

バイオ用途を中心に、 材料から見た 3D プリンティング

3D Printing from the Viewpoint of Bio-related Materials

3D printing has been used to make prototypes of industrial products, in these days its role has been developed to produce final products. In particular, it extends to the manufacture of important parts of jet engines.

In addition, applications for medical care and welfare are accelerating, and it is presumed that they will be in close contact with our lives. This review focuses on 3D printing materials, especially for medical and welfare, and discusses their current status and trends.

横浜国立大学 成長戦略研究センター

Center for Economic Growth Strategy, Yokohama National University

萩原 恒夫

Tsuneo Hagiwara

1. はじめに

1980年代の光造形法の発明を契機に、各種三次元積層造形法（Additive Manufacturing: AM=3D プリンティング：装置を簡便に 3D プリンター）が発明されて実用化されてきた。今日、それぞれが 20 年以上経過したことにより基本特許の権利が消滅し大きな転機が訪れ



萩原恒夫

横浜国立大学 成長戦略研究センター 連携研究員、理学博士
〒151-0053 東京都渋谷区代々木 2-34-2

1974 年帝人（株）入社、帝人東京研究センターにて感光性樹脂、導電性高分子の研究に従事。1994 年 4 月より帝人製機（株）オプティメージ事業部樹脂開発部に所属。光造形システム SOLIFORM 用光硬化性樹脂の研究開発に従事。樹脂開発部長を経て、2000 年 4 月よりオプティメージカンパニー社長。2001 年 4 月より帝人製機（株）オプティメージカンパニーとシーメット社との統合によりシーメット（株）常務取締役。2010 年 6 月～2016 年 3 月まで東京工業大学大学院理工学研究科産官学連携研究員、2011 年 4 月～2015 年 3 月まで山形大学有機エレクトロニクス研究センター客員教授、2015 年 4 月より東北大学大学院医工学研究科非常勤講師、2016 年 5 月から横浜国立大学成長戦略研究センター 連携研究員。

専門：光硬化性樹脂

E-Mail：ts.hagiwara@gmail.com

た。英国を中心としたオープンソースプロジェクト（RepRap）を手本に、多くの大学発ベンチャーが材料押し出し方式の安価な装置を大量に提供を始めたことで「ものづくり」に大きな改革が起こりつつある。

クリス・アンダーソンの著書“Makers”での「再び産業革命が起こるかも知れない」、米国オバマ大統領の 2013 年の一般教書演説における「3D プリンターへの言及」などにより、世界的に 3D プリンターが注目され、その活用に多くの努力が割かれている。3D プリンターの出力（立体造形物）は、工業製品の開発のためのデザイン検証や試作、そして最終製品の製造のために用いられている。その主な材料であるプラスチック材料は汎用材料からスーパーエンジニアリングプラスチックへと興味が集中している。また、金属粉末材料を利用した粉末床溶融法によるジェット機のエンジン部品の製造に顕著な例を見ることが出来、3D プリント部品を用いたジェットエンジンが既に空を飛ぶまでに至っている[1-4]。本解説では 3D プリンターの活用を工業製品から一歩進んで、バイオ関連用途に絞って最近の動向と今後の展望を語る。

2. 3D プリンティング

「3D プリンター」という言葉は小学生でも知ることとなっているが、もう一度整理し

Table 1. 各種 3D プリンティング方式とその特徴

積層技術 (略号)	慣用名	代表的な材料	手段	特長	主な用途
液槽光重合法 (VPP)	光造形法, SLA	光硬化性樹脂	レーザービーム, ランプ	高精度, 高精細 大型,	試作
粉末床溶融結合 法 (PBF)	粉末焼結法, SLS, SLM, EBM	PA12 粉末, 金属粉末	レーザービーム, 電子ビーム	実材料 (PA, 金属)	試作, 製品, インプラント
材料押出法 (MEX)	溶融樹脂積層法, FDM 法, FFF	ABS 等の熱可塑性ワイヤ	熱	簡易, ABS ~ スーパーエンブレまで	形状確認, 高性能試作, 製品
結合剤噴射法 (BJT)	インクジェット 法, Z-Printer 法	石膏粉, 砂 水系バインダー 金属粉末	インクジェット	簡易, 高速, フルカラー	フィギュア 砂型, 金属製品
材料噴射法 (MJT)	PolyJet 法, MJM 法など	光硬化性樹脂, ワックスなど	インクジェット	比較的簡易 多彩な表現	形状確認 表現
シート積層法 (SHL)	LOM 法	紙, プラスチックシート	レーザービーム, カッターナイフ	簡易 フルカラー	立体地図
指向エネルギー 堆積 (DED)	LENS 法, DED 法	金属粉末	レーザービーム	高速, 金属肉盛り, 金属製品	金属部品
ハイブリッド		金属粉末	レーザービーム 及び切削	精度・表面性	金属製品 型

てみると、「3次元 CAD データをもとに、液状の光硬化性樹脂、熱可塑性樹脂、プラスチック粉末、金属粉末、石膏粉末、砂等を用い、レーザービーム、電子ビーム、溶融押出し InkJet 等で一層ずつくっつけて積層することを Additive Manufacturing と定義づけられているが、三次元の印刷（積層）ゆえ「3D プリンティング」と呼びその装置を簡便な言葉で「3D プリンター」ということが多くなり、その造形技術全体を 3D プリンティングと呼ぶこととする。その造形方式はまとめて表 1 に示す。

3D プリンティングの材料は石膏粉末や自然砂のような無機物、ステンレスなどの金属（合金）粉末、熱可塑性樹脂粉末、液状感光性樹脂等に至るまで多岐に亘っている。これらはユーザーニーズに応じて使い分けられている。しかし、まだユーザーの要求に充分満足する状態になっておらず、材料への関心が高まっている。そのため、ビジネスチャンスを求めて、装置メーカーや材料メーカーの本格的な参入が続いている。これらの 3D プリンティングは主に工業製品の開発や生産を意識したものである。

一方、医療や福祉に応用しようとする試みも急激に進んでおり [5]、ここでは 3D プリンティングの材料、特にバイオ関連用途を狙った 3D プリンティング材料に注目して、その材料とその応用例を探ってみることとする。

3. 各 3D プリンティング方式とその材料について

3.1. 液槽光重合法 (VPP)

液槽光重合法 (VPP) は、槽に満たした液状の光硬化性樹脂液表面に UV レーザ光を上面から照射し一層ずつ硬化させ造形テーブルを下降させながら積層する（自由液面法）タイプ（図 1）と、比較的小型で下面からレーザー光、または DLP を利用した LED 光または UV ランプや可視光ランプを照射して造形テーブルを引き上げながら積層する（規制液面法）タイプ（図 2）とに分類される。下面照射タイプの装置では樹脂液を平滑化するための治具（リコーター）を通常持たないことで駆動系が簡単になるため、最近の低価格 VPP 装置の多くがこの方式を採用している [6]。

代表的な上面照射タイプで大型装置の VPP 用光硬化性樹脂は、基本的には多官能アクリレートと（脂環式）ジエポキシ化合物を主成分とする、いわゆる、ラジカル反応とカチオン反応を利用したハイブリッド組成となっている。

VPP 法の発明当初から実部品への応用が期待されているが、30 余年を経ても ABS 性能を目標とする物性、靱性と耐熱性を兼ね備えたものが得られていない。しかし、3D プリンターブームで材料の開発が加速しており、最近では近づいた、あるいは超えたとのニュースも出始めており、近いうちにこの ABS 樹脂物性の目

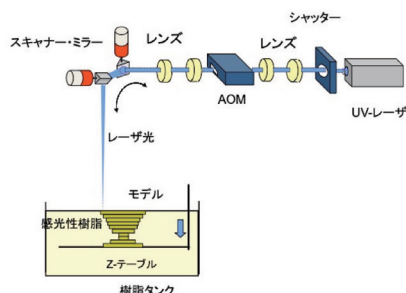


Fig.1. 自由液面方式の液相光重合法の模式図

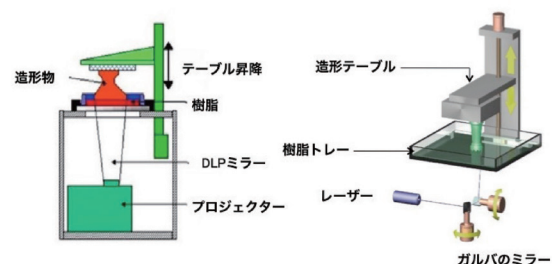


Fig.2. 規制液面方式の液相光重合法（左：DLP方式、右：レーザー方式）の模式図

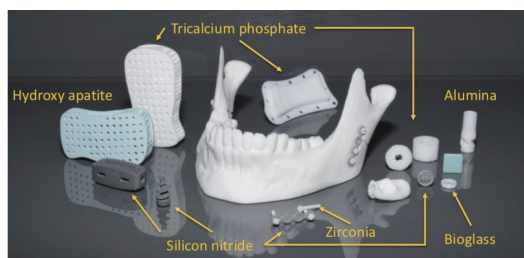


Fig.3. Lithoz 社の医療用造形物例

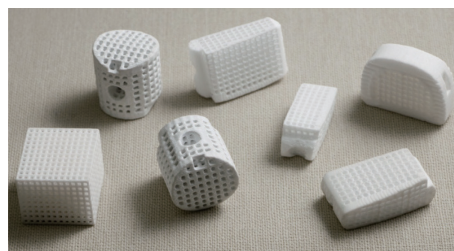


Fig.4. 3DCeram-Shinto 社のヒドロキシアパタイト造形物例

標は達成されるものと期待している [6]。

小型の下面照射型 VPP 装置の光源は一般的に 405 nm のレーザー光や LED ランプであり、光源の波長の関係からウレタン（メタ）アクリレート系組成物が主体となっている。

VPP 法で作成した造形物を医療用途などで直接利用する場合、生体適合性が重要な因子となる。一般的には生体適合性のよい高分子化合物に（メタ）アクリロイル基を導入して光硬化性としている。限られている例ではあるが、ポリカプロラクトン（PCL）またはポリ（L-乳酸）に末端基を（メタ）アクリロイル基で修飾したものなどが提案されている [7]。

山形大学の古川らは従来の VPP 装置の発展型として、光硬化型のゲル 3D プリンターを開発して三次元ゲル形状の作成を報告している。このゲル状の造形物は生体材料に近く人体模倣材料の検討を行っている [8]。

一方 VPP 法を手段に用いて人体適合性の立体形状を得ようとする例としては、以下に示すような骨代替物の作成に多く見られる。オーストリアの Lithoz 社は、DLP を使った下面照射型の VPP 装置でセラミックである β TCP やヒドロキシアパタイトの造形を行い骨の代替としての利用を進めている（図 3）[9]。一方、フランスの 3DCeram-Shinto 社の装置ではセラミックを高濃度で含むペースト状樹脂を積層厚みに押圧して形成し、その上から紫外線レーザーを照射してセラミック含有グリーン体造形物を得て、これを焼成することにより目



Fig.5. EnvisionTEC 社のカスタムメイド補聴器シェル

的の骨代替物としている。3DCeram-Shinto 社は様々なセラミックスの積層造形を展開しているが、中でもヒドロキシアパタイト造形物を外科用手術で使用する足場としての利用に多くの実績がある（図 4）[10]。

一方、ヘルスケアの一つとしてドイツの EnvisionTEC 社は下面照射型の DLP 機によるカスタムメイド補聴器シェル（図 5）の作製で大きな成功を収めている。個々人で耳の形が異なるため、補聴器の作成には 3D プリンティングが最適であり、耳の CAD データをもとに光硬化性樹脂を積層造形し、実用に供している。この場合、メタクリレート系化合物を基本とする光硬化性樹脂組成物が用いられている [11]。

先の補聴器と同様に CAD データに基づく積層造形のメリットが生かせる分野が歯科応用である。口腔内スキャナーなどから得られたデータを STL 形式に出力した後、VPP 機により (i) 鋳造用ワックスパターン、(ii) 石膏モデルと呼ばれる歯列（図 6）などを造形して

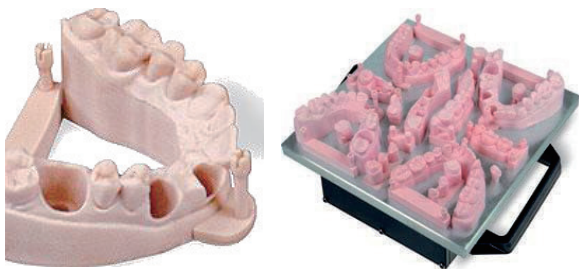


Fig.6. DWS 社の歯列モデル



Fig.7. DWS 社の人工歯

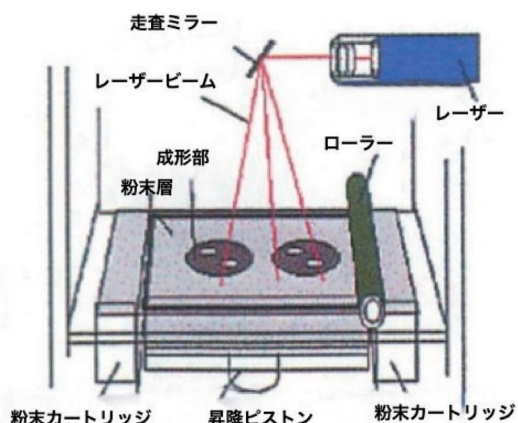


Fig.8. 粉末床溶融結合法（PBF）の装置模式図

歯科用途に用いられている。さらには、3次元の口腔内スキャナーにより出力されたデータを用いて、患者に理想的な人工歯（図7）や矯正治具（アライナー）、入れ歯（デンチャー）ベースを直接造形する材料の開発も進んでいる [12-14]。

3.2. 粉末床溶融法（PBF）

粉末床溶融結合法（PBF）はナイロン 12（PA12）などの樹脂粉末や金属粉末を、炭酸ガスレーザやファイバーレーザの熱モードで粉末材料を溶融して立体に積層する方法である（図8） [1-4]。

樹脂材料としては PA11 や PA12 粉末が当初から大半を占めており、その他の材料の利用はわずかに過ぎない。しかし、最近では高性能樹脂を指向してポリエーテルエーテルケトン（PEEK）やポリエーテルケトンケトン（PEKK）のようなスーパーエンジニアリングプラスチックの PBF 造形も始まっている [3]。

これら PEEK や PEKK は生体適合性が高く、一部では既にその造形物が臨床に用いられている。その例としては米国の OPM 社の PEKK の脊椎の造形例 [15] や EVONIK 社の PEEK を利用した頭蓋骨欠損部の造形の例が挙げられる [16]。

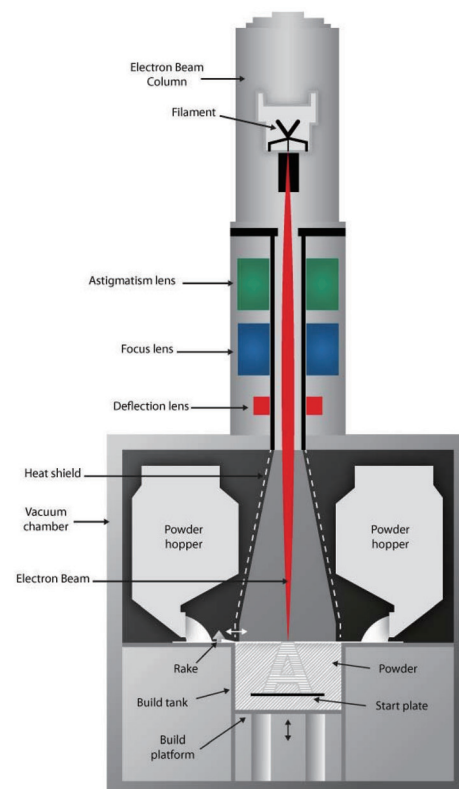


Fig.9. GE-Additive 社の電子線照射 Arcam 機の装置図

また、PCL とヒアルロン酸などの粉末を組み合わせた PBF 造形も検討されており、その応用例として、骨および血管の組織工学や脊椎固定術用の椎体間固定ケージ [5] などがある。

金属粉末を用いる PBF 法ではほとんどの金属の利用が可能となっているが、医療応用としては生体適合性の高いチタンまたはその合金粉末、または Co-Cr 粉末が主体となっている。中でも、電子ビームを用いる PBF 装置（図9）によるチタン（合金）の造形物のインプラント応用（図10）が進んでいる [3]。

その他の材料としては最近では医療向けにヒドロキシアパタイト（HAp）粉末の PBF 造形がフランスの OsseoMatrix 社などで始まっている [17]。

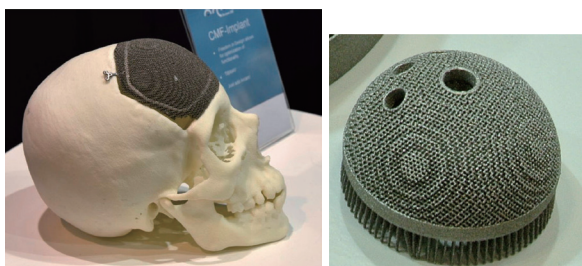


Fig.10. 電子線ビーム PBF 装置によるチタン(合金)造形物の例

福祉応用としては、個々人に合わせた高性能な義足(図 11)や義手などの作成があげられ、内閣府の SIP プロジェクトの中で検討が東京大学生産技術研究所の新野・山中らにより進められている[18]。3D プリンティングの得意とすることは個々人のデータに応じて作成が容易であるため、このような関わりで新たな応用展開が提案されていくものと考えている。

3.3. 材料押し出し法 (MEX)

材料押し出し法 (MEX) では細い線状熱可塑性樹脂をヘッド内部のヒーターで熱して溶融させ、極小のノズルから吐出させながら 1 層ずつデータに沿って積層させて三次元形状を作製する(図 12)。樹脂材料として ABS 樹脂をはじめ、ポリカーボネート樹脂 (PC)、PC/ABS アロイ、PPSF/PPSU 樹脂、ポリエーテルイミド (PEI) 樹脂が用いられている。最近では、PEEK や PEKK などへの展開が行われ、熱可塑性のエンジニアリングプラスチックからスーパーエンジニアリングプラスチックなど広範囲な材料が使用可能となってきた。

医療用途では、融点(約 60℃)、ガラス転移温度(-60℃)が低く熱安定性に優れた PCL の応用例やポリ乳酸 (PLA) の造形物の応用例が報告されている[5,7]。

材料押し出しの別のタイプとして、溶液状態などで注射器型のディスペンサーから材料を吐出して三次元形状を作製する装置、いわゆるバイオ 3D プリンターがある。セラミックス、ポリマー、ヒドロゲルなどの材料を三次元形状にすることができる[5,7]。同様に、バイオ 3D プリンターは生きた細胞を直接組み込んだヒドロゲル構造の作製にも用いることができ、バイオ 3D プリンティング用材料として、合成ポリマーや、コラーゲン、キトサン、アルギン酸、アガロース、ゼラチンな



Fig.11. 東京大学生産技術研究所の新野・山中らによる PA12 の義足の例

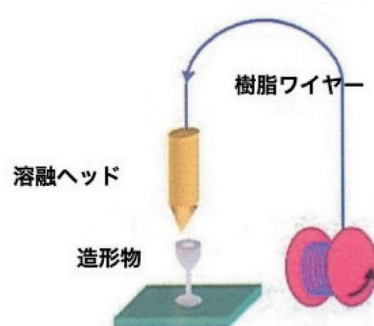


Fig.12. 樹脂ワイヤーを用いる材料押し出し方式の模式図

どの天然ポリマーなどが検討されている。薬物応答や細胞毒性を評価するための個別化された細胞ベースのチップ開発にもバイオ 3D プリンティングが利用されている[5,7]。テルアビブ大学の研究者たちは、患者自身の細胞から血管のある心臓を 3D プリントして作成することに成功したという論文が最近出された。今後は電気信号で実際に心臓を動かすことを目標ととしている[19]。それほど遠くない将来、患者の細胞を利用して交換移植可能な臓器を 3D プリントして作成するという夢のようなことができるものと推定される。

3.4. 結合剤噴射法 (BJT)

結合剤噴射法 (BJT) は、デンプン粉末や石膏粉末などの粉末材料に水性バインダー剤をインクジェットヘッドから吹きつけ固化させて三次元造形物を作成する方式で、MIT で発明され、その特許ライセンスを取得した Z 社が最初に開発したことから Z-Printer 方式とも呼ばれている(図 13)。石膏で立体造形された頭蓋骨モデルや顎モデルは比較的安価であり、すでに薬価が適応され、口腔外科や脳外科の手術方法の検討に広く利用されている。

生体関連材料としてはタンパク質、多糖類などの材料、合成ポリマーである PCL や PLA な

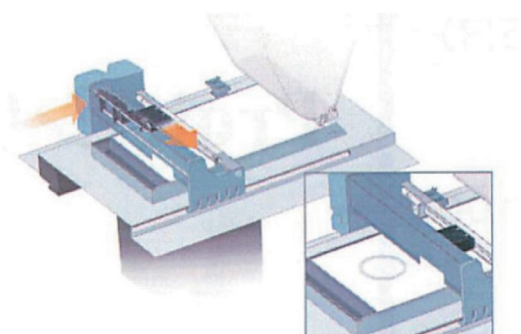


Fig.13. 石膏粉末を用いる Z-方式プリンター

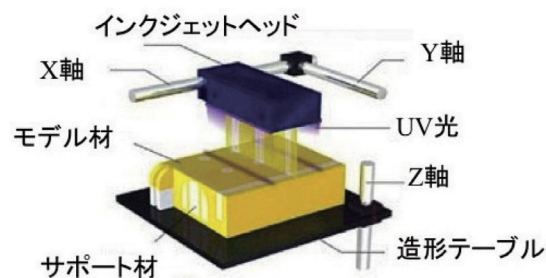


Fig.14. ストラタシス社の光硬化性樹脂を用いる材料噴射機の模式図

Table 2. 各社の材料噴射機の代表樹脂物性比較

	VeroClear (RGD810)	VeroWhite Plus (RGD835)	VisiJet M2R-CL	VisiJet M2R-WT	AGILISTA AR-M2
メーカー	Stratasys	Stratasys	3D Systems	3D Systems	KEYENCE
色	透明	白	透明	白色・不透明	淡黄色・透明
硬化物比重	1.18-1.19	1.17-1.18	1.16	1.16	
引張り強度 (MPa)	50-65	50-65	35-45	35-45	40-55
引張り弾性率 (Mpa)	2,000-3,000	2,000-3,000	1,500-2,000	1,500-2,000	1,800-2,100
伸び (%)	10-25	10-25	20-30	20-30	5-35
曲げ強度 (MPa)	75-110	75-110	50-60	50-60	60-80
曲げ弾性率 (MPa)	2,200-3,200	2,200-3,200	2,000-2,500	1,700-2,200	1,900-2,400
Izod 衝撃値 (ノッチ付き) (J/m)	20-30	20-30	20-25	20-25	1.7-2.1 (KJ/m2)
ショア硬度 (D 硬度)	83-88	83-86	77	77	85-86
HDT (℃), 低荷重	45-50	45-50	51	51	52-54
HDT (℃), 高荷重	45-50	45-50	45	45	40-50
吸水率 (%)	1.1-1.5	1.1-1.5	0.5	0.5	0.35
消失残 (%)	0.02-0.06	0.23-0.26	-	-	-

物性は各メーカーのカタログ値から引用。吸水率：ABS 樹脂=0.3%，最近の光造形用樹脂=0.3～0.5%

どの粉末材料として用い、吐出するバインダーで固化させて三次元造形物とする例がある。

また、粉末材料としてリン酸三カルシウム (TCP)、ヒドロキシアパタイト、ポリリン酸カルシウムなどのセラミックスも利用されている。 α -TCP をコハク酸含有水溶液バインダーで固化させた造形物を骨代替とする技術は理化学研究所と東京大学で開発された。開発から長い歳月を経たが、「CT-BONE」として2018年4月に厚生労働省より製造販売承認を取得し（承認番号：23000BZX00099000）、臨床に利用され始めている [20]。

3.5. 材料噴射法 (MJT)

材料噴射法 (MJT) としては、光硬化性樹脂をインクジェットヘッドから吐出しながら

ランプで硬化・積層するストラタシス社のポリジェット機 (図 14) や同様の KEYENCE 社のアジリスタ機、ワックス材などをヘッドから吐出する 3D システムズ社の MJM 機などが挙げられる。

一般的な材料については、表 2 に示すような物性を有している。インクジェット方式で吐出する場合、ヘッドからの吐出時に 10 mPa・s 以下の粘度にする必要があるため、ヘッドを 60～70℃ に加熱して粘度を低減している。室温では、換算して 200 mPa・s 程度に抑えなくてはならず利用できる光硬化性樹脂材料に大きな制約がある。そのため、光硬化物の機械物性が必ずしも満足できるところまで至っていない。ストラタシスのポリジェット機ではアクリロイルモルホリン (ACMO)



Fig.15. ストラタシス社の材料噴射機 J750 による臓器モデル

Table 3. 医療・福祉用 3D プリンティング方式とその特徴

積層技術（略号）	代表的な医療・福祉用材料	手段	特長	主な用途
液槽光重合法（VPP）	メタクリレート系光硬化性樹脂 TCP, ヒドロキシアパタイト	レーザービーム LED, ランプ	間接用途	歯科, 補聴器 骨代替
粉末床溶融結合法（PBF）	ヒドロキシアパタイト PEEK, PEKK, Ti（合金） PA12	レーザービーム 電子ビーム	樹脂粉末 金属粉末	骨代替インプラント 義足, 義手
材料押出法（MEX）	PCL, PLA, ヒドロゲル	押し出し	溶液 細胞	生体模倣
結合剤噴射法（BJT）	石膏粉	インクジェット	高速 低価格	頭蓋骨モデル
材料噴射法（MJT）	アクリレート系光硬化性樹脂 細胞	インクジェット	フルカラー 可視化 複雑構造	人体臓器モデル 臓器（将来）

を低粘度化のための反応性希釈剤に用いている。その結果、硬化した造形物の水分吸収率に不満が残っている。しかしながら、ほぼフルカラー化を達成しており、その表現は極めて多彩である。この多彩な表現力は医療用途でうまく利用されている。

MJT 機の医療用途としては、人体部位モデルの作成が広く知られている。患者の CT や MRI のデータから臓器データを取得し、積層データに変換することにより、ストラタシスの J750 機などではフルカラーの臓器モデルの造形が可能となる（図 15）。この臓器モデルを難易度の高い手術のシミュレーションを用いることができ手術時間の短縮や、手術の成功率を高めることができる。また、臓器モデルは患者への術前のインフォームドコンセントに利用可能となっている [21]。

3.6. 3D プリンティングの医療用途のまとめ

以上、医療・福祉用途でまとめてみると

表 3 のようになる。ここには触れなかったが、IPS 細胞を含む造形物や、各種細胞の立体造形、例えば剣山上で立体形状を作ろうとすることや、バイオインクによる臓器作成の試みが進んでおり、今後 10 年もすると新しい世界が開かれてくるものと推定される。

4. 今後の展望

安価な 3D プリンターが広く出回るようになり、今まで手の届かなかった応用に広く使われ始めている。中でも、義肢や義足、カスタムメイド補聴器などの福祉用途、歯科や医療用途などとその範囲は極めて広い。医療や応用としては、立体造形物はすでに、診断や治療の手助けから、病気やその結果としての外科手術シミュレーションやインフォームドコンセントに活用が進んでおり広く使われている。

しかし、造形物を体内に埋め込み利用することは、チタン（合金）金属粉、PEEK や

PEKK の PBF 造形物、TCP の BJT 造形物などで既に実用化されているが、必ずしもそのハードルは低くはない。それは、厚生労働省の薬事法（医薬品、医療機器等の品質、有効性及び安全性の確保等に関する法律）の認可が必要であり、様々な評価試験を経なければならない。しかしながら 3D プリンティングは、間違いなく、ヘルスケアに大きな影響を与え、今後極めて大きな地位を示すことになるかと推定される。バイオ 3D プリンティングの医療応用への期待が大きく、将来は人工臓器の作成に大きく関与するものと推定される。

5. まとめ

3D プリンティングは液槽光重合法（VPP）から歴史が開始し、各種 3D プリンティング法が開発されてきた。これらは既に 30 余年が経過し、それぞれの方式の基本特許の有効期間が消滅し、再び大きな注目を集めている。3D プリンティングは当初、各方式とも工業製品の開発、特に試作を狙ったもの（ラビッドプロトタイピングと呼ばれていた）であったが、最終製品の製造にまでその役割が及んでいる。近年の発展はめざましく、ジェットエンジンの重要部品の製造にまで発展している。今後、一般的な工業製品のみならず広くものづくりが 3D プリンティングを介して行われようとしている。その中で、医療や福祉向けの応用が加速しており、ますます我々の生活と密着してくるものと推定される。

[本解説は株式会社シーエムシー出版の『バイオ 3D プリント関連技術の開発と応用』に寄稿したものをもとに一部書き改めたものである。]

参考文献

- 1) 中川威雄, 丸谷洋二, “積層造形システム、三次元コピー技術の新展開”, 工業調査会, (1996).
- 2) 丸谷洋二, 早野誠治, “3D プリンター、AM 技術の持続的発展のために”, オプトロニクス社, (2014).
- 3) T. Wohlers, “Wohlers Report 2017, 2018, 2019”, Wohlers Associates, Fort Collins, Colorado, USA.
- 4) 山口修一監修, “産業用 3D プリンターの最新技術・材料・応用事例”, シーエムシー出版, (2015).
- 5) Helena N. Chia, Benjamin M. Wu, “Material Matters”, Vol.10, No. 4, 120 (2015).
- 6) 萩原恒夫, “素形材”, Vol. 53, No.10, pp51-57 (2012).
萩原恒夫, “光アライアンス”, Vol. 26, No.3, pp19-23 (2015).
萩原恒夫, “工業材料”, Vol. 64, No.5, pp18-24 (2016).
萩原恒夫, “OPTRONICS”, No.5, pp123-134 (2016).
萩原恒夫ホームページ,
<http://www.thagiwara.jp>
- 7) Sigma Aldrich 社, “Advances in Tissue Engineering”, Material Matters, Vol. 13, No. 3, (2018).
- 8) <https://www.yamagata-u.ac.jp/jp/education/poster/y2016/engineering/>
齊藤梓, 古川ら, ナノファイバー学会誌, Vol. 10, No. 1, (2019).
- 9) M. Schwentenwein, J. Homa, Int. J. Appl. Chem. Technol. Vol.12, No.1, pp1-7 (2015).
<http://www.lithoz.com/en/our-products/materials>
- 10) <http://3dceram.com/en/>, 3DCeram 社, Richard Gaignon 氏との私信
- 11) <https://envisiontec.com/3d-printing-industries/medical/hearing-aid/>
- 12) <https://all3dp.com/2/dental-3d-printing-all-you-need-to-know/>
- 13) <https://www.dwssystems.com/3d-printers/dental-lab-clinic>
- 14) A. Dawood, B. Marti Marti, V. Sauret-Jackson, A. Darwood, “3D Printing in Dentistry”, British Dental J., Vol. 219, No. 11, 521 (2015).
- 15) <http://oxfordpm.com/cmfr-orthopedics/osteofab-implants>
- 16) ARC リポート (RS-1005), “先端用途で成長するスーパーエンブラ・PEEK (下) メディカル(インプラント)・3D プリンター”, (株)旭リサーチセンター (2016 年 10 月).
- 17) <http://www.osseomatrix.com/technology/?lang=en>
- 18) <http://www.sip-miami.iis.u-tokyo.ac.jp/output/rami/>
- 19) N. Noor et.al., Adv. Sci., 1900344, (2019).
- 20) http://plaza.umin.ac.jp/organmod/information/industry/JR_PR_CTbone.pdf
高戸毅ら; 人工臓器, Vol. 44, No. 1, 41 (2015).
- 21) 森健策; INNERVISION, Vol. 30・7, (2015).
<https://tech.nikkeibp.co.jp/dm/atcl/feature/15/327441/021600178/?ST=health>
<https://astavision.com/market/2/16>