

評価表 5

5. 心臓レプリカの手術後の評価(心臓外科医 評価用)

	1	2	3	4	5	判定不能
	明らかに無効	どちらかという と無効	どちらとも言 えない	比較的有效	明らかに有効	
①術前に医療スタッフ間(若手医師、看護師)で心臓の立体構築を共有することに役立ったか?						
②手術シミュレーションが術式の検討・決定に役立ったか?						
③手術シミュレーションが手術の安全性の向上に有効であったか?						
④手術シミュレーションが将来の再手術の回避に役立ったと考えられるか?						
⑤手術シミュレーションが手術助手や若手医師の教育に役立ったか?						
⑥総合的に、手術シミュレーションが実際の手術に有用であったか?						

評価表記載のための説明

①術前に医療スタッフ間(若手医師、看護師)で心臓の立体構築を共有することに役立ったか?	1 スタッフがそれぞれ異なるイメージを持っていた。	2 異なるイメージを一部持っていた。	3 従来の方法とほぼ同等	4 手術に係わる医師間でイメージ共有できた。	5 医師以外のスタッフとも容易にイメージを共有できた。	(判定不能) (共有する必要性がなかった)
②手術シミュレーションが術式の検討・決定に役立ったか?	1 レプリカによる手技決定はミスリードであった。術中に再検討を行った。	2 一部、ミスリードあり。術式に影響があった。従来の方法のほうが優れている。	3 従来の方法(エコー動画を除く)と差はない	4 従来の方法より、優れている。シミュレートした手術方針通り、確実に手術が進められた。	5 レプリカがなければ検討・決定できなかった。シミュレートした手術方針でなければ、これほど確実に手術が進められなかった。	(判定不能) レプリカとは関係ない患者事由により術式の変更を行ったため、評価不可
③手術シミュレーションが手術の安全性向上に有効であったか?	1 術中に予期せぬ対処が必要であったが、レプリカでは予測できなかった。	2 術中に予期せぬ対処が必要となったが、レプリカでは容易には予測できなかった。	3 どちらとも言えない	4 レプリカによって予期された対処があったが、手術では起きなかった。	5 レプリカによって予期された対処により、手術でも対処できた。	(判定不能) 術中に予期せぬ対処が必要だが、レプリカと関連のない要因であった。
④手術シミュレーションが手術助手や若手医師の教育に役立ったか?	1 レプリカを使用することで、逆に若手医師が大きく混乱した。	2 レプリカを使用することで、若手医師が混乱した。	3 従来の画像情報とほぼ同等の教育価値にとどまる	4 従来の方法よりレプリカを用いたほうが術式を理解しやすかった。	5 レプリカによって術式が良好に再現され、若手医師の教育に大きく役立った。	(判定不能)
⑤手術シミュレーションが将来の再手術の回避に役立ったと考えられるか?	1 レプリカによるミスリードのため、不要な再手術を行うことになった。	2 レプリカによるミスリードのため、再手術を行う可能性が出た。	3 将来の手術回数に影響は無い程度の情報であった。	4 レプリカにより手術の確実性が向上し、再手術回数の低減の可能性が高くなった。	5 レプリカにより手術の確実性が向上し、明らかに再手術が低減されると考えられる。	(判定不能)
⑥総合的に、手術シミュレーションが実際の手術に有用であったか?	1 手術シミュレーションにレプリカは不要。	2 どちらかという、なくてもよい。	3 あってもなくてもよい。	4 どちらかという、あったほうがよい。	5 レプリカによる手術シミュレーションは不可欠。	(判定不能)

匿名化番号 ()

施設名 ()

記載者名 ()、評価日 ()

別紙 3

心臓レプリカ作製および評価の手順

1. 対象患者の登録

分担研究者各施設において、選択基準および除外基準に合致し、代諾者による研究への同意の得られた症例に対して、マルチスライス (MS) CT 撮影前に対象患者の登録を行う。

2. MSCT 撮影：

- a. MSCT 装置：乳幼児の心臓大血管の 3 次元画像を低被ばく下に良好に描出することが可能な、detector (検出器) が 64 列以上の MSCT 撮影装置を使用する。
- b. 鎮静条件：撮影時間に安静の保てない小児では、睡眠導入薬の経口もしくは静脈投与による鎮静下に撮影を実施する。心臓レプリカ作製を目的として、診療上不必要な深鎮静や気管内挿管による呼吸停止は行わない。
- c. 造影剤：本研究では、各々の分担研究者施設において、先天性心疾患の形態診断を目的に日常業務で行われている造影剤の量、注入速度、注入方法に従うこととし、対象患者に不利益となる恐れのあるような造影剤の投与量と投与方法を避ける目的で、心臓レプリカ作製のために特別な条件は設定しない。造影剤投与の目安としては、心臓および大血管を均一に描出するために、血管造影用の非イオン性ヨード造影剤 (300-370mg/ml) を 1.5-2.0ml/kg を、自動インジェクターを用いて 0.1ml/kg/秒で注入する。
- d. 撮影条件：注入終了直後に MSCT スキャンを開始する。撮影条件は常に小児への X 線被ばく量が最小限になるように設定し、倫理上の配慮から、心臓レプリカ作成のために被ばくが増加する特別な条件は設定しない。同様に理由から、心電図同期撮影の有無は問わない。撮影条件の目安としては、MSCT スライス幅 0.6-1.0mm、ヘリカルピッチ 0.6-0.75 とする。なお、Fontan 手術後の症例では、患者の血行動態に応じて上下肢から同時注入する、もしくは後期相 (静脈相) も撮影することを考慮する。

- e. 画像再構成：放射線科医師により 3 次元 volume rendering (VR) 画像を作成し、診断および術前の画像情報提供に供与する。
 - f. 造影剤、撮影条件、再構成条件の記録：使用した造影剤の薬品名、投与量、注入速度、および、MSCT の撮影条件（スライス幅、ヘリカルピッチ、心電図同期の有無）、画像再構成の条件は、分担研究者の施設において記録し保管する。
3. 個人情報の削除および連結可能匿名化
- 撮影したマルチスライス CT の医療用 DICOM データから、対象患者の個人情報（氏名、ID、生年月日）を削除した後、データを大容量デジタル記憶媒体（DVD）に記録する。撮影条件のデータは消去しない。この際に、分担研究者が乱数表を用いたランダム数値化により連結可能な匿名化を行う。具体的には、最初に 2 文字を施設名アルファベット、その後に 3 桁の乱数字を掲載して匿名化番号とする（例：NC-742）。なお患者名と匿名化番号を記載した対応表は、分担研究者施設内の鍵をかけた保管庫内で、分担研究者が責任を持って管理する。匿名化された患者の 3 次元画像情報が記された DVD は、レプリカ作製を行う（株）クロスエフェクト（以下「レプリカ作製会社」）に郵便書留にて発送する。

施設記号：国立循環器病研究センター（NC）

北海道大学附属病院（HO）

自治医科大学病院（JI）

東京女子医科大学病院（TW）

国立成育医療研究センター（GD）

慶応義塾大学病院（KO）

榊原記念病院（SM）

神奈川県立こども医療センター（KC）

長野県立こども病院（NP）

静岡県立こども病院（SC）

京都府立医科大学病院（KP）

岡山大学病院（OU）

愛媛大学病院（EH）

福岡市立こども病院(FC)

4. レプリカ作製会社での画像処理と造形

- a. 画像再構成：分担研究者の施設より郵送されてきた DVD に記録された対象患者の DICOM 画像データを、3 次元画像処理装置（Mimics, Magics：マテリアライズジャパン、Geomagic Freeform：データデザイン）を用いて、心臓レプリカ作製に必要とされる部分（大動脈、上下大静脈、肺動脈、肺静脈）以外の画像情報をトリミングして、VR 画像を作成する。
- b. 境界の設定：造影剤の満たされた心臓血管の内腔と心血管組織との境界、および心血管組織とその周囲組織との境界は、CT 値の相違に基づき決定する。すなわち境界となる CT 閾値の設定は、その部分の CT profile 曲線から得られる変曲点の CT 値を採用することとする。
- c. STL 変換：抽出した心臓および大血管の DICOM データは、3D プリンティングに汎用される STL (stereolithography) フォアマットに変換する。
- d. 画像の確認：出来上がった STL 画像は DVD に記録した後、依頼した分担研究者に書留郵送する。分担研究者は、患者の血行動態、断層心エコー、心血管造影所見と比較して、診断や手術術式に影響を与える恐れのあるアーティファクト（心臓内の欠損孔および血管の癒合）が存在していないかを検証する。問題となり得るアーティファクトが発見された際には、分担研究者の指示に従って、レプリカ作製会社が STL 画像データを修正する。上記以外の画像データの修正は行わない。
- e. 光造形および真空注型：光造形法により心臓内腔、心臓外形の鋳型を造形し、2つの鋳型の間隙に患者の年齢に応じた軟質ウレタンを真空条件下に注入し、心臓レプリカを作製する（具体的方法は企業より別紙提出）。
- f. 心臓レプリカの検証：完成した心臓レプリカは、レプリカ作製会社により、診断用 X 線 CT 装置を用いて、外形、心臓内腔、心筋壁厚、欠損口の大きさが対象患者の画像データと比較して、正確に再現されているか検証する。
- g. 心臓レプリカの個別化：心臓レプリカには匿名化番号とともにレプリ

カ制作会社内で決定される製品 ID 番号を記した札(タグ)を作製し、心臓レプリカから離れないように紐によって固定する。

- h. 心臓レプリカの発送：完成した心臓レプリカは、破損を防止する箱に入れて、郵政公社の書留便により分担研究者の元へ届ける。
- i. 分担研究者は、心臓レプリカを受け取ったら、匿名化対応表にレプリカ作製会社の製品 ID 番号を記録し保管する。

5. 心臓レプリカの評価（研究実施計画書（7）および別紙2：表1-5参照）

心臓レプリカの確実性と有用性を評価するため、分担研究者施設の小児循環器医および心臓外科医により、心臓レプリカによる対象患者の診断および再現性の評価、手術シミュレーターとして使用した際の評価を、以下の評価項目に従って実施する。心臓レプリカの評価のすべてが終了した時点で、評価表1-5を研究代表者に書留郵送する。

a. 小児循環器医による評価

1) 心臓レプリカによる診断の評価

心臓レプリカが、対象患者の心臓大血管の構造を正確に再現しているかどうか、左右心室および心室中隔の形態、心房および心室中隔欠損孔、冠動脈の走行、弁の形態、過去の手術について、小児循環器医による評価を行う。

2) 心臓レプリカの診断に関する有用性

心臓レプリカが、診断の検討、治療方針の検討・決定、実際の診断に有用であったかについて、小児循環器医による評価を行う。

b. 心臓外科医による評価

1) 実心臓に対する心臓レプリカの再現性評価

心臓レプリカが実心臓と比較して、外観、左右心室、心室中隔、心房および心室中隔欠損孔、冠動脈の走行、過去の手術を再現しているかについて、心臓外科医による評価を行う。

2) 心臓レプリカのシミュレーターとしての評価

心臓レプリカを用いた手術シミュレーションを行った際に、切開お

よび縫合、視野の確保について、心臓外科医による評価を行う。

3) 心臓レプリカの手術後の評価

心臓レプリカを用いることが、医療スタッフ間で心臓の立体構築の共有、術式の検討・決定、手術の安全性の向上、将来の再手術の回避、医師の教育に役立ったかどうかの評価、および総合的な有用性について、心臓外科医による評価を行う。

6. 症例報告書の提出

分担研究者は、対象患者の心臓レプリカ作製、心臓外科手術、評価がすべて終了し時点で、すみやかに対象患者の医療情報（月例および年齢、臨床診断、外科手術術式）、MSCT 撮影情報（造影剤の注入、MSCT 撮影条件）を記載した研究症例報告書（別紙 4）を研究代表者に提出する。

別紙 4

「先天性心疾患診断用精密心臓レプリカ」研究症例報告書

1. 匿名化番号 ()
2. 施設名 ()
3. 記載者氏名 ()
4. 対象患者の性別 (男、 女)
5. 対象患者の年齢 (満 才 ヶ月)
6. 対象患者の臨床診断 (解剖学的診断)

Segmental diagnosis:

situs solitus, situs inversus, right isomerism, left siomerism

d-loop, l-loop, a-loop

d-position, d-transposition, l-position, l-transposition, malposition

Major diagnosis:

TOF (subtype)

DORV (subtype)

TGA (complete or congenitally corrected)

Associated anomalies:

7. MSCT 撮影条件

- MSCT 撮影日時 (年 月 日)
- 造影剤名、ヨード濃度 (薬品名、 %)
- 造影剤の使用量 (ml)
- 造影剤の注入速度 (ml/sec)
- 造影剤の注入部位 (血管名、左 or 右)
- 撮影開始時間 (注入後より 秒 前 or 後)
- 静脈相撮影の有無 (有り、無し)
- MSCT スライス幅 (mm)
- ヘリカルピッチ ()
- 心電図同期 (有り、方式 無し)
- 画像再構成間隔 ()
- MSCT 画像データ郵送日 (年 月 日)

画像修正#1 受付日 (年 月 日)
#1 修正理由 ()
#1 修正内容 ()
#1 発送日 (年 月 日)
画像修正#2 受付日 (年 月 日)
#2 修正理由 ()
#2 修正内容 ()
#2 発送日 (年 月 日)

8. 中止・脱落症例

中止・脱落日 (年 月 日)
理由 ()

9. レプリカ納品日 (年 月 日)

10. レプリカ作製企業の製品 ID ()

11. 外科手術日 (年 月 日)
手術術式 ()

心臓レプリカの医療への応用

国立循環器病センター小児循環器診療部 白石 公、黒寄健一

国立循環器病センター放射線診療部 神崎 歩

国立循環器病センター心臓血管外科 鍵崎康治、市川肇

はじめに

先天性心疾患はバリエーションが広く立体構造は複雑であり、その外科治療の成否は心臓の立体構造の正確な診断と、外科医への確かな情報伝達にかかっている。近年 MR、MSCT による 3 次元画像診断が発達し、心臓だけでなく様々な医療分野で広く応用されるようになった。しかしモニター上に映し出される画像は見かけの 3 次元画像(volume rendering 像)に過ぎず、実際の臓器の立体構造を忠実に表現している訳ではない。そのためあらゆる医療現場において、複雑な臓器の内部構造を忠実に再現し、切開縫合による手術シミュレーションが可能な軟質レプリカの開発が望まれてきた。我々は 10 年前より患者の MSCT から得られる 3 次元画像情報をもとに、術前シミュレーター「精密心臓レプリカ」の開発を継続してきた。試作品製作会社との共同開発で、レーザー光線を利用した精密 3D プリンター「光造形法」と、新しく開発された「真空注型法」と組み合わせ、心臓の内部構造を詳細に再現した「超軟質精密心臓レプリカ」を世界に先駆けて作成した。現在はこの技術を発展させ、手術シミュレーション、患者の病態に応じた手術法の選択、新しい手術手技の開発など、幅広い応用に着手しているので紹介する。

先天性心疾患の特徴

先天性心疾患は出生 100 人に 1 人の割合でし、毎年国内で 1 万人をこえる新生児が先天性心疾患を発症していることになり、胎生期の臓器形成異常としては最も頻度の高い疾患である。この中には自然に縮小し閉鎖する小さな欠損孔も含まれるが、約半数において心臓外科手術が必要になる。胸部外科学会の統計によると、再手術や繰り返し手術が行われた症例も含めると、国内では 1 年間に約 9,500 件の先天性心疾患の心臓外科手術が行われており、心臓外科手術の総件数 59,000 件の約 1/6 を占めている。

先天性心疾患の心臓外科の特徴は、対象とする心臓が極めて小さいことと、その立体構築が極めて複雑であり個人差も大きい、以上の 2 点に集約される。成人の心臓の重量は約 400g から 500g であるが、新生児の心臓は約 20g と極めて小さい。また全身にチアノーゼが見られるような複雑先天性心疾患では、左右の心臓の位置が逆である（右胸心）、右心房に左心室が接続し左心房に右心室が接続する（房室錯位）、心室が一つしかない（単心室）、大動脈と肺動脈が逆に接続する（大血管転位）など、立体構築が非常に複雑で、この理解が手術の成否を左右すると言っても過言ではない。

かつては、心血管造影の正面側面像から心臓の立体構築を各医師が頭の中で再構築していた。断層心エコーが出現すると任意の心臓の断面層を見ることができるようになったが、それでも検査を行った小児科医師と手術を行う心臓外科医の間には立体構築の理解において乖離（discrepancy）が生じていた。近年の MSCT や MR などの 3 次元画像診断装置及び画像処理技術の発達により、小児の先天性心疾患の診断にもこれら 3 次元画像が用いられるようになり、得られた volume rendering 像は複雑な心臓形態のより良い理解に大きく役立つようになった。手術を担当する心臓外科医が、断層心エコーのように撮り手の解釈に左右されることなく 3 次元構造を比較的正確に理解できるようになった。

しかしながら、

i) 光造形による心奇形レプリカの作成

MDCT に代表される 3 次元画像診断装置により立体的に複雑な血管走行を視覚化することが可能となり、先天性心疾患の画像診断技術は大きな進歩が得られた。しかしモニター上で 3 次元画像を見るだけでは非常にバリエーションの多い先天性心疾患を完全に理解できるとは言えない。もし個々の患者さんの実物大の心臓大血管のレプリカが作成でき、実際に手に取って触ってみることができたなら、診断がより確実になるのみならず、カテーテルインターベンションや心臓外科手術を行う際にあらかじめイメージトレーニングや手術シミュレーションすることができる。私たちは MDCT により得られた 3 次元画像データを用い、光造形技術により先天性心奇形のレプリカ作成を試みている 13), 14)。光造形とは、光が当たると重合固化する液化樹脂に、コンピューターで制御されたレーザ光線をピンポイントで当てて平面造形し、それを何層にも重ねて最終的に立体造形を行う方法である 15)。図-5A は左心低形成症候群の MDCT 画像で

ある。この画像情報から図-5B, C のような実物大の左心低形成の模型（液化レジンを用いた硬性の心奇形モデル）を作製することができる。さらに光重合する軟性の液化ウレタン樹脂（図-5D）を用いると、図-5E, F に示すように切開縫合が可能なレプリカが作製できる 16)。このような軟性ウレタン模型により、新しい手術手技の発案や手術の練習に役立てることができる。現在はこの方法のみならず、真空注型の技術を応用し、手術シミュレーション可能な軟性模型の大量生産の可能性を検討しつつある。

ii) 剖検心臓のデジタルアーカイブ化とレプリカ作製

また複雑な先天性心疾患の立体構造を理解して正確な外科手術手技を習得するためには、過去の剖検心を手に取って学習することが必要である。しかしながら保存されている貴重な剖検心を多数の人間が手に取って操作展開すると、標本は破損や劣化してしまう。剖検心を樹脂標本化することも可能であるが、この方法では同時に多数の複製標本を作成することはできない。最近日本の美術館や博物館が中心となって、ふすま絵や掛け軸などの傷みやすい過去の貴重な文化財を高性能デジタルカメラや大型スキャナーによりデジタル画像化し、永久保存しようとする試みがなされている（デジタルアーカイブ化）。われわれもこの概念を参考にし、剖検心を MDCT で撮影するとともにデジタル化された 3 次元画像からレプリカの作成しライブラリー化する試みを行っている（図 5A-D) 14)。現時点では、弁や検索などの細かい組織を完全に再現することは困難ではあるが、図-5C, D に示すように完全大血管転位の心臓を上から見た画像を再構成し、硬性樹脂レプリカを作成することができる。また、国内外の各施設で得られた術前術後の MDCT による 3 次元画像をデータベース化することができれば、登録者はインターネットを通じていつでも参考となる 3 次元画像を閲覧することが可能となる。このシステムを利用してこれまでに経験された 3 次元画像が簡単に手に入れることができれば、非常にバリエーションの多い先天性心疾患の治療方針を決定する際に、治療成績のみならず患者さんの QOL の改善に有力な手段になり得るものと考えられ、現在整備を進めている。

以上のような方法を取り入れることにより、MDCT、MRI、3 次元心エコーで得られた画像データから、将来的には、個々の患者さんの合わせたオーダーメイド医療の実現、外科治療のシミュレーションの実現、再生医療を応用した自己組織の人工血管や人工弁の足場を患者さんにあわせて作成する技術、教育用

や患者さんへの説明用の心奇形模型の作製、などに役立てることが可能になることが予想される。このような点において、3次元デジタル画像の応用範囲は大変幅広い。

iii) 画像診断装置の進歩

また画像診断装置そのものの進歩も著しい。320列 Area-detector CT (320ADCT, Aqillion one, 東芝社製) では、スライス巾が 0.5mm の detector が 320列より構成されているので、1回転で 160mm の巾をカバーできる。すなわち単位相の撮影であれば、成人の心臓全体や頭部全体の検査が 1回転のスキャンで終了してしまう。また同部位で複数の位相を連続撮影することで、心機能解析や心筋の組織還流も評価可能になる⁹⁾。また 160mm 巾を短時間に撮影できるために、小児では胸部や腹部全体を鎮静剤の使用なしに覚醒状態で撮影することも可能となる。さらなる利点として、320列の ADCT では、1回の心臓検査での被ばく線量が同じレベルの 64列 MDCT の約 20-40%減で行えるということである⁸⁾。このように MDCT、ADCT の進化は目覚ましく、応用範囲も極めて広い。将来的には先天性心疾患の診断は、形態だけでなく心機能検査も含めて、非侵襲的な、2次元および3次元エコー検査、MDCT/ADCT 検査、そして MRI 検査で大部分がまかなわれる時代になると考えられる。画像処理のいろいろなアイデアを駆使し、先天性心疾患の安全で正確な検査方法をユーザーである我々から積極的に提案し、さらに発展させる必要がある。

先天性心疾患の診断を正確に行うことを目標としてこれまでに様々な画像診断装置が開発されてきた。心血管造影検査は先天性心疾患の診断におけるゴールドスタンダードとして長年にわたり我々に大変豊富な情報を提供し、カラードップラーを含めた断層心エコー検査は形態診断のみならず、血流動態をリアルタイムに描出する診断装置として大きく発展してきた。しかしながらこれらの検査で得られる情報は2次元画像であり、先天性心疾患にみられる複雑な解剖学的異常を正確に理解するには、各々の医師が頭の中で3次元に再構築しなければならぬ。とりわけ先天性心疾患では空間的に捻れた走行を示す血管が多く、2次元画像だけではその立体構築を正確に判断することは困難である。そ

ここで心大血管の解剖学的異常を正確に診断し、患児の生涯にわたる良好な QOL を配慮した安全な手術を行うためには、できるだけ侵襲の少ない方法によって分かりやすい 3 次元画像を得ることが先天性心疾患の診断における究極の目標となっていた。近年のコンピューター画像処理技術のめざましい進歩により、リアルタイム 3 次元エコー、MDCT (multidetector-row CT)、MRI (magnetic resonance imaging) に代表される 3 次元画像診断が飛躍的に発展した。これらの検査は短時間に少ない侵襲で 3 次元画像が得られるために、先に述べた 2 次元画像診断装置の抱える多くの難点を克服できるようになった。とくにここ数年の MDCT の進化は目覚ましく、小児では被ばくの問題は避けて通れないものの、複雑な先天性心疾患においてきわめて明瞭な 3 次元画像情報を得ることが可能となってきた。これまで我々が経験した先天性心疾患における代表的な画像を提示するとともに、MDCT の有用性と問題点、そして MDCT の今後の展開について解説する。

先天性心疾患における MDCT 検査の有用性

MDCT 装置の進歩は著しく、現在では 64 列の MDCT が主力となり、撮影時間が大幅に短縮するとともに様々な被ばく量の軽減も工夫されるようになってきた。64 列 MDCT では、ガントリ回転速度は 0.35-0.5 秒、detector 巾は 32mm-40mm であるので、乳幼児においても、呼吸停止をすることなく、簡単な入眠処置のみで、頸部動脈から心尖部までの鮮明な画像を 4-5 秒間の短時間に安全に得ることが可能である。また画像処理装置も格段に簡素化し、最新式の装置では画像処理に関する専門的な知識がなくとも短時間に最低限の 3 次元画像を得ることができるようになった。また MRI 検査のように強い磁場の影響を気にする必要がなく、人工呼吸管理下や多くの輸液ポンプにつながれた重症の患児、ペースメーカーを装着した患児においても安全に撮影できる。現時点での MDCT の最大の特徴は、被ばくの問題はあるものの短時間に大変コントラストの高い 3 次元画像を撮像できることである。特に MDCT が有効であるのは大動脈および肺動脈の走行異常と気管との関係である。小児では大動脈弓の分岐異常や末梢肺動静脈の狭窄などは、断層心エコーではエコービームが十分に届かないために診断が困難なことが多く、これらの診断に MDCT は威力を発揮する 1)-6)。また画像処理において、ボリュームレンダリング 3 次元画像をカラー表示すると描出された血管がより明瞭に識別できるようになる 4), 5)。このカラー表示と 3 次

元画像の回転アニメーションを併用することにより得られた画像がさらに理解しやすくなり、手術前には外科医に有力な情報が提供できる。

文献

- 1) Dillman JR, Hernandez RJ (2009) Role of CT in the evaluation of congenital cardiovascular disease in children. *AJR Am J Roentgenol* 192:1219-31.
- 2) Leschka S, Oechslin E, Husmann L, Desbiolles L, Marincek B, Genoni M, Prêtre R, Jenni R, Wildermuth S, Alkadhi H (2007) Pre- and postoperative evaluation of congenital heart disease in children and adults with 64-section CT. *Radiographics* 27:829-46.
- 3) 白石 公ほか. 先天性心疾患におけるヘリカル CT 診断. *メジカルビュー*. 2004. 東京.
- 4) Shiraishi I, Kato Y, Todoroki H et al. Differential color imaging technique of helical CT angiography in the diagnosis of total anomalous pulmonary venous drainage. *Circulation*. 2000;101:2017-8.
- 5) Shiraishi I, Yamamoto Y, Ozawa S, et al. Application of helical computed tomographic angiography with differential color imaging three-dimensional reconstruction in the diagnosis of complicated congenital heart diseases. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2003;125:36-9.
- 6) 白石 公、浜岡建城. 先天性心疾患の3次元画像診断. *小児心臓外科の要点と盲点*. 監修: 高本眞一, 編集: 角 秀秋, 文光堂, 2006, pp18-23.
- 7) 先天性心疾患を理解するための臨床心臓発生学. 編集 白石 公、山岸敬幸. *メジカルビュー*. 2007. 東京.
- 8) Johnson TR, Nikolaou K, Wintersperger BJ, Leber AW, von Ziegler F, Rist C, Buhmann S, Knez A, Reiser MF, Becker CR. Dual-source CT cardiac imaging: initial experience. *Eur Radiol*. 2006;16:1409-15.
- 9) 近藤千里. MDCT の将来展望 : 256 列 CT. *Heart View* 2007;11:498-504.
- 10) Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*. 2004;363(9406):345-51.
- 11) Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007;357:2277-84.
- 12) 近藤千里. 小児心血管画像検査に伴う放射線被曝. *日児循誌* 2007;23:434-439.
- 13) Shiraishi I, Kajiyama Y, Yamagishi M, Hamaoka K. Stereolithographic biomodeling of congenital heart disease by multislice computed tomography imaging. *Circulation*. 2006;113:e733-4.

- 14) 白石公. 先天性心疾患の診断-CT/MSCT の有用性と限界へのチャレンジ-.
Heart View 2008;12:1188-1199.
- 15) Kim MS, Hansgen AR, Wink O, Quaife RA, Carroll JD. Rapid prototyping: a new tool in understanding and treating structural heart disease. Circulation. 2008;117:2388-94.
- 16) Shiraishi I, Yamagishi M, Fukuzawa M, Hamaoka K, Yagihara T. Simulative operation on congenital heart disease using rubber-like urethane stereolithographic biomodels based on 3D data sets of multi-slice computed tomography. Eur J Cardiothorac Surg. 2009.

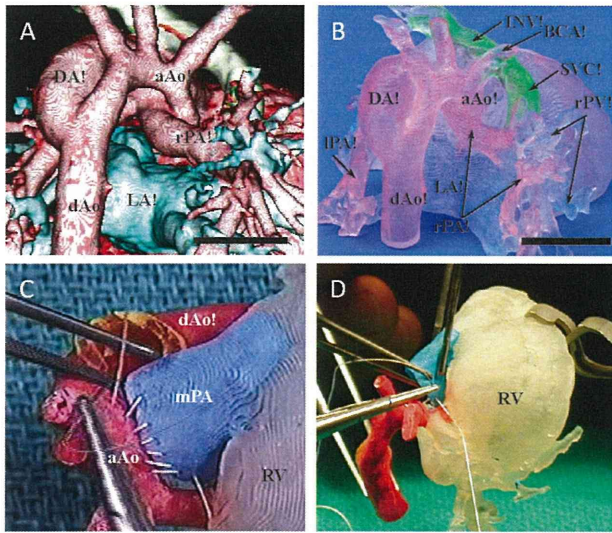


図-1：光造形法による心臓レプリカの作製。A:左心低形成新生児症例の MSCT 画像。B:硬性レジンによる心臓レプリカ。C, D: 光中合成を持つ準軟性ウレタンを用いた心臓手術シミュレーション。

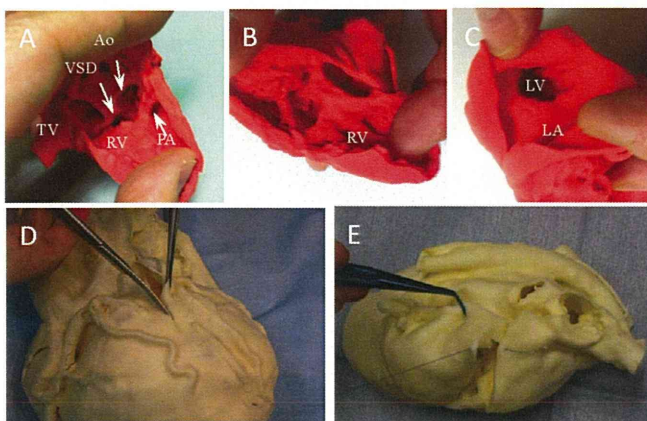


図-2：光造形に真空中型を併用した超軟質精密心臓レプリカの作成。A, B, C：両大血管右室起始（大動脈下型心室中隔欠損）に高度の右室流出路から肺動脈狭窄を合併した生後2ヶ月の症例。

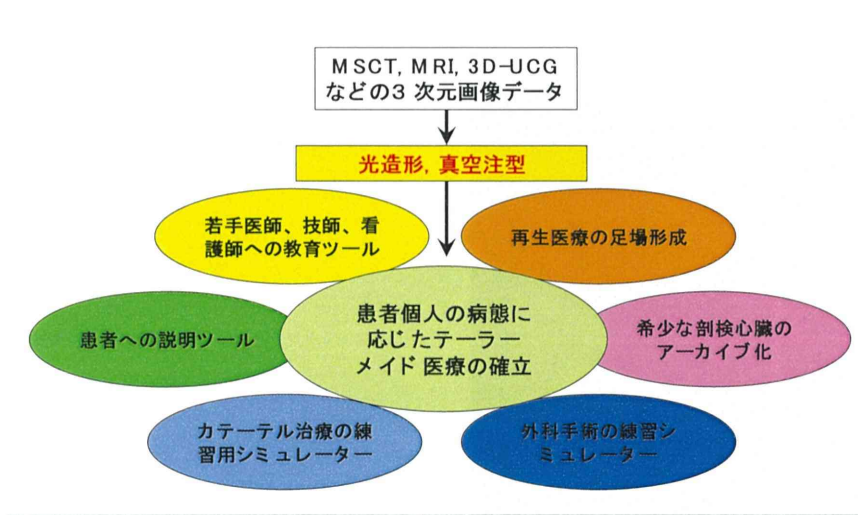


図-3 : MDCT による 3 次元画像の今後の応用

3D プリンティング技術を活用した「心臓レプリカ」作成の試み

—医学教育、研究ツール、外科手術シミュレーションをめざして

国立循環器病研究センター小児循環器部 白石 公

臨床から研究へ

私は心臓病のこどもたちを診察する臨床医です。患者の子供たちのほとんどは先天性心疾患です。先天性心疾患とは生まれつきの心臓の構造異常に基づく病気を指します。稀な疾患のように思えますが、実は出生 100 人に対して約 1 名（約 1%）の割合で発症し、先天性の病気としては最も頻度の高いものです。小さい穴では自然に閉鎖することもあります。約半数の患者で心臓手術が必要です。手術で完全に治れば良いのですが、術後も一生にわたるケアが必要なことが多く、救命率の向上に伴って患者数は増加の一途をたどっています。

それでは先天性心疾患はどのような原因で発症するのでしょうか？多くの場合、胎児に由来する遺伝子異常に母体内での様々な環境要因が加わることにより発症します。私が最初に心臓発生学に興味を持ったのは、医師になり 4 年目の時に複雑な心臓病の乳児を受け持ったときのことでした。その患者は右側相同（無脾症）と呼ばれる疾患で、心臓は右胸心で、単心房、右室型単心室、共通房室弁、大動脈起始異常、肺動脈閉鎖、動脈管開存、肺静脈還流異常を伴っていました。胃は右側にあり、肝臓は左右に股がる形で存在し、脾臓は欠損していました。しばらくしてまた右側相同の新生児を受け持ちましたが、複雑な内臓異常のパターンは最初の子とほとんど同じでした。そこで右側相同に見られる内臓異常には一定の法則があることを知り、この病気のメカニズムに興味を持つようになりました。そののち 1990 年に大学院に進学し、病理学教室で「原始心臓管の心ループ形成のメカニズム」についての研究を開始しましたが、心臓の左右について知りたかったので、興味深く研究に取りかかることができました。もちろんこの頃には体の左右軸を決定する分子メカニズムは世界的にも白紙の状態でした。しばらくしてアメリカに留学する機会を得て、心筋の分子細胞生物学について学びましたが、その頃（1990 年代後半）から日本の濱田博司博士ならびに廣川信隆博士らを中心として、左右軸の決定と情報伝達に関する分子機構が明らかになってきました。論文に示された左右軸の分子カスケードを見ては、無脾症のこどもがなぜあのような表現型を示したのか、私にもぼんやりとわかるようになってきました。

研究から臨床へ

その後は大学病院にもどり再び心臓病の子供たちの臨床に専念することになりました。先天性心疾患の特徴は、治療の対象となる新生児時や乳児の心臓が極めて小さいことです。成人の心臓は 500g 前後ですが、新生児の心臓は約 20g と小さいみかん位の大きさです。さらに内部は 4 つの部屋に分かれています。もう 1 つの特徴は、同じ病名でも患者により構造と病態が大きく異なる点です。このような病気を手術治療するには、患者の心臓を立体的に正確に把握することが重要となります。そこで 3 次元画像処理に馴染みがあったので、臨床で広く使われ始めたマルチスライス CT を駆使して、立体構造の複雑な先天性心疾患の 3 次元画像診断を行う研究に着手しました。しかし、マルチスライス CT でもモニター上に映し出される画像は見かけの 3 次元画像に過ぎず、小さい子供に適した画像を撮りたくても CT 装置そのものを改造することはできないことから、次第に限界を感じるようになりました。すなわちこどもの心臓病の診断と治療を発展させるためには、新しい技術を自分で考え出さないといけないと考えました。ちょうどその時に模型作製のための「光造形技術」を知り、それならマルチスライス CT で 3 次元画像データを使って患者独自の心臓模型を作り、診断に役立てるとともに外科手術のリハーサルや医学教育に役立てることはできないかと考えるようになりました。

精密 3D printing 技術である光造形と真空注型法を用いた心臓レプリカ作成

光造形とは、光が当たると重合して固化する液化プラスチックに、コンピュータで制御されたレーザ光線をピンポイントで当ててスキャンし、出来上がった板状の造形物を積層させて立体造形する精密 3D プリンター装置で、数 10 μ の精度で造形を再現することが可能です。そこで「光造形による心臓模型作製の可能性」について、大学の産学連携部門を通じて多くの企業の方々と会いましたが、簡単には受け入れてもらえず、最初に引き受けてくれたのが横浜の試作企業 J 社でした。我々とともに根気よく試行錯誤を重ね、2004 年に光造形法を用いた最初の硬質プラスチック製の乳児総肺静脈還流異常症の心臓模型が出来上がったときには大変感動しました。しかし固くは切開や縫合のシミュレーションはできませんので、次に柔らかい素材での光造形の可能性を模索しなければなりませんでした。幸い同じ J 社で光造形用の軟質ウレタン素材が手に入り、軟質心臓レプリカを試作しました。しかし光造形では材質が光硬化性