

連携記事

金属3Dプリンタの課題と将来展望

The Issues and Future Perspective of Additive Manufacturing Technology for Metals

京極秀樹

Hideki Kyogoku

近畿大学工学部 教授

次世代基盤技術研究所

3D造形技術研究センター センター長

はじめに¹⁻⁴⁾

最近の3次元積層造形技術の進展は目覚ましく、樹脂材料を対象とした3Dプリンタはもちろんのこと、金属材料を対象とした積層造形装置まで性能に優れる積層造形装置が開発され、適用製品や材料も多岐にわたってきている。3次元積層造形技術は、最近までRP (Rapid Prototyping)、RM (Rapid Manufacturing) 等の名称で呼ばれてきたが、2009年のASTM F42委員会においてAM (Additive Manufacturing) と呼ぶことが決定され、欧米では、樹脂を噴射する3Dプリンティングと区別している。金属積層造形技術の変遷をまとめたものを図1に示す。本技術の適用分野は、樹脂材料において、従来から利用されている日用品はもちろんのこと、自動車・航空宇宙などの試作品の分野から、最近脚光を浴びて

いる医療分野における生体モデル、インテリア・宝飾など、昨今の3Dプリンタブームによりその裾野を急速に広げている。一方、金属材料においても、金属3Dプリンタの性能の大幅な向上により、航空・宇宙、自動車、産業機器用部品、さらにはインプラントなどの医用材料へとその利用範囲はますます拡大してきている。また、セラミックス材料についても、造形装置が開発されており、かなり精度のよい製品の開発ができるようになってきている。

本技術の最大の特徴は、従来の加工法では不可能であった形状で、かつ表面および内部構造までを考慮した製品の製造ができる点である。すなわち、トポロジー最適化法などのシミュレーションにより設計された製品や人体の複雑な3次元形状をCT (Computed Tomography) などで読み取り、造形する生体用インプラントなど、従来の加工法では不可能な

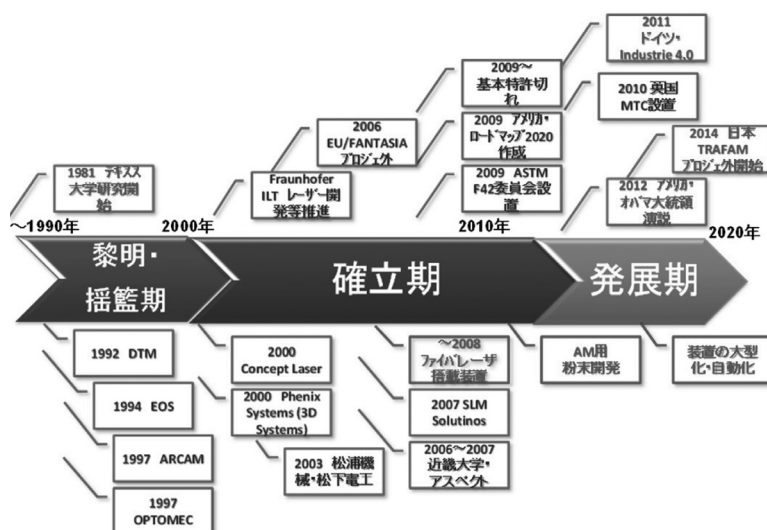


図1 金属積層造形技術の変遷

形状の製品を加工できる。また、切削加工では基本的に表面データを扱うが、AM技術では表面はもちろんのこと内部構造も取り扱うことができ、表面にテクスチャを付与させたり、内部をラティス構造や傾斜構造にすることが可能である。このような内部構造の記述は、航空・宇宙、自動車、産業機器などの製品の軽量化や生体材料における機能化を図る上で重要である。形状データは一般にSTL (Standard Triangulated Language) フォーマットであるが、ASTM F42委員会において、形状データだけでなく材質、内部組織なども考慮したAMF (Additive Manufacturing File) フォーマットが提案されている。

医療分野への主な適用事例についてみると、主として光造形により作製されるスキャフォールド（細胞の増殖を促して構造を保持するための環境である「足場」）や手術に利用する生体モデル、粉末積層溶融法により作製される生体に埋入するチタン及びチタン合金などの金属製インプラント、さらには歯科用インプラントやクラウンなどがあり、今後ますます利用の拡大が予測される。

本稿では、AM技術の現状、課題および将来展望について、医療分野への適用例を中心に紹介する。

2 AM技術の現状

2.1 AM技術の分類

AM技術は、ASTM F 42 委員会により、表1に示すカテゴリに分類されるなど、規格化が進められており、ISOもASTMと協調して規格化している。以下に、金属製品に関わる主なAM技術である、粉末積層溶融 (Powder Bed Fusion) 法と溶融堆積 (Directed Energy Deposition) 法の概要を述べる。

(1) 粉末積層溶融法

レーザビームあるいは電子ビームを熱源とした代表的な積層造形法で、樹脂粉末あるいは金属粉末を焼結あるいは溶融して積層造形する方法で、選択的レーザ焼結あるいは溶融法と呼ばれている。レーザを用いた方式では、CADデータをSTLファイルに変換して、ガルバノメータミラーを介してレーザを照射して、敷き詰めた粉末を焼結あるいは溶融する

工程を繰り返すことにより積層造形を行う。また、電子ビームを用いた方式では、電子ビームにより高速かつ高温（材料により異なる）で仮焼結を行った後、積層造形を行うため、異方性を有する組織となることが多い。このような方式の違いにより、適用材料や造形体の組織、精度などの違いが生じる。

(2) 溶融堆積法

Fraunhofer研究所で開発したレーザ金属堆積 (LMD : Laser Metal Deposition) 法、Sandia国立研究所が開発したLENS[®] (Laser Engineered Net Shaping) 法などがあり、金属粉末を噴射あるいはワイヤーを供給しながらレーザビームあるいは電子ビームを照射して溶融金属を堆積して積層造形する方法である。本法では、単純形状で、表面粗さや精度は粉末床溶融法には劣るものの、多色積層造形やアスペクト比の大きい製品の製造が可能である。また、真密度に近い複雑形状品の作製が可能となっており、アルミニウム合金、ステンレス鋼、工具鋼、チタン合金などの材種にも対応できるようになっている。

2.2 金属粉末積層造形装置の現状¹⁻⁴⁾

(1) 粉末積層溶融法

最近の金属粉末を対象としたレーザ積層造形装置の性能の向上は目覚ましく、レーザには400 Wあるいは1 kWの高出力ファイバーレーザが搭載されてきているとともに、多光源化が進んできている。このようなレーザの高出力化・多重光源化により製品製造における高速化・高精度化を進める傾向にある。最近の代表的な金属粉末積層造形装置の仕様を表2に示す。SLM Solutions社では、高速化のために400 Wと1 kWの2つのレーザを搭載した装置を開発しており、造形速度の高速化が図られてきている。インプラント製造可能な金属レーザ積層造形装置については、海外メーカーでEOS社（ドイツ）、Concept Laser社（ドイツ）、SLM Solutions社（ドイツ）、Renishaw社（英国）、Phoenix社（フランス）（2013年、3D Systems社（アメリカ））などがある。我が国では、（株）松浦機械製作所の装置があり、切削機能を有している。一般

表2 金属粉末積層造形装置の仕様（各社カタログより）

Machine	EOS M280	SLM SLM280HL	Concept Laser M2	3D Systems ProX300
Laser type	Fiber laser	Fiber laser	Fiber laser	Fiber laser
Power (W)	200 or 400	400/1000	200 or 400	500
Spot size (μm)	100~	70~120	50~200	—
Scan speed(m/s)	~7	~15	~7	—
Layer thickness (μm)	20~	20~75	20~80	10~100
Build speed (cm ³ /h)	20	20~35	2~20	—
Build size (mm)	250x250 x 325	280x280x350	250x250x280	250x250x300

表1 ASTMによるAM技術の分類⁵⁾

Category	Description
Binder Jetting	Liquid bonding agent selectively deposited to join powder
Material Jetting	Droplets of build materials selectively deposited
Powder Bed Fusion	Thermal energy selectively fused regions of powder bed
Directed Energy Deposition	Focused thermal energy melts materials as deposited
Sheet Lamination	Sheet of material bonded together
Vat Photopolymerization	Liquid photopolymer selectively cured by light activation
Material Extrusion	Material selectively dispensed through nozzle or orifice

的には、表2に示すように造形サイズ250 mm×250 mmが一般的ではあるが。例えば、歯科用材料や宝飾品のような小物の製作に関しては、各社から小型装置が開発されているのに対して、Concept Laser社がFraunhofer研究所およびDimler社と共同で超大型自動車試作品用装置を開発している。我が国では、(株) 松浦機械製作所による切削機能を付加した複合装置がある。これにより、高精度・高機能金型の作製などが可能である。また、2014年秋にソディック (株) がほぼ同様の複合機を開発している。

また、電子ビームを光源とした積層造形装置は、ARCAM社 (スウェーデン) が唯一開発している。電子ビームを利用した場合には、真空雰囲気中での造形となるためチャージアップの問題などがあり、仮焼結の過程を経たのち造形を行う点がレーザの場合と大きく異なる点である。真空での造形のため酸化が問題となるチタンおよびチタン合金を中心としたインプラントや航空・宇宙部品の製造などに利用され、急速に拡大してきている。

(2) 熔融堆積法

Optomec社などから実用機も販売されている。最近では、大型の製品の作製も可能となってきたため、航空宇宙用の大型製品手の適用が期待されている。また、2013年から2014年にかけて、DMG森精機 (株)、ヤマザキマザック (株) が切削機能と融合した複合機を開発している。

(3) 金属3Dプリンタの課題

上述したように、製品化されている装置の造形サイズは250 mm×250 mmが標準であるため、適用製品のサイズが限定され、ユーザーからは大型化への要望がある。大型化に際しては、多光源化が必要となり、これに伴って高速化も要求される。それゆえ、レーザや電子ビームの高出力化も重要となり、高品質のレーザ発振器や長寿命である電子銃の開発が必須である。製品精度についてはレーザや電子ビーム光源の高品質化や照射パターンの最適化が必要となる。表面粗さについても鋳造品以上のものが求められてきており、さらなる微細粉末を利用可能な積層技術の開発などが必要となる。

このように、金属粉末を対象とした積層造形装置については、ユーザーからの要望を大別すると、①高速化、②高精度化、③大型化が求められている。

また、熔融堆積方式の装置においては、大型製品への適用が可能であるが、複雑形状品の造形の難しさ、精度や表面粗さの問題があり、これらが改善されれば、さらなる応用範囲が広がるものと考えられる。そのためには、新たなノズルの開発や粉末噴射とレーザ出力の制御が必要となる。樹脂材料において実現されてきている多種類の樹脂に対応した多色化・傾斜機能化の要求が金属材料においてもあり、研究開発が必要である。

2.3 金属粉末

現状では装置メーカーが金属粉末を指定することが多く、このため材質的にも制限され、ユーザーの要求にあった仕様となっていない点や価格が非常に高い点が問題となっている。造形可能な材料の種類については、多くの材料について可能となっている。欧州ではAM用粉末の開発を行っているメーカーが数社あり、すでにAS9120 (航空宇宙) の認証を受けた粉末製造メーカーもある。本技術を普及させるためには、今後、粉末の低価格化を図っていくことが必要である。

金属粉末の粒径、粒度分布などの特性と造形条件の関連性については、装置性能への依存性も大きく、ユーザーにとっては、本技術を導入するためのハードルとなっている。このため、粉末特性と造形条件を考慮した最適条件を示すプロセスマップ、いわゆるレシピの作成が重要である。最近では、最適条件を予測するシミュレーション開発がアメリカやヨーロッパで行われているが、大型コンピュータの利用が必要であるなど、解決されるべき問題が多くある。

2.4 対象材料とその特性

積層造形により造形可能な金属材料は、装置の性能向上にともない多種多様となっている。従来はステンレス鋼、銅合金が中心であったが、最近では、工具鋼、生体材料用コバルトクロム合金、さらには航空宇宙用として利用されている耐熱・耐食用インコネル合金、チタン合金、アルミニウム合金など幅広い材質の製造が可能である。レーザ積層造形による造形体の機械的性質および表面粗さの値を表3に示すが、溶製材に匹敵する特性が得られるようになってきている。疲労強度についても、造形体だけでなくHIP処理をしたものについて報告がなされている。造形体の疲労強度は鋳造材よりかなり劣るが、HIP処理を施すことにより大幅に改善され、鋳造材よりもかなり高い値を示す⁶⁾。

表3 レーザ積層造形体の機械的性質および表面粗さ (SLM Solutions社 データシートによる)

Metal or Alloy	0.2% Yield strength(MPa)	Tensile strength (MPa)	Elongation (%)	Hardness (HRC)	Surface roughness Rz(μm)
Ti	>180	>290	>20	-	36±4
Ti-6Al-4V	>865	>972	>10	37.3	36±4
Ti-6Al-7Nb	>905	>1020	>10	39.4	36±4
Co-Cr-Mo (ASTM F75)	>835	>1050	-	35	29±4
316L	525±30	625±30	-	237±4HV	38±4
15-SPH	1050±30	1100±50	16±4	32±3	14±2
H13	-	1730	-	54	34±4
AISI	211	409	5	105HB	34±4
Inconel 718	858(±120)	1150(±140)	18(±5)	-	30
Inconel 625	410	680	30	-	28
Inconel HX	400	910	35	-	28

電子ビームの場合、ほぼ溶製材に近い値あるいはそれ以上の機械的特性が得られている（表4）。また、疲労強度についても、ARCAM社のデータシートにより、次の通り示されている。

・チタン合金 (Ti-6Al-4V、Ti-6Al-4V ELI)

10⁷回疲労強度：＞600 MPa

・生体材料用コバルトクロム合金 (ASTM F75)

10⁶回回転曲げ疲労強度：＞610 MPa

しかし、積層造形体では、組織が鑄造材と大きく異なり⁷⁾、造形方向を考慮した特性を把握しておく必要がある。とりわけ、電子ビームでは従来の溶製材とは組織が大きく異なることが報告されており⁷⁾、組織との関連も含めて詳細な検討が必要である。例えば、ASTM F2971-13規格⁸⁾では、X、YおよびZの3方向に造形した試験片による評価が求められている。

3 医療分野への適用例⁹⁻¹¹⁾

3.1 積層造形プロセス

積層造形においては、CADデータから形状データをSTLデータに変換して、レーザや電子ビームを操作して造形するが、生体では形状が複雑であるため、CTなどからDICOM (Digital Imaging and COmmunication in Medicine) データとして形状を読み取り、STLデータなどに変換する。図2に、医療分野における積層造形プロセスの例を示す。この図に示すように、CT、MRI (Magnetic Resonance Imaging) あるいはスキャナから画像データを取り込み、3Dモデリングを行い、このデータからCADによる最終的なシミュレーションを行った後、造形装置によりインプラントを作製する。具体的に骨構造データの構築の流れについてみると、カスタムインプラントにおけるデータの取り込みは、主として患者

のCT画像のDICOMデータから行う。この画像データから必要部分のみをSTLデータあるいはIGES (Initial Graphics Exchange Specification) データとして分離して、インプラントの3Dモデリングを行う。その後、Solid Works、I-DEASなどの3D-CAD上で外表面の形状のスムージング等を行い、3D-CADデータを作成する。さらに、骨内部をCTあるいはMRI画像データと照らし合せながら、骨構造に近い3D-CADデータを作成する。このデータにより形状及び構造解析などのシミュレーションを行い、形状最適化を図り、最終的な3D-CADデータをSTLデータに変換して、これにより金属レーザ積層造形装置あるいは電子ビーム装置でインプラントの造形を行う。なお、実際にインプラントに求められる精度は、±0.5 mm以内とされている。現在では、手術方法のシミュレーションも行いながらインプラント形状の最適化を図るソフトウェアも開発されている。

3.2 医療分野に利用される金属材料およびその特性

(1) 材質

一般的に、インプラント材料としてASTMに規格化されている金属材料は、ステンレス鋼、コバルトクロム合金、チタンおよびチタン合金である⁹⁾。積層造形で利用されているインプラント用としては、チタンおよびチタン合金 (Ti-6Al-4V、Ti-6Al-7Nb)、コバルトクロム合金およびステンレス鋼 (SUS316L) などがある。従来の装置による材料では、密度が不十分なため、伸びが十分に出ていないことが報告されていたが、最近の装置では、造形条件設定を的確に行うことにより、ほぼ真密度に近い造形体が得られるため、延性・強度とも溶製材に匹敵している（表3）。また、電子ビームにおいては、上述したように組織の異方性を生じるために、この点を考慮した評価が必要である。

(2) 精度および表面粗さ

現在の金属レーザ積層造形装置では、一般的に製品精度は、形状にもよるが50～100 μm程度といわれている。EOS社のカタログでは、歯科インプラントでは最小±20 μm程度の精度で製品が製造できると記載されている。インプラントにおいては、表面性状も重要となり、表面粗さR_zはほとんどの材料で40 μm程度であるが、15-5PH析出硬化系ステンレ

表4 電子ビーム積層造形体の機械的性質 (ARCAM社データシートによる)

Metal or Alloy	0.2% Yield strength (MPa)	Tensile strength (MPa)	Elongation (%)	Hardness (HRC)	Surface Roughness Rz(μm)
Ti ASTM grade2	540	570	21	-	-
Ti-6Al-4V	950	1020	14	33	-
Ti-6Al-4V ELI	930	970	16	34	-
Co-Cr-Mo(ASTM F75)	560	960	20	34	-



図2 医療分野における積層造形プロセスの例

ス鋼では最小15 μm 程度で、材料によっても変化する。このような、精度と表面粗さの向上は、今後の課題となっている。

(3) 表面および内部構造の表現^{10,12)}

3次元積層造形においては、複雑な表面構造や内部構造を有する製品を造形できる点が大きな特徴でもある。インプラントにおいては、骨に近い組織および弾性係数などの機械的性質を持たせる必要があるため、材質ならびに表面構造と併せて内部構造の表現が重要である。このメッシュ構造、ラティス (Lattice) 構造の表現については、これまでも種々の提案がなされており、ソフトウェアとして提供されている。金属積層造形におけるメッシュ構造の例を図3に示す。これらの表現が可能なソフトウェアを導入することにより、材料の軽量化はもとより、弾性率などの機械的性質の制御、表面構造においては、骨芽細胞の導入と破骨細胞の侵入制御などが可能となる。

3.3 医療分野における要求項目^{13,14)}

医療分野において特に注意する点は、人体への安全性の問題である。特に評価すべき安全性項目については、次の2点である。

①人体に有害な元素の含有の評価

人体に対する元素の有害性については多くの報告^{15,16)}があり、粉末の元素分析については、確実に実施する必要がある。また、積層造形体の耐食性についても、上記有害元素の溶出の有無について、評価しておくことは重要である。

②力学的評価

インプラントにおいては、埋入後に破損しないように、引張特性、曲げ特性、疲労特性などの機械的性質について評価しておくことは重要である。インプラント材料として一般的に利用されているチタンおよびチタン合金、ステンレス鋼、コバルトクロム合金の積層造形体の引張強度については、表2のようにカタログなどで示されており、溶製材に匹敵する値が得られている。現在、これらの材料についてもASTMや

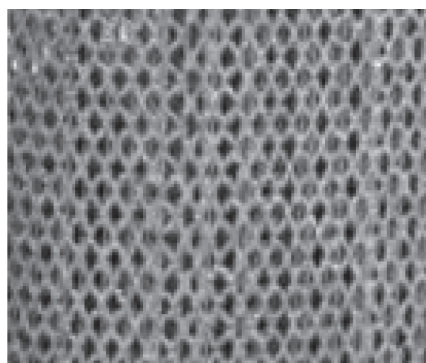


図3 金属積層造形におけるメッシュ構造の例

ISOにおいてTi-6Al-4V、Inconel 718が規格化されている。疲労特性については、十分なデータが示されているわけではなく、試験方法も含めて今後の課題である。現状では、強度評価については、JIS規格などと比較評価する必要がある。

3.4 医療分野への応用例

医療分野への主な応用例としては、インプラントがある。インプラントの代表的な例としては、人工股関節 (骨頭およびステム) インプラント、人工膝関節用インプラント、脊椎用インプラント (Ti-6Al-4V)、歯科用クラウン・ブリッジ (CoCrMo) などがある。Lima社をはじめ、数社が電子ビームあるいはレーザビーム積層造形装置によりこれらの製品を製造している。我が国においても、ナカシマメディカル社をはじめとして数社が開発中で、その一例を図4に示す。

4 将来展望

平成26年2月に公表された経済産業省「新ものづくり研究会」報告書¹⁷⁾によれば、2020年には、世界における経済波及効果は21.8兆円、装置などの直接効果も1兆円以上と試算されている。レーザを利用した粉末積層溶融法および粉末噴射堆積法による装置の性能も、ここ数年で大幅に向上してきており、一層の拡大が予測される。しかしながら、積層造形装置の性能については、ユーザーからは現状ではまだ種々の面で不満足な点も多く、今後は造形品の高精度化および造形速度の高速化が可能だけでなく、ユーザーフレンドリーな操作性を可能とするソフトウェアを搭載した装置開発が求められている。特に医療分野においては、CTやMRIのデータ処理の問題は大きく、これがうまくできなければ高精度の造形品も製造できないため、これらのノウハウを包含するソフトウェア開発も重要である。

このような中、2014年度より経済産業省の国家プロジェクトが開始され、世界最高水準の次世代型産業用3Dプリンタの開発が行われている¹⁸⁾。本プロジェクトにおいては、世界最高水準の造形速度、高精度化、大型化さらには複層化を目指しており、金属積層造形においても装置の機能の大幅な向上が期待できる。また、我が国の企業に相応しいソフトウェアも含めた装置開発がされれば、設計・製造技術の革新がなされるものと期待される。

5 おわりに

金属積層造形技術は、レーザ性能の向上、ソフトウェアの開発などによる装置の高機能化が進んできているとともに、粉末製造技術の向上により、ますます製品の高精度・高機能

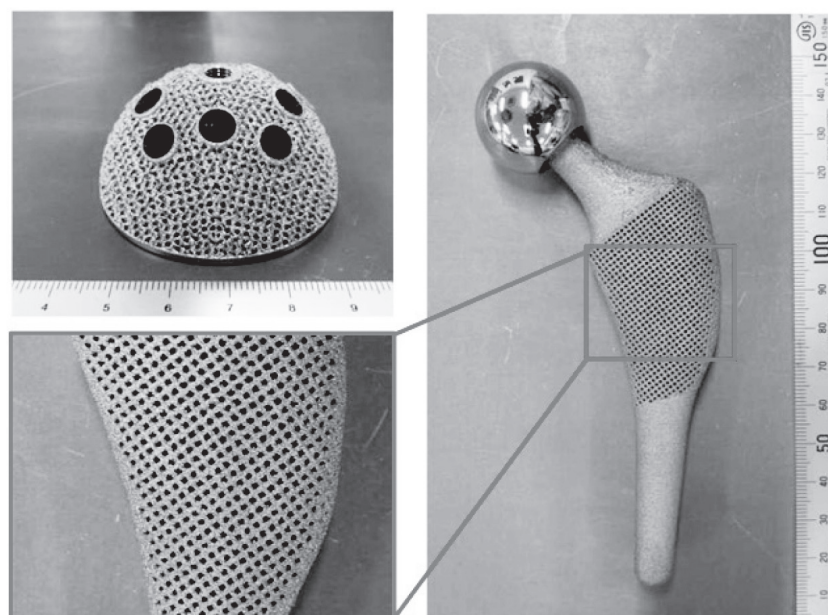


図4 人工股関節用インプラント (ナカシマメディカル (株) の好意による)

化が進むものと予測される。また、ソフトウェアや金属粉末の性能の向上により、従来法では不可能な表面や内部構造を有する製品の造形も可能となってきた。これに伴って、材質による部材の特性変更ではなく、ラティス構造などの構造自体の変更によっても特性変更できる。このように、これまで以上の高精度・高品質化、さらには高機能化を図った航空宇宙部品や自動車用試作品はもとより、インプラントなどの医療用部品の製造が可能となり、今後ますますあらゆる分野の製品の製造技術として導入が進むものと予測される。

参考文献

- 1) 京極秀樹：近畿大学次世代基盤技術研究所報告, 5 (2014), 139.
- 2) 京極秀樹：溶接学会誌, 83 (2014) 4, 250.
- 3) 京極秀樹：日本ガスタービン学会誌, 42 (2014) 5, 420.
- 4) 京極秀樹：レーザー研究, 42 (2014) 11, 831.
- 5) Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies, ASTM Standard F2792-12a, (2012)
- 6) E.Brandl, C.Leyens and F.Palm : IOP Conf.Series : Materials Science and Engineering, 26 (2011), 012004.
- 7) 千葉晶彦：スマートプロセス学会誌, 3 (2014) 3, 152.
- 8) Standard Practice for Reporting Data for Test Specimens Prepared by Additive Manufacturing, ASTM Standard F2971-13, (2013)
- 9) E.Dhoole : Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications, ed. by I.Gibson, John Wiley & Sons, (2005)
- 10) I.Gibson, D.W.Rosen and B.Stucker : Additive Manufacturing Technologies -Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing-, Springer, (2010)
- 11) 吉川秀樹ほか編：未来型人工関節を目指して, 日本医学館, (2013), 163.
- 12) A.Hussein, L.Hao, C.Y.Yan, R.Everson and P.Young : J.Materials Processing Technology, 213 (2013), 1019.
- 13) 例えば, 吉川秀樹ほか編集：未来型人工関節を目指して, 日本医学館, (2013)
- 14) 例えば, 整形インプラント解説資料集, 産業技術総合研究所, (2014)
- 15) Y.Okazaki, Y.Ito, A.Ito and T.Tateishi : Materials Transactions, JIM, 34 (1993) 12, 1217.
- 16) A.Biesiekierski, J.Wang, M.Abdel-Hady Gepreel and C.Wena : Acta Biomaterialia, 8 (2012) 5, 1661.
- 17) 経済産業省「新ものづくり研究会」報告書 (平成26年2月), (2014)
- 18) 大胡田稔：素形材, 55 (2014) 7, 54.

(2015年2月6日受付)