

3Dプリンタを用いた心臓血管立体モデルの作製 —CT撮影法からDICOMデータ処理及びプリンタによる造形まで

*¹関西労災病院心臓血管外科, *²桜橋渡辺病院心臓・血管センター画像診断科,
*³同 心臓血管外科, *⁴大阪大学大学院医学系研究科外科学講座心臓血管外科学

白川 岳*¹, 吉龍 正雄*¹, 小山 靖史*², 溝口 裕規*¹, 正井 崇史*³,
戸田 宏一*⁴, 倉谷 徹*⁴, 澤 芳樹*⁴

Takashi SHIRAKAWA, Masao YOSHITATSU, Yasushi KOYAMA, Hiroki MIZOGUCHI,
Takafumi MASAI, Koichi TODA, Toru KURATANI, Yoshiki SAWA



1. はじめに

近年の画像技術の進歩により3Dエコーや3DCT画像による臓器の立体像の把握が可能となり、様々な分野で応用されている¹⁾。一方、3Dプリンタが技術革新を経て低価格化するとともに一般に普及しつつあり、医療の現場でも各種の画像検査の結果から臓器立体モデルを作製することが行われている^{2)~5)}。例えば造影CTの画像データから立体モデルを作製する場合、医療施設で造影CTを撮影し、得られたDICOM (digital imaging and communications in medicine) データを変換、3Dプリンタに入力して造形するという手順になるが、現状では定まった作製手法がないため、多くの一般の医療機関ではCT撮影で得られたデータを外部の専門企業に委託してモデルを作製するという手順を取らざるを得ない。この場合、撮影を行う医療施設とデータ処理や3Dプリンタの出力を行う機関が同一でないため、心拍動により動く僧帽弁など、撮影条件に大きく左右されるような部位では精密な立体モデルを作製することが困難である。また、企業に委託することで費用も高額になりやすく、日常的に立体モデルを利用することは非現実的である。

今回我々は、機械工学の知識を有する医師が中心となり、医師、放射線技師からなるプロジェクトチームを結成し、造影CTの撮影条件の調整からDICOMデータの処理、3Dデータの出力方法、3Dプリンタでの造形までを同一チー

ムで行うことで、作製コストを大幅に削減し、かつ、従来困難であった僧帽弁などの精密な立体モデルの作製を行うことに成功したので報告する。

2. 対象

対象は、僧帽弁閉鎖不全症2例、僧帽弁狭窄症1例、胸部下行大動脈瘤1例、右室二腔症1例である(表1)。

3. 方法

プロジェクトチームにより、以下の手順で立体モデルを作製した。

- ①造影剤の量、タイミング等の撮影条件を検討し造影CTを施行
- ②3D画像データの出力・処理
- ③3Dプリンタによる造形

1) 造影CT

Aquilion ONE (東芝メディカルシステムズ)を使用し、心電図同期で心臓のボリュームスキャンを行った。検査前にβ遮断薬を投与し、撮影時の心拍数を毎分60回前後まで下げた。1~2心拍の撮影を行い、心電図上のRR間隔を100%として、必要な相(%)の画像を使用した。

僧帽弁疾患では、薄膜構造物である弁尖が心腔内の造影効果に埋もれないように注意を払い、造影剤の量を調整した。スライス厚は最小の0.5 mm間隔とし、収縮期である20~40%前後の画像のうち、心拍動に伴う画像の不明瞭さの少ないものを選択した。右室二腔症では、右心系へ造影剤が充満した時点で撮影するため、肺動脈でトリガーして撮影を行い、0.5 mmスライスで収縮期30%と拡張期72%の画像を使用した。大動脈疾患では、心電図同期を行

■ 著者連絡先

関西労災病院心臓血管外科
(〒660-8511 兵庫県尼崎市稲葉荘3-1-69)
E-mail. tkshirakawa@gmail.com

表1 立体モデル作製対象患者

Case	Age	Gender	Diagnosis	Findings	Operation
MR-1	75	Female	Mitral regurgitation	P2-P3 prolapse Severe MR	MVP
MR-2	70	Male	Mitral regurgitation, Healed infected endocarditis	Extended P2 prolapse Severe MR	MVP
MS-1	81	Female	Mitral stenosis, Tricuspid regurgitation, Af	MV-PG : 8.5 mmHg MVA : 1.2 cm ²	MVR, TAP, LAA closure
TAA-1	77	Male	Thoracic artery aneurysm	Descending aorta 62×45 mm	TEVAR
DCRV-1	67	Female	Double-chambered right ventricle, ASD	RVOT-PG : 69 mmHg	RVOT repair, ASD direct closure

Af, atrial fibrillation; ASD, atrial septal defect; LAA, left atrial appendage; MVA, mitral valve area; MVP, mitral valve plasty; MVR, mitral valve replacement; PG, pressure gradient; RVOT, right ventricular outflow tract; TAP, tricuspid annuloplasty; TEVAR, thoracic endovascular aortic repair.



図1 One of the CT images of mitral valve prolapse (↑)

The image border should be clear enough for “surface rendering” process to make accurate 3D data. A rectangle (□) is ROI.

わず、1 mm 間隔の画像を使用した。

2) データ処理(図1)

画像データの処理には以下に述べる複数のソフトウェアを使用し、コンピュータはMacBook Pro (Apple Inc.)を使用した。

まず、OsiriX MD (Pixmeo SARL) で撮影したDICOMデータを読み込んだ。CT画像のシリーズから必要なスライス範囲(体の長軸方向)および各スライスでの必要な領域(前後左右の範囲)を決め、関心領域ROI(region of interest)として設定した。3D処理のメニューからsurface renderingを適用し、STL形式のファイルで3Dデータを作製したが、心腔側データ(以下、inデータ)と心臓外表面のデータ(outデータ)、必要に応じて石灰化病変のデータ(calcデータ)を分割して出力した。Surface renderingの際

の閾値は、inデータでは250～350 HUの間で調整し、outデータでは-100～-200 HUの間とした。正確には、outデータは心臓の外表面ではなく胸腔と臓側胸膜の境界を表現しているが、本稿の症例では外形が観察対象になるものではなく、限定する必要がないため、凹みや空洞を減らすように比較的低い閾値を設定した。僧帽弁狭窄症例と胸部大動脈瘤症例では、inデータに使用する閾値がCT値の高い石灰化病変を含まないため、閾値を750～1,000 HUとした石灰化病変のみのデータを作製した。

次に、出力したSTL形式のデータを編集し、ノイズの除去や造形範囲の設定、観察断面でのカットを行った。まず、MeshLab (Italian National Research Council) を使用してinデータの法線ベクトルを内腔へ向け、outデータと統合し、必要に応じてsmoothing処理を追加した。次に、MeshMixer (Autodesk Inc.) を使用して、ノイズやエラーの除去、不要部分の切除、病変を観察しやすい断面でのカットを行い、3Dプリンタで出力可能なデータとした。

なお、個人情報保護の観点から、各ソフトウェアは常にネットワークに接続できない状態として使用した。

3) 3Dプリンタでの造形(表2)

熱溶解積層(fused deposition modeling: FDM)方式^[補足1]を採用したUp Plus (Beijing Tiertime Technology Co., Ltd.)をレンタルして使用した。また、僧帽弁閉鎖不全症例1例でDLP(digital light processing)方式^[補足2]のScoovo MA10(アビー株式会社)によるテスト造形も行った。

4. 結果

MR-1の立体モデル(図2, 3)では、僧帽弁後尖のP2の一部からP3に至る広範な僧帽弁逸脱を認めた。逸脱した弁高を立体モデルで計測したところ、P3の中央で16 mm、その後内側交連側で10 mmであった。術前の経食道心エコー

表2 3Dプリンタでの造形

Model name	Corporation	Type	Material	Pitch / Time	Weight / Cost
UP Plus	Tiertime Technology	FDM	ABS	0.15 mm / 7 hrs	50 g / 370 yen
Scoovo MA10	Abee	DLP	Rubber-like	0.05 mm / 9 hrs	50 g / 1,750 yen

注1) Pitchは、3Dプリンタの積層面の厚さである。

注2) Pitch/Time, Weight/Costは、MR-1の後内側交連側データの造形に要した値である。

注3) Time, Weight, Costは概算値で、造形時のサポート材も含む。Costは材料費のみを表示した。

注4) 造形モードの違い、機種仕様変更などで値が変わることがある。

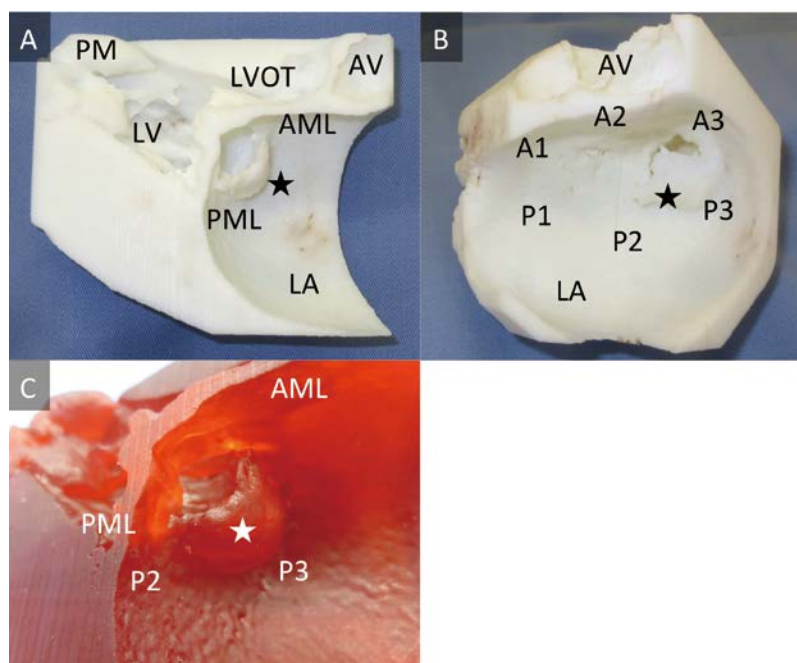


図2 Case : MR-1 (systole)

A, B) Mitral valve prolapse (★) moving in a patient's body is reproduced as a 3D heart model.

C) Rubber-like material is soft and easy to cut with scissors, and also transparent to identify inner structures.

AML, anterior mitral leaflet; AV, aortic valve; LA, left atrium; LV, left ventricle; LVOT, left ventricular outflow tract; PM, papillary muscle; PML, posterior mitral leaflet.

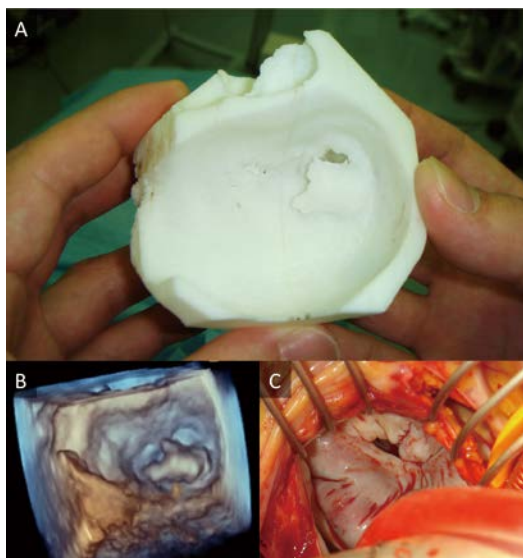


図3 Case : MR-1

A) The 3D heart model in an operation room before MVP. Prolapse of P2-P3 leaflets is touchable.

B) The image of 3D transesophageal echocardiography shows almost the same shape of mitral valve prolapse.

C) An operator experienced "déjà vu" during the surgery.

ではP2～P3の逸脱による中等度～重度の僧帽弁逆流を認めていた。術中の所見では、P2の一部からP3のほぼ全域の逸脱を認め、弁高は中央部で約15 mm、その左右は約10 mmであった。

MR2の立体モデル(図4)ではP2とP3にかかる逸脱を認め、その弁高はP2 20 mm、P3 19 mmであった。術前の経食道心エコーでは、P2の逸脱による重度の僧帽弁逆流と、前尖A1～A2の肥厚を認めていた。術中所見では、P2～P3の逸脱と断裂した腱索を認め、その弁高は約20 mmであった。

MS-1の立体モデルでは、両側交連部の癒合とA3とP3に広がる石灰化を認め、開口部の長径と短径から算出した弁口面積は約1.1 cm²であった。術前の経胸壁心エコーでは弁口面積1.2 cm²であり、CTでは弁尖の石灰化を認めていた。術中所見では、弁は肥厚硬化しており、特にP3を中心に石灰化を認め、さらにP2とP3の腱索に肥厚と短縮を認めた。

TAA-1の立体モデルでは壁在血栓やプラークの確認、およびAdamkiewicz動脈や肋間動脈などの小径分枝血管の再現は困難であったが、石灰化病変を含む血管内腔の形状の再現は可能であった。

DCRV-1の立体モデル(図5, 6)では、右室流出路の狭窄部位を構成する室上稜(supraventricular crest)、中隔壁柱(septoparietal trabecular, SPT)、中隔縁柱(septomarginal trabecular, SMT)および調節帯(moderator band)の立体的な位置関係が明瞭に構築されていた。同部位の解剖については様々な報告があるが一定した見解はなく、術前の造影CTや心エコーでのこれらの立体構造の把握は困難であった。

5. 考察と展望

今回、臓器立体モデルの作製にあたり、より精度の高いモデルを低コストで簡便に作製することを目標とした。

臓器立体モデルの精度が元のCT画像の精度を超えることは決してなく、機械工学における「母性原理(copying principle)^[補足3]」と相似関係にあるこの原則は、常に意識する必要がある。即ち、最も重要なことは適切なCTの原画像を得ることであり、CTの撮影条件の最適化を図ることである。

現状では、専門会社にDICOMデータから作製を依頼することが一般的であるが、この手法はCTの撮影条件の最適化やデータ処理と並行した形状の妥当性の逐一の評価といった、臓器立体モデルの造形に不可欠な要素を満たすことが難しい。言い換えれば、解剖という基本的な医学知識

を有さない作業による生体画像の処理は、不自然な形状変更を招く恐れがある。費用については、本稿の1症例で見積もり額は当該手術手技料の1割を超えた。

我々は、CT撮影から3Dプリンタまでの一連の作業をプロジェクトチームで一貫して行って立体モデルを作製したため、結果を常にフィードバックしながら各工程を精確に調整することができ、比較的単純な大血管や心腔内形状の造形だけでなく、今まで難しいとされてきた僧帽弁の立体モデルも作製することができた。1つの症例のデータ処理に要する時間は2～4時間程度であり、作業者の経験量やコンピュータおよびソフトウェアの改善・自動化によりさらに短縮可能である。

作製した立体モデルを心エコー所見や術中所見と比較した結果、特に、僧帽弁疾患では逸脱部位の確認や、弁高の計測、弁口面積の評価において実物と近い値を得ることができた。必要であれば、腱索長として乳頭筋から弁尖までの距離を測ることも可能である。右室二腔症では、狭窄部の立体構造の把握が非常に容易であり、文献では分かりにくい複雑な構造の評価に極めて有用であった。胸部大動脈瘤では、瘤の立体的な位置の把握や内腔の形状評価に有用であった。しかし課題も多く、僧帽弁立体モデルの弁尖の一部には欠損孔を認め、腱索自体の再現も困難であった。大動脈モデルでは、肋間動脈等の細かい分枝の再現ができておらず、正常内膜と粥腫の区別といった色調や触感の差異は再現できなかった。右室二腔症のモデルでも、右心系造影に伴う造影剤のアーチファクトと推定される箇所を認めた。

このような立体モデルの再現性の問題は、もとのCT画像のアーチファクトやノイズ、あるいはsurface renderingの機械的な処理に伴って生じることが多かったが、これらを作製過程で発生した架空のものであると医療者が認識できればよい。しかし、例えば原画像のアーチファクトや作業者の誤解から心腔内に腫瘍らしきものが造形され、立体モデルに慣れない医療者がそれを治療対象と判断するようなことがあれば、その結末は極めて悲惨なものになる。我々は臓器立体モデルの有用性を示してきたが、同時に安全上の問題についても考える必要があるだろう。疾患の評価・治療は、最終的には他の検査結果や医療者の経験を合わせて総合的に行われなければならない。

CT撮影において、心臓のように拍動して撮影条件の厳しい臓器では、明瞭な画像撮影のために撮影装置の性能はもとより、撮影条件等の細かな設定が必要である。我々は比較的高い分解能を有するCT装置を使用することができたが、毎分60回程度の脈拍数でも境界の一部分が二重に重

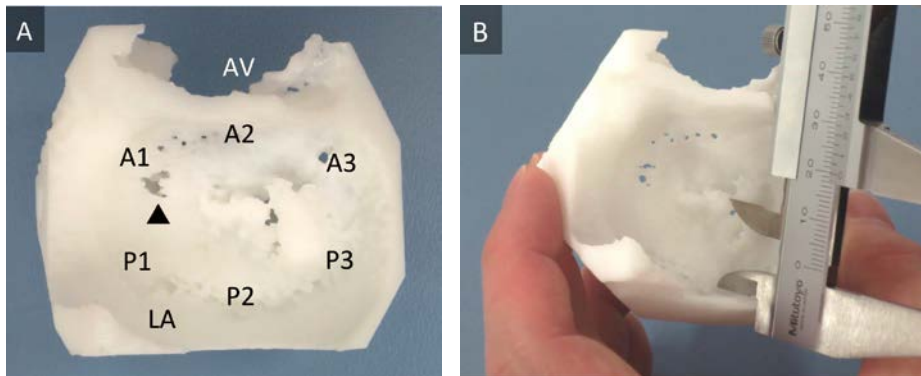


図4 Case : MR-2 (systole)

A) Mitral prolapse extends from P2 to P3 leaflet. There is a virtual defect at A1 leaflet (▲).

B) By using a 3D mitral model, it is possible to measure height of leaflet, size of annulus, length of tendon and so on. The height of P2 prolapse is 20 mm in this case.

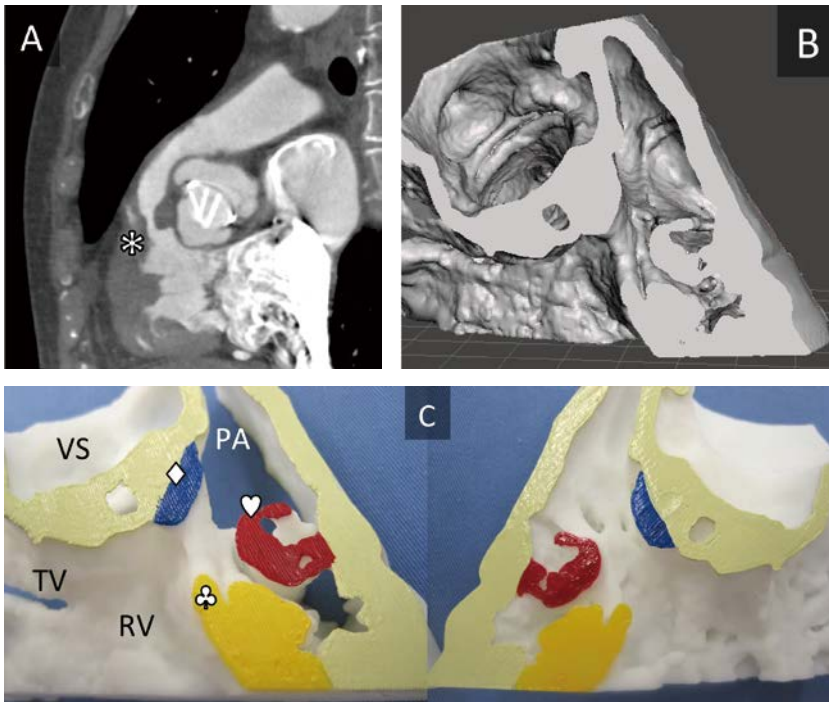


図5 Case : DCRV-1 (diastole)

A) An image of contrast CT in systole. It is difficult to understand the anatomical structure of the stenosis (*).

B) 3D data is made from CT images by using surface rendering technique.

C) The stenosis between pulmonary artery (PA) and right ventricle (RV) consists of SMT/moderator band (♣), SPT (♥), and supraventricular crest (◆).

TV, tricuspid valve; VS, valsalva sinus.

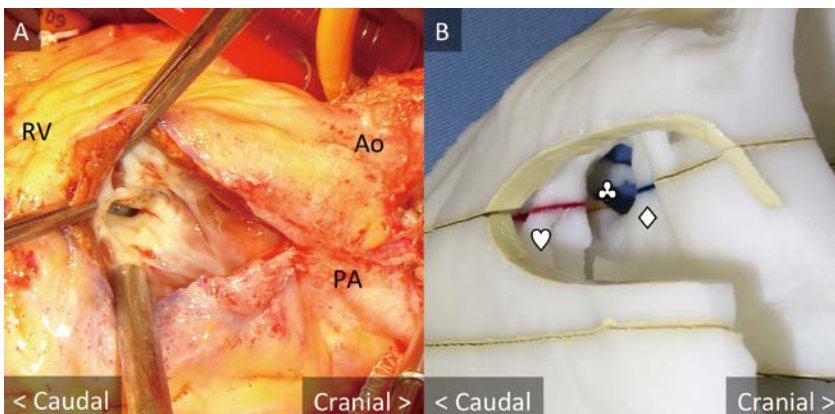


図6 Case : DCRV-1

A) Surgical view through the incision on pulmonary trunk, just before resecting muscular bundles.

B) The 3D heart model from the same point of view. Obstructive structures, SMT (♣), SPT (♥) and supraventricular crest (◆) can be observed at RVOT.

Ao, aorta; PA, pulmonary artery; RV, right ventricle.

なることが多く、画像処理の作業時間を増やし、モデルの精度を落とす原因であった。疾患ごとに必要な相と部位が異なるため、その近辺を1~2%ごとに確認し、その部位が明瞭に写っている相を選択することが重要である。今後、CTの時間分解能や空間分解能がさらに上がれば、画像処理の自動化が進み作業量は減ると予想される。

データ処理の点では、surface renderingに使用した閾値に根拠のある値がないことが問題である。なぜなら、造影効果の境界ではCT値がなだらかに変化しており、閾値をどこでとるかによって境界の位置が変わるためである。例えば、弁疾患では弁尖が途切れないように閾値を高め設定したが、これにより弁尖の厚さが変わってしまっている可能性がある。このことは造形物の寸法精度に影響するため、臓器立体モデルで定量評価を行う場合は閾値の決定とその精度評価が欠かせない。

設備の費用および性能については、まずCT装置およびワークステーションは当院に設置されているものを使用したため追加投資は不要であったが、附属のワークステーションは3D画像処理に十分には対応していなかった。そのため、OsiriX MDを購入した(89,200円)。なお、OsiriXは無料の簡易版でも処理が可能である。その他のソフトウェアは無料であった。画像処理には既存のMacBook Proを使用し、2.9 GHz Intel Core i7プロセッサを搭載した同機種で、処理性能は満足できるものであった。3Dプリンタについては、その仕様が主に製造業やデザイン関連を対象としており、現状で我々の要求する性能を有するものがなかったため、当院の近くの産業施設にある3Dプリンタ(Up Plus)を1時間あたり500円で利用した。この機種はFDM方式としては造形の失敗も少なく、十分にきれいな仕上げが可能であったが、造形時間が長く、素材も硬いABS樹脂しか使用できないので、実際の臓器の硬さや内部の観察等には不利である。なお、このプリンタ本体の価格は、およそ170,000~200,000円であり、素材のABS(acrylonitrile butadiene styrene resin)フィラメントの価格は、700gあたり5,000円程度である。結果的に、1つの立体モデルの作製にかかった材料費はおおよそ数千円程度であり、通常の臨床で使用するためには十分な低コストを実現し得たと考えている。一方、テスト造形で利用したScoovo MA10は、積層ピッチが細かいため造形時間を要し、造形物の精度も肉眼的に不十分であった。素材は液体樹脂が比較的高価であるが、柔らかい半透明なモデルの作製も可能であるため、解剖学的異常などの位置関係の評価には有利であろうと思われる。

初期投資としては画像処理用のコンピュータおよびソフ

トウェア、3Dプリンタの購入費用が必要となるが、3Dプリンタ以外は安価である。3Dプリンタはパーソナルユースの数万円台のものから業務用の数千万円台まであり、性能と価格の幅が広く、その選択が極めて難しい。サポート材の設定や除去にも馴れを要し、それぞれの機種の積層ピッチや造形時間などの仕様も医療現場の要求を満たしているとは言いがたい。出力センターを利用してSTLデータから造形依頼を出す選択肢もあるが、この場合も納期や値段に幅がある。現状では3Dプリンタの機種選定や造形方法に定まった指標がなく、今後のデータの蓄積と評価、改善が必要となる。

今回、我々はより精度の高いモデルを低コストで簡便に作製することを目標とした。なぜなら、臓器立体モデルはあくまでも画像検査のひとつであり、労力や設備、費用の面において他の検査と同じように合理的な範囲に納まり、日常検査のひとつとして利用できるのが、この手法の現実的な将来像と考えるからである。

6. 結論

CT撮影から3Dプリンタまでの作業をプロジェクトチームで一貫して行って立体モデルを作製することで、精確かつ低コストで心血管立体モデルを作製することに成功した。今後、更なる検討を加え、作製方法を普遍化することで、より多くの施設で同様な立体モデルを作製することが可能になると考えられる。

謝 辞

稿を終えるに臨み、本研究に多大なご協力をいただきました関西労災病院中央放射線部の岡村彩子技師および各位、桜橋渡辺病院放射線部の徳永洋二技師、堀江誠主任技師および各位に厚くお礼申し上げます。

補 足

1. FDM (fused deposition modeling, 熱溶解積層法) 方式
フィラメントと呼ぶ糸状のプラスチックを260℃前後で溶解してノズルから押し出し、造形物を一断面ごとに描いて積層していく。宙に浮いたものの造形は不可能で、空間の天井部分などは下層より積み上げたサポート材により支えられる。造形後はこのサポート材を除去する必要がある。
2. DLP (digital light processing) 方式
光造形法のひとつで、光硬化型液体樹脂をプロジェクタで下から露光して硬化させ、吊り下げた造形物の最下面に積層して造形する。サポート材は比較的少なく

て済み、素材は半透明のゴムに近いものも使用できる。

3. 母性原理 (copying principle)

工作機械 (マザーマシン) を使用して機械部品を作製した場合、その部品の精度はマザーマシンの加工精度以上にはならないという原理。

本稿のすべての著者には規定されたCOIはない。

文 献

1) Koyama Y, Matsuoka H, Higasino H, et al: Four-dimensional cardiac image by helical computed tomography. *Circulation* **100**: e61-2, 1999

2) Jacobs S, Grunert R, Mohr FW, et al: 3D-Imaging of cardiac structures using 3D heart models for planning in heart surgery: a preliminary study. *Interact Cardiovasc Thorac Surg* **7**: 6-9, 2008

3) Witschey WR, Pouch AM, McGarvey JR, et al: Three-dimensional ultrasound-derived physical mitral valve modeling. *Ann Thorac Surg* **98**: 691-4, 2014

4) Dankowski R, Baszko A, Sutherland M, et al: 3D heart model printing for preparation of percutaneous structural interventions: description of the technology and case report. *Kardiol Pol* **72**: 546-51, 2014

5) O'Neill B, Wang DD, Pantelic M, et al: Transcatheter caval valve implantation using multimodality imaging: roles of TEE, CT, and 3D printing. *JACC Cardiovasc Imaging* **8**: 221-5, 2015