3に示す本

研究の高い柔軟性を有するインプラント用3次元自由成形チタンメッシュプレート（Abiko et al., 2011; 鈴木他, 2012）

Fig.3 3D free form titanium mesh plates designed by this study have very higher 3-dimensional flexibility and can be used to fit different 3D shape implantations.

本研究では、まず生体親和性の純チタンプレートを対象に正三角形、正方形と正六角形の三つ基本形状から考案・設計したメッシュ形状基本パターンを適応し、試作によるチタンメッシュプレートの重量・面内引張特性と面外曲げ剛性などの力学的特性を実験的評価を行い、優れたメッシュ形状基本パターンを確定した。次に優れたメッシュ形状基本パターンにおいて、メッシュプレートの力学的特性に寄与する設計パラメータを抽出した。一方、試作によるチタンメッシュプレートの力学的特性の実験評価とモデル解析評価の比較も行い、妥当性のあるモデル解析評価手法の確立を図った。

2. メッシュ形状基本パターンの考案・設計と試作による曲げ特性評価

2・1 メッシュ形状基本パターンの考案・設計

チタンプレートに適用するメッシュ形状基本パターンの考案・設計は以下の設計コンセプトに基づいて行った。

- (1) 1つだけの基本形状によるパターン並べ構成で加工しやすく製造コストダウンが図れる
- (2) メッシュ線幅の均一性と折角を無くすことで応力集中を極力低減し、強度向上と高寿命が図れる
- (3) 基本形状の弯曲を変化させることでメッシュプレートの3次元柔軟性を安易に制御できる
- (4) 幼い子供から年配患者まで幅広い年齢層、また異なる個所の骨欠損に対する移植に対応できる
- (5) プレート固定用ビスに合わせた空間の設置を任意化し、緩みのない健康母骨との結合が得られ、手術時間短縮と患者負担の低減が図れる

上記に示すメッシュ形状基本パターンの設計コンセプトに基づき、正三角形、正方形と正六角形の三つ基本形状をベースとして考案・設計したメッシュ形状基本パターンの結果例を図4に示す。図(4a)にはメッシュ基本形状、(4b)にはメッシュ基本形状を特定の並べ方によるメッシュパターンを示している。これらのメッシュ形状基本パターンにはメッシュ線幅が均一で折角がなく、それぞれ 120° (正三角形)、 90° (正方形)、 60° (正六角形) などの面外軸に対する回転対称性を有し、メッシュプレート面内の擬似等方性に寄与している。

2・2 試作チタンメッシュプレートによる曲げ特性評価

前項に示すメッシュ形状基本パターンを用いて、ワイヤ放電加工法によって2種類のメッシュ線幅 (0.4 mm, 0.8 mm) と3種類のプレート厚 (0.3 mm, 0.5 mm, 0.7 mm) との組み合わせで純チタンプレートにメッシュ加工の試作を行った。図5～図7にそれぞれ正三角形、正方形と正六角形に基づいたメッシュ線幅 0.8 mm のチタンメッシュプレートの試験片写真を示す (左は試験片の全体写真、右はメッシュ形状の拡大図)。これらの試作を対象に、チタンメッシュプレートの体積密度と3点曲げ試験によるチタンメッシュプレートの曲げ剛性を実験によって評価した。

Fig.4 Different mesh patterns from equilateral triangle, quadrangular and hexagonal shapes were designed. Each of the mesh patterns is constructed from a single basic pattern shape with splines only with much uniformed mesh line width without any sharp angles, which is called the stress-concentration avoided structure leading to the higher strength and longer operating life.

Fig.5 Titanium mesh plates from equilateral triangle shape mesh pattern were 3-dementionally formed using ESF (Electrical Spark Forming) method for experimental study.

Fig.6 Titanium mesh plates from quadrangular shape mesh pattern were 3-dementionally formed using ESF (Electrical Spark Forming) method for experimental study.

Fig.7 Titanium mesh plates from hexagonal shape mesh pattern were 3-dementionally formed using ESF (Electrical Spark Forming) method for experimental study.

まず図 8 に示す研精工業(株)の電子天秤を使用し、各種チタンメッシュプレートの重量を測定し、プレートの外枠体積を用いて算出した体積密度の結果を図 9 に示す。これらの結果から、正三角形、正方形と正六角形に基づいたメッシュ形状基本パターンを用いたチタンメッシュプレートの重量特性（体積密度）を人骨に近づけることができると考えられる。

Fig.8 Electronic balance was used for titanium mesh plates' weight measurements.

Fig.9 Volume densities of titanium mesh plates are reduced more than 50% compared with the unmeshed titanium plates. Desired mass property to near human thighbones' densities can be closely approached by changing design parameters.

次に JIS Z 2248（金属材料曲げ試験方法）に準じてチタンメッシュプレートの三点曲げ試験によるメッシュプレート曲げ剛性の評価を行った。チタンメッシュプレート三点曲げ試験のイメージ写真を図 10 に示す。支持点のスパン間距離が 20 mm で、試験速度が 3 mm/min で最大たわみ 2.0 mm まで負荷曲げ荷重を測定した。得られたチタンメッシュプレート三点曲げ試験の荷重-たわみ線図の線形弾性範囲から、チタンメッシュプレートの曲げ剛性（ EI ： E は曲げ弾性率、 I は断面二次モーメント）を式(1)のように求めた。

$$EI = \frac{\ell^3}{48} \times \frac{P}{\delta} \quad (1)$$

ここに P と δ は測定した負荷曲げ荷重とたわみで、 ℓ は三点曲げ試験のスパン間距離である。

Fig.10 3-point bending test of titanium mesh plates were executed based on *JIS Z 2248* standard test method.

2・3 試作チタンメッシュプレートの曲げ特性評価結果と考察

試作チタンメッシュプレートの曲げ特性評価試験で得られた結果, 各種メッシュ形状基本パターンによるチタンメッシュプレートと元チタンプレートの曲げ剛性は図 11 と図 12 に示す.

Fig.11 Compared the bending stiffness of different titanium mesh plates from 3-point bending tests (0.4 mm mesh width) to the unmeshed titanium plates, the bending stiffness of the meshed titanium plates was reduced more than 90%.

Fig.12 Compared the bending stiffness of different titanium mesh plates from 3-point bending tests (0.8 mm mesh width) to the unmeshed titanium plates, the bending stiffness of the meshed titanium plates was reduced more than 90%.

上記に示す結果から, メッシュ構造をチタンプレートに適応することによって得られたチタンメッシュプレートの3次元面外曲げ特性(曲げ剛性)が元チタンプレートより大幅に低下し, 優れた3次元面外柔軟性を有することが分かった. また表 1 に示す正三角形, 正方形と正六角形によるチタンメッシュプレート曲げ剛性の比較と

図9に示す体積密度の比較から、正六角形によるチタンメッシュプレートの方がほかの2種類メッシュプレートより高い体積密度を有しながらも比較的低い曲げ剛性を持つことがわかる。またプレート面内擬似等方性がメッシュプレートの柔軟性に影響を与える観点からも、60° 每軸対称性を有する正六角形状によるチタンメッシュプレートの方がより優れた3次元柔軟性を持つことが考えられる。

Table 1 Comparison of bending stiffness for different titanium mesh plates

Comparison of Bending Stiffness for Different Titanium mesh plates						
Plate Thickness [mm]	0.3		0.5		0.7	
Mesh Line Width [mm]	0.4	0.8	0.4	0.8	0.4	0.8
Triangle [N・mm ²]	---	---	726.0	1649.0	1359.0	3701.0
Square [N・mm ²]	---	---	---	1822.0	1723.0	4313.0
Hexagon [N・mm ²]	---	---	820.0	1377.0	1484.0	2558.0

3. 正六角形メッシュ形状基本パターンによるメッシュプレートの検討

3・1 正六角形メッシュ形状基本パターンの設計パラメータ化

前章で得られた結果から、正三角形、正方形と正六角形の三つ基本形状によるメッシュ形状基本パターンのうち、正六角形メッシュ形状基本パターンがより優れた柔軟性を有することから、これから正六角形メッシュ形状基本パターンに注目し、メッシュ基本形状における設計パラメータを抽出して更なる検討を加えた。図13に抽出した正六角形メッシュ形状基本パターンの力学的特性に最も影響を与える設計パラメータを示す。

Fig.13 Design variables of mesh patterns based from hexagonal shape were extracted for parametric study.

それぞれのパラメータ定義は下記のようなになる。

- ✓ L : メッシュ隙間の最小幅 (製造方法によって制限される)
- ✓ D_1 : メッシュの線幅
- ✓ R_1 : 固定用ビスの径 (1.0 mm~2.0 mm)
- ✓ R_2, D_2, θ : メッシュ弯曲度の制御用寸法

またベースとした正六角形から、各設計パラメータに下記の式(2)と(3)のような幾何学的制約条件が課せられる。

$$R_1 \geq R_2 + D_1 + L \quad (2)$$

$$\frac{L}{2} \leq (-1 + \cos \theta) D_1 + (-1 + 2 \cos \theta) R_2 \quad (3)$$

上記の幾何学的制約条件の元で、図 14 から図 16 にメッシュ弯曲パラメータ (R_2)、メッシュ隙間最小幅 (L) とメッシュ線幅 (D_1) の中から二つ設計変数の組み合わせをして、残りのパラメータが固定した場合のメッシュ形状基本パターンを示す。これらのメッシュ形状基本パターンからわかるように、各種設計パラメータの組み合わせによってプレート面内の伸縮特性や面外の曲げ・ねじり特性などの力学的特性を制御できることが考えられる。

Fig.14 Sample designed mesh patterns are obtained by changing L and R_2 with R_1 , D_1 and θ fixed.

Fig.15 Sample designed mesh patterns are obtained by changing D_1 and R_2 with R_1 , L and θ fixed.

Fig.16 Sample designed mesh patterns are obtained by changing D_1 and L with R_1 , R_2 and θ fixed.

3・2 正六角形メッシュ形状の設計パラメータによるチタンメッシュプレートの力学的特性評価

ここでは正六角形メッシュ形状基本パターンの設計パラメータによるチタンメッシュプレートの構造力学的特性（体積密度、面内引張特性と面外曲げ特性）を正確に把握するため、設計パラメータのメッシュ線幅とプレート厚を取り上げ、試作による実験評価を行った。評価対象となる試作チタンメッシュプレートには図 17 に示す 2 種類のメッシュ線幅（0.8 mm と 1.2 mm）と 2 種類のプレート厚（0.3 mm と 0.8 mm）で計 4 種類のチタンメッシュプレート試験片をワイヤ放電加工法にて作製した。

(1) 試作チタンメッシュプレートの重量特性評価

試作チタンメッシュプレートの体積密度は前章と同じ測定方法で評価し、得られた結果を表2と表3に示している。これらの結果から、チタンプレートより60%前後の軽量化が図れた。

Fig.17 Specimens of titanium mesh plates with different mesh line width and plate thickness were 3-dimensionally formed using ESF (Electrical Spark Forming) method for experiments.

Table 2 Volume density of titanium mesh plates (0.3 mm plate thickness)

Volume Density (g/cm ³)	0.8 mm Mesh Width	1.2 mm Mesh Width
NO.1	1.47	1.51
NO.2	1.48	1.51
NO.3	1.47	1.52
NO.4	1.47	1.53
NO.5	1.48	1.53
NO.6	1.47	1.51
Average	1.47	1.52
Standard Deviation	4.6E-03	8.2E-03

Table 3 Volume density of titanium mesh plates (0.8 mm plate thickness)

Volume Density (g/cm ³)	0.8 mm Mesh Width	1.2 mm Mesh Width
NO.1	1.76	1.82
NO.2	1.77	1.82
NO.3	1.76	1.81
NO.4	1.77	1.80
NO.5	1.78	1.82
NO.6	1.77	1.83
Average	1.77	1.82
Standard Deviation	5.60E-03	9.05E-03

(2) 試作チタンメッシュプレートの引張特性評価

試作チタンメッシュプレートの引張特性を評価する試験は *JIS Z 2241* (金属材料引張試験方法) に準じて行った。使用した引張試験機は図 18 の左に示す株式会社東京試験機の卓上試験機ミドルセンサーである。図 18 の右にピン止めしたチタンメッシュプレートの写真を示す。引張試験速度が 5 mm/min で最大 10.0 mm まで引張試験を実施した結果、図 19 に示すようにチタンメッシュプレートの引張荷重とクロスヘッド変位線図 (0.8 mm プレート厚でメッシュ線幅 0.8 mm の結果) が得られた。

Fig.18 Tensile test of titanium mesh plates were executed based on *JIS Z 2241* standard test method.

Fig.19 Load-displacement curves of titanium mesh plates were obtained from the tensile tests.

上記試作チタンメッシュプレートの引張試験で得られた荷重・変位線図の線形弾性範囲を用いて、メッシュプレートの断面寸法とピン支持点間距離を用いて算出した試作チタンメッシュプレートの縦弾性率を図 20 に示している。これらの結果からみると、メッシュ構造の適用によってチタンメッシュプレートの縦弾性率が人骨の弾性率より大幅に低減し、高い面内引張柔軟性を有することがわかる。

Fig.20 Tensile elastic modulus of titanium mesh plates are lower than natural bone's elastic modulus and show very higher in-plane tensile flexibility.

(3) 試作チタンメッシュプレートの曲げ特性評価

試作チタンメッシュプレートの曲げ特性評価試験には *JIS Z 2248* (金属材料曲げ試験方法) に準じた 3 点曲げ試験を行った。使用する試験機は図 18 に示している試験機と同じであり、図 21 に試作チタンメッシュプレートの 3 点曲げ試験治具やスパン間距離を示している。3 点曲げ試験の速度が前章と同じく 3 mm/min で、最大たわみを 5.0 mm まで曲げ荷重を負荷した。図 22 に示すような試作チタンメッシュプレートと元チタンプレートの荷重・たわみ変位線図の線形弾性範囲から、試作チタンメッシュプレートと元チタンプレートの曲げ剛性 (EI) を式(1)によって評価した。

Fig.21 3-point bending test of titanium mesh plates were executed based on *JIS Z 2248* standard test method.

(a) 0.8 mm thick unmeshed titanium plate

(b) 0.8 mm titanium mesh plate

Fig.22 Typical load-displacement results were obtained from 3-point bending tests for 0.3 mm and 0.8 mm thick unmeshed titanium plates and titanium mesh plates

得られた試作チタンメッシュプレートと元チタンプレートの曲げ剛性を図 23 と図 24 に示している。これらの結果からみると、メッシュ構造の適用によってチタンメッシュプレートの曲げ剛性は元のチタンプレートより 9 割以上減少することができ、優れた 3 次元面外曲げ特性を有することがわかる。

Fig.23 Bending stiffness of titanium mesh plates was reduced more than 90% compared to unmeshed titanium plate (0.3 mm plate thickness).

Fig.24 Bending stiffness of titanium mesh plates was reduced more than 90% compared to unmeshed titanium plate (0.8 mm plate thickness).

3・3 メッシュプレート力学的特性のモデル解析評価

ここではメッシュ形状基本パターンの各種設計パラメータによるメッシュプレートの力学的特性を評価する妥当なモデル解析手法を確定するため、前項で行った試作チタンメッシュプレートの実験評価に合わせたモデル解析を行い、実験・解析結果の比較によってモデル解析手法の妥当性検討を行った。

具体的に 3 次元 CAD ツールを用いて試作チタンメッシュプレートの引張試験と 3 点曲げ試験と同じ試験片形状・寸法と境界条件で 3 次元モデルを作成し、実験結果の線形弾性範囲内の負荷条件に合わせて有限要素解析を行った。表 4 にモデル解析に使用したチタンプレートと支持治具の材料特性を示す。図 25 に試作チタンメッシュプレート試験片と同じ寸法と形状の 3 次元モデル図（上）と解析結果の変形図（下）を示している。モデル解析において、メッシュプレートの厚み寸法が小さいため、プレート厚方向に要素分割数を 3 層以上となるように考慮して四面体 3 次元ソリッド要素の細分割を図った。試作チタンメッシュプレートの引張特性と曲げ特性の実験・解析結果の比較結果は図 26 と図 27 に示している。

Table 4 Material properties of titanium plate and fixture used for analysis

	Titanium plate (TP270) for mesh	Fixtures
Elastic modulus [GPa]	105.0	210
Density [g/mm^3]	4.5 E-03	7.8 E-03
Poisson's ratio	0.3	0.3

(a) Analysis of tensile test

(b) Analysis of 3-point bending test

Fig.25 Analytical modeling of titanium mesh plate's tensile and 3-point bending tests were carried out for comparisons with experiments.

Fig.26 Comparisons on analytical tensile elastic modulus of titanium mesh plates with tensile test results show small deviations.

Fig.27 Comparisons on analytical bending stiffness of titanium mesh plates with 3-point bending test results show excellent agreements.

これらの結果からまとめると、

(1) 試作チタンメッシュプレートの引張特性を評価するモデル解析結果には実験結果と比較的大きな差異が見られた。これの主な原因として実験でのピン止め拘束条件による影響が考えられ、解析モデルにピン止め効果を考慮した改善が必要と思われる。

(2) 試作チタンメッシュプレートの曲げ特性を評価するモデル解析結果は実験結果とよく一致していることが得られた。これでメッシュプレートの曲げ特性を評価するモデル解析の妥当性が確認できた。

4. 結 言

本研究では正三角形、正方形、正六角形に基づいて各種メッシュ形状基本パターンを考案・設計し、試作チタンメッシュプレートの力学的特性の実験的評価結果から、

- (1) 正三角形、正方形、正六角形に基づいたメッシュ形状基本パターンを適用した試作チタンメッシュプレートの重量特性（体積密度）を人骨に近づけることが可能であり、3次元面外曲げ剛性が元チタンプレートより大幅に減少して優れた3次元面外柔軟性を有することが判明した。
- (2) 比較的曲げ剛性が低い正六角形に基づいたメッシュ形状において、メッシュプレート力学的特性に影響を及ぼす設計パラメータを抽出し、力学的特性の変動幅が広いメッシュプレートの創製が可能であることが分かった。
- (3) 正六角形に基づいた試作チタンメッシュプレートを対象に引張特性と曲げ特性の実験とモデル解析の評価結果から、メッシュプレートの引張特性を評価するモデル解析手法にピン止めなどの効果を考慮する改善が必要となる一方で、曲げ特性を評価するモデル解析手法の妥当性を確認できた。

今後の展望として、正六角形に基づいたメッシュ構造基本パターンの形状・寸法などの設計パラメータ変化によるメッシュプレートの体積密度、引張弾性係数及び面外曲げ剛性への影響を系統的にモデル解析評価し、異なる骨欠損部位や年齢層の骨移植に対応できるようなメッシュプレートデータベースを構築することが考えられる。

謝 辞

この研究を遂行するにあたり、終始暖かく見守って下さった早稲田大学・創造理工学部の山川宏教授に深く感謝いたします。

文 献

- Igawa K., Chung UI., Suska F., Rasmusson L., Thomsen P., Sasaki K., Miyazaki A., Suzuki S., Saijo H., Takato T., He J., Chin augmentation with inkjet-printed custom-made tricalcium phosphate implant, Selected papers of the Congress of the European Association of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, MEDIMOND/ M914C0611(2010), pp. 135-139.
- The National Center for Biotechnology Information, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3312134> (参照日 2013年2月5日).
- 佐藤和郎, 村田純一郎, 富岡宗弘, 清野幸男, 横田光正, 水城晴美, 三浦廣行, 下顎枝矢状分割術における生体内吸収性ポリ-L-乳酸骨接合ミニプレート固定の術後安定性について, 岩手医科大学歯学雑誌, Vol.36, No.1 (2011), pp.46-52.
- 和久井大輔, 長島梧郎, 植田敏浩, 高田達郎, 田中雄一郎, 橋本卓雄, 【症例報告】開頭術後頭蓋骨固定プレートによる頭皮断裂及び美容上の問題をきたした3例, 脳外誌, Vol. 21, No. 2 (2012), pp.138~142.
- 関 豊, 別所和久, 菅谷俊文, 影山 達也, 乾 真登可, 田川 俊郎, チタン製ミニプレートに関する臨床病理学的検討, 日本口腔外科誌, Vol.40 (1994), pp.892-896.
- 日本ストライカー(株), メッシュプレート(医療機器承認文書), http://www.info.pmda.go.jp/downfiles/md/PDF/730093_16200BZY01088000_A_LB_06.pdf (参照日 2013年9月16日).

- パイオラックスメディカルデバイス(株), プレート T(医療機器承認文書), http://www.info.pmda.go.jp/downfiles/md/PDF/630414_21600BZZ00251000_A_10_01.pdf (参照日 2013 年 9 月 16 日).
- Abiko R., Zama K., Sinoda T., Suzuki S., He J., A Primary Study on the Titanium mesh plate Structures for Reinforcement of Tricalcium Phosphate Bone Implants, International Conference on Advanced Technology in Experimental Mechanics 2011 (ATEM'11, 2011), Kobe, Japan.
- 鈴木茂樹, 何建梅, 鄭雄一, 佐々木伸雄, 三次元成形可能な格子構造体, 日本国特許第 533997 号 (2012).

References

- Igawa K., Chung UI., Suska F., Rasmusson L., Thomsen P., Sasaki K., Miyazaki A., Suzuki S., Saijo H., Takato T., He J., Chin augmentation with inkjet-printed custom-made tricalcium phosphate implant, Selected papers of the Congress of the European Association of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, MEDIMOND/ M914C0611(2010), pp. 135-139.
- The National Center for Biotechnology Information, <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3312134> (accessed on 5th Feb. 2013).
- Satoh K., Murata J., Tomioka M., Seino Y., Yokota M., Mizuki H., Miura H., Postsurgical stability following sagittal split ramus osteotomy with biodegradable Poly-L-lactide bone mini plate fixation, Dental journal of Iwate Medical University, Vol.36, No.1 (2011), pp.46-52 (in Japanese).
- Wakui D., Nagashima G., Ueda T., Takada T., Tanaka Y., Hashimoto T., Three Cases of Scalp Rupture and Cosmetic Deformity caused by a Fixation Plate after Craniotomy, Japanese journal of neurosurgery, Vol. 21, No. 2 (2012), pp.138~142 (in Japanese).
- Seki Y., Bessho K., Sugatani T., Kageyama T., Inui M., Tagawa T., Clinicopathological study on titanium miniplates, Japanese Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Vol.40 (1994), pp.892-896 (in Japanese).
- Stryker Japan K.K., Meshed Plate (Approved documents of medical instruments), http://www.info.pmda.go.jp/downfiles/md/PDF/730093_16200BZY01088000_A_LB_06.pdf (accessed on 16th Sept. 2013).
- Piolax Medical Device K.K., Plate T (Approved documents of medical instruments), http://www.info.pmda.go.jp/downfiles/md/PDF/630414_21600BZZ00251000_A_10_01.pdf (accessed on 16th Sept. 2013).
- Abiko R., Zama K., Sinoda T., Suzuki S., He J., A Primary Study on the Titanium mesh plate Structures for Reinforcement of Tricalcium Phosphate Bone Implants, International Conference on Advanced Technology in Experimental Mechanics 2011 (ATEM'11, 2011), Kobe, Japan.
- Suzuki S., He J., Chung UI., Sasaki N., Three-dimensionally moldable lattice structure, Japan Patent No. 533997 (2012).