

「心血管病画像診断の進歩」

MSCTを用いた複雑先天性心疾患3次元 画像診断とその応用：画像計測から心臓レプリカ 作成による手術シミュレーションまで

白石 公^{1,*} 黒崎 健一¹ 山田 修¹ 神崎 歩² 鍵崎 康治³ 市川 肇³Isao SHIRAISHI, MD^{1,*}, Ken-ichi KUROSAKI, MD¹, Osamu YAMADA, MD¹, Suzu KANZAKI, MD², Koji KAGISAKI, MD³, Hajime ICHIKAWA, MD³¹国立循環器病研究センター小児循環器部, ²同放射線部, ³国立循環器病研究センター小児心臓外科

要 約

近年MSCTによる3次元画像診断は、複雑な先天性心疾患の診断と治療に不可欠な存在となってきた。今回はMSCTの豊富な画像情報を用いた更なる応用法について検討した。先天性心疾患の3次元画像診断を行い、心電図非同期下での心室容積の計測、術後の心室容積のシミュレーション、光造形法を応用した心臓レプリカ作成、剖検心臓のアーカイブ化の可能性について検討した。MSCTは複雑先天性心疾患の3次元診断と治療計画の決定に有用であった。心拍数の早い新生児乳児では心電図非同期で心室容積計測が可能であり、左右心室容積が外科手術時に問題となる両大血管右室起始では、心電図非同期画像を用いて術後の心室容積シミュレーションが行えた。またMSCT画像データをもとに光造形法を応用し、切開縫合が可能な精密心臓レプリカを作成することが可能であった。このようにMSCTは複雑先天性心疾患の正確な3次元画像診断のみならず、その豊富な画像情報を応用することにより、安全で確実な治療法に向けて数多くの応用が期待される。

<Keywords> 先天性心疾患
MSCT
3次元画像診断

手術シミュレーション
光造形

J Cardiol Jpn Ed 2011; 6: 261 – 268

はじめに

複雑な心大血管の解剖学的異常を伴う先天性心疾患の治療においては、患児の障害にわたる良好なQOLを配慮した安全な手術を行うために、できるだけ侵襲の少ない方法で3次元画像を撮影し、正確に病態を把握する必要がある。近年の画像処理技術のめざましい進歩により、3次元エコー、MSCT、MRI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非侵襲的に3次元画像が得られるために、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。とくにここ数年の先天性心疾患診断におけるMSCT検査の進歩は目覚ましい¹⁻⁶⁾。

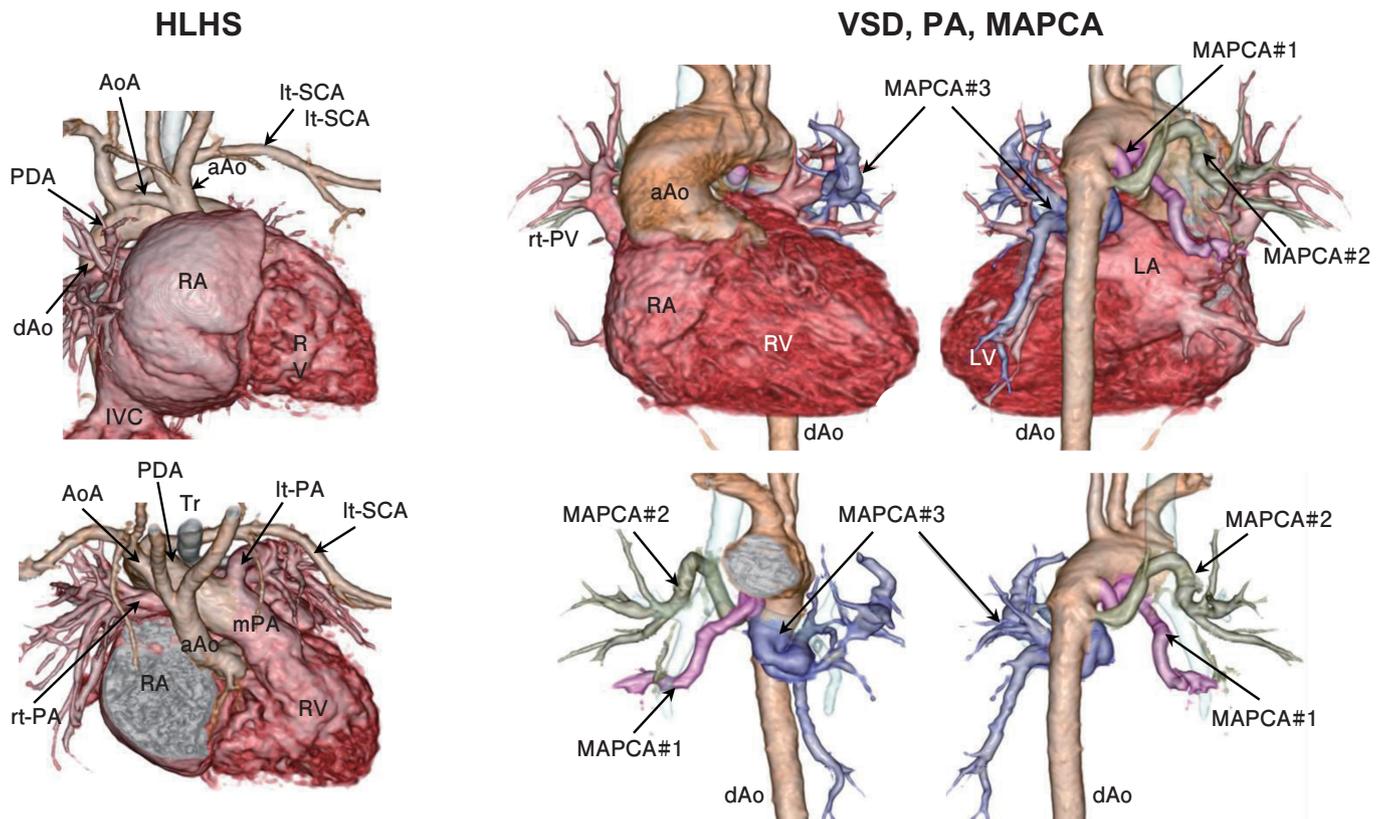
本稿では、これまで我々が経験した先天性心疾患における代表的なMSCT画像を提示するとともに、被ばく低減のための心電図非同期撮影による心室容積の検討、両大血管右室起始における外科手術シミュレーション、光造形法を用いた精密心臓レプリカの作成、剖検心臓のアーカイブ化、そして先天性心疾患領域におけるMSCTの今後の展開について解説する。

MSCTによる先天性心疾患の3次元画像

1. 左心低形成症候群

僧帽弁と大動脈弁が閉鎖もしくは重度に狭窄するために、本来の体心室である左心室がきわめて低形成となる。体血流は単心室である右心室より駆出され、主肺動脈と動脈管を介して全身に供給される。MSCTによる3次元画像は、Nor-

*国立循環器病研究センター小児循環器部
565-8565 吹田市藤白台5-7-1
E-mail: isao@hsp.ncvc.go.jp



(循環器病研究の進歩 2009; 30: 17-25)

図1 複雑先天性心疾患のMSCT3次元画像。

左 (HLHS)：低形成左室，重度大動脈弁狭窄，大動脈縮窄，右大動脈弓，左鎖骨下動脈起始異常を伴った左心低形成症候群の新生児症例。左上図：全体像正面，左下図：右心房上半分を削除し，斜め前上方視して両大血管基部をわかりやすくした画像。
 右：主肺動脈が欠損した肺動脈閉鎖兼心室中隔欠損の6歳症例。上左図：全体像正面，上右図：全体像背面，下左図：心臓と上行大動脈を削除した正面画像，下右図：Cと同じ画像背面像。
 aAo：上行大動脈，AoA：大動脈弓，dAo：下行大動脈，RA：右心房，RV：右心室，LV：左心室，LA：左心房，IVC：下大静脈，It-SCA：左鎖骨下動脈（下行大動脈より起始），MAPCA：主要体肺側副動脈（文献7より転載）。

wood手術（低形成の大動脈と肺動脈を束ねて1本の大動脈とし，肺動脈へは右室もしくは鎖骨下動脈からシャント血管を作成する手術）を行う際に，大動脈および肺動脈の再建に大変有用な3次元情報を提供してくれる（図1左）⁷⁾。

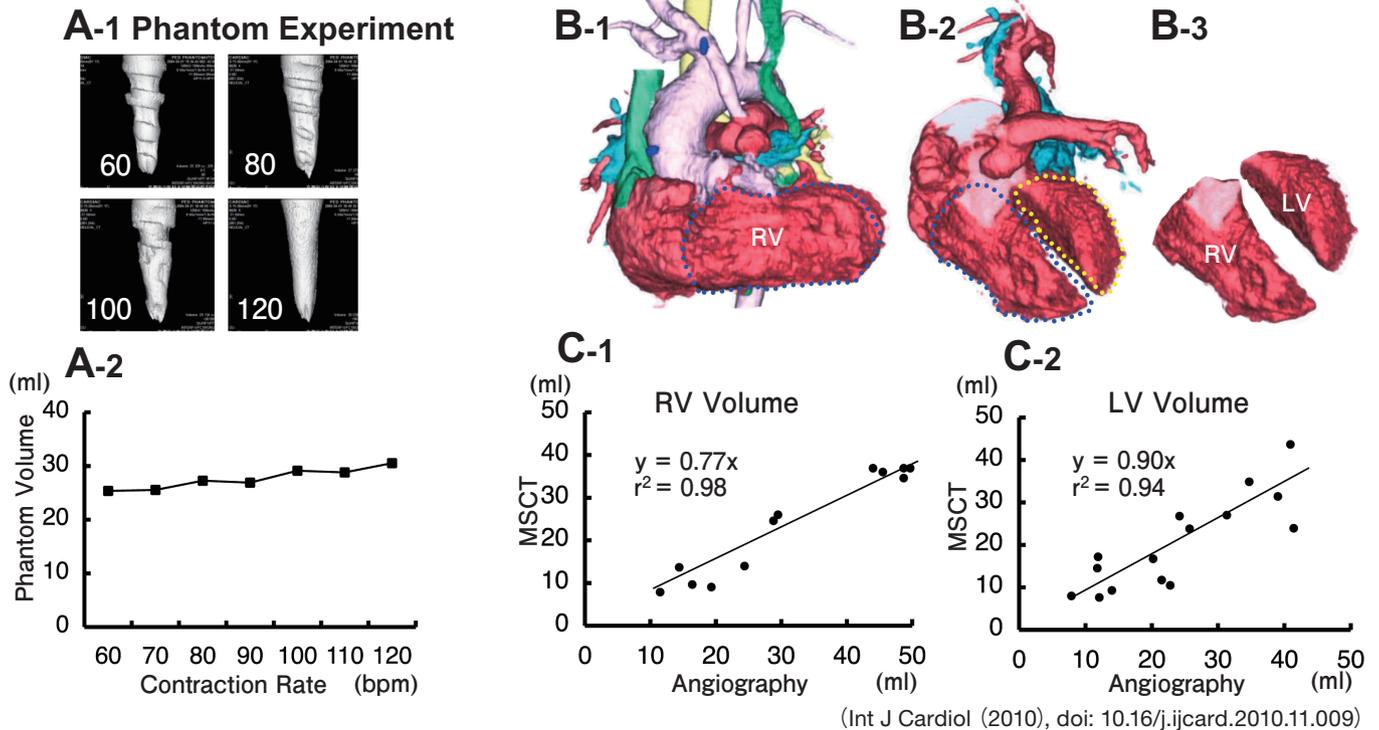
2. 主要体肺側副動脈を伴う肺動脈閉鎖兼心室中隔欠損

ファロー四徴などの左右の肺動脈が低～無形成となるチアノーゼ性心疾患では，肺血流は下行大動脈より起始する主要体肺側副動脈 (MAPCA) により供給されることがある。MAPCAは縦隔内を蛇行して走行することが多く，また気管支と複雑な前後関係を示すため，MSCTが外科治療方針 (unifocalization手術) の決定にきわめて有用となる。束ねられた左右のMAPCAおよび肺動脈は，最終的に人工血管や

心膜ロールを用いて右心室流出路に結合させて手術は完成する（図1右）⁷⁾。

心電図非同期撮影による心室容積の測定

小児のMSCT撮影ではX線被ばくを可能な限り少なくする必要があり，心電図非同期で撮影することが多い。心電図非同期では画質の低下が予想されるが，実際に心拍数の高い新生児の心臓をMSCTで撮影すると，ガントリの回転数と心拍数との関係によっては心電図同期を行ったようなアーティファクトの極めて少ない画像が撮影されることがある。この現象を確かめるために，左室ファントムを使って心拍数を変動させ，16列MSCT (ガントリ回転0.5秒) を用いて撮影し，その形状と撮像された心室容積の関係を検討した⁸⁾。収縮サイ



(Int J Cardiol (2010), doi: 10.116/j.ijcard.2010.11.009)

図2 非心電図同期によるMSCT撮影と心室容積計測。

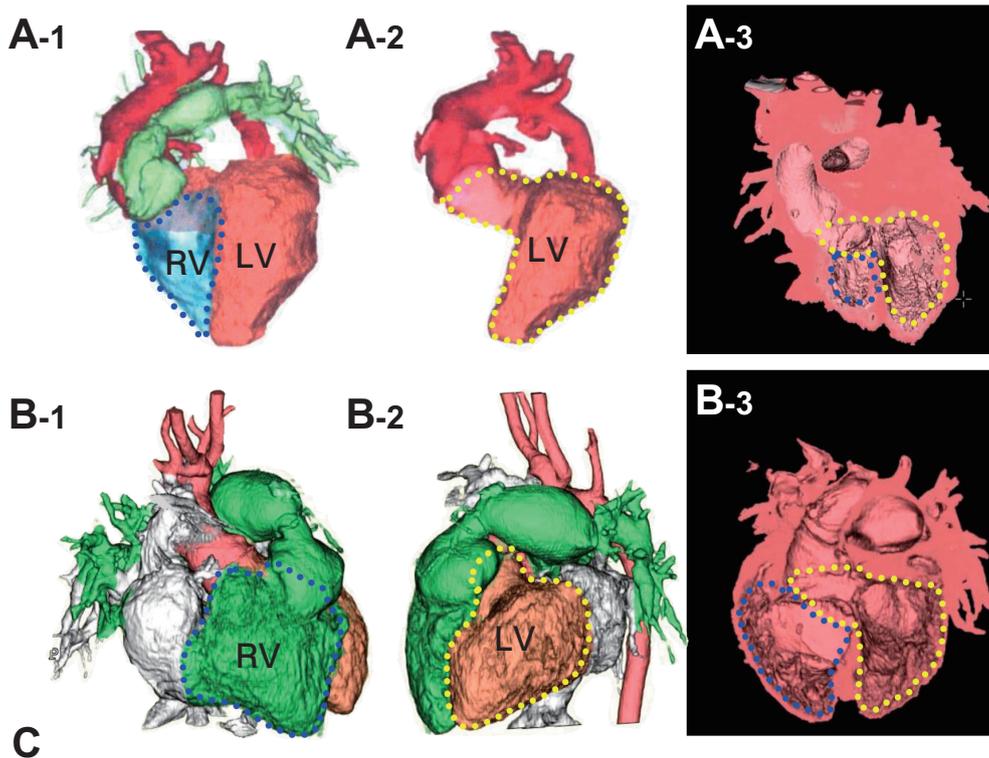
A: 左室ファントムを用いたMSCT画像と容積計測（非同期）。収縮周期を変化させた際のファントムMSCT画像の変化（A-1）および容積の変化（B-1）、ファロー四徴の非心電図同期MSCT画像と左右心室の容積計測（B-2, B-3）。血管造影から求めた心室容積と非心電図同期MSCT画像から求めた心室容積の相関（C-1: 右室, C-2: 左室）。RV: 右室, LV: 左室。（文献8より転載）。

クルが60/分から上昇するに伴い波状のアーティファクトは少なくなり、120/分になるとほぼ円筒状の滑らかな形状を示すようになり、計測したファントム容積も実際の拡張容積38.7 mlに近づく(78.3%)ことが観察された(図2A)。すなわち120/分では1周期がガントリ1回転0.5秒にすべて含まれ、時相の長い拡張期に近い像が撮影されたと考えられる。このように患者の心拍数が早ければガントリ回転数との関係で心電図非同期でも拡張末期に近い画像を撮影でき、心室容積の概算が可能であることが示唆された。

次に実際のファロー四徴の新生児乳児症例により、非心電図同期MSCTで計測した左室右室の容量が血管造影で計測した値と相関するかどうかについて検討した⁸⁾。心拍数が120/分以上の症例でガントリ回転0.5秒のMSCTを用いて心室容積を計測したところ、左心室では $y = 0.90x$ ($r^2 = 0.94$)、右心室では $y = 0.77x$ ($r^2 = 0.98$) ととくに左室において良好な相関関係が得られた(図2B, C)。

両大血管右室起始における外科手術シミュレーション

両大血管右室起始の外科治療では、右室から起始する大動脈と左室の間に膨隆型のパッチもしくは心内導管を用いて心室中隔を閉鎖する必要がある(心室内rerouting)。とりわけ大動脈と肺動脈が完全に右室から起始するnon-committed VSDタイプの両大血管右室起始では、心室内reroutingを行う際に、新たに作成する左室流出路(心室内導管部分)が右心室の容積を狭小化するために2心室修復が行えず、1心室修復(Fontan手術)を余儀なくされる症例がある。この際に、2心室修復もしくは1心室修復にすべきかの判断に、MSCT 3次元画像を用いた外科手術シミュレーションが有用かどうか検討した(図3)⁸⁾。十分な内径のある心内導管を画像データ上で作成し、術後左室容積=術前左室容積+導管容積、術後右室容積=術前右室容積-導管容積として、術後の左右心室の容積シミュレーションを実施した。症例#1(remote VSD)では術前のLV volume = 39.1 ml (62.6%), RV vol-



症例 #1	手術前心室容積	シミュレーション心室容積	
LV	39.1ml (62.8%)	44.4 ml (69.3%)	} 2心室修復の 適応なし
RV	23.1ml (37.2%)	19.4 ml (30.7%)	
症例 #2	手術前心室容積	シミュレーション心室容積	手術後心室容積
LV	34.5 ml (45.4%)	46.2 ml (54.9%)	35.6 ml (55.3%)
RV	40.5 ml (54.6%)	37.9 ml (45.1%)	28.8 ml (44.7%)

(Int J Cardiol (2010), doi: 10.16/j.ijcard.2010.11.009)

図3 兩大血管右室起始における心内修復術の外科シミュレーション。

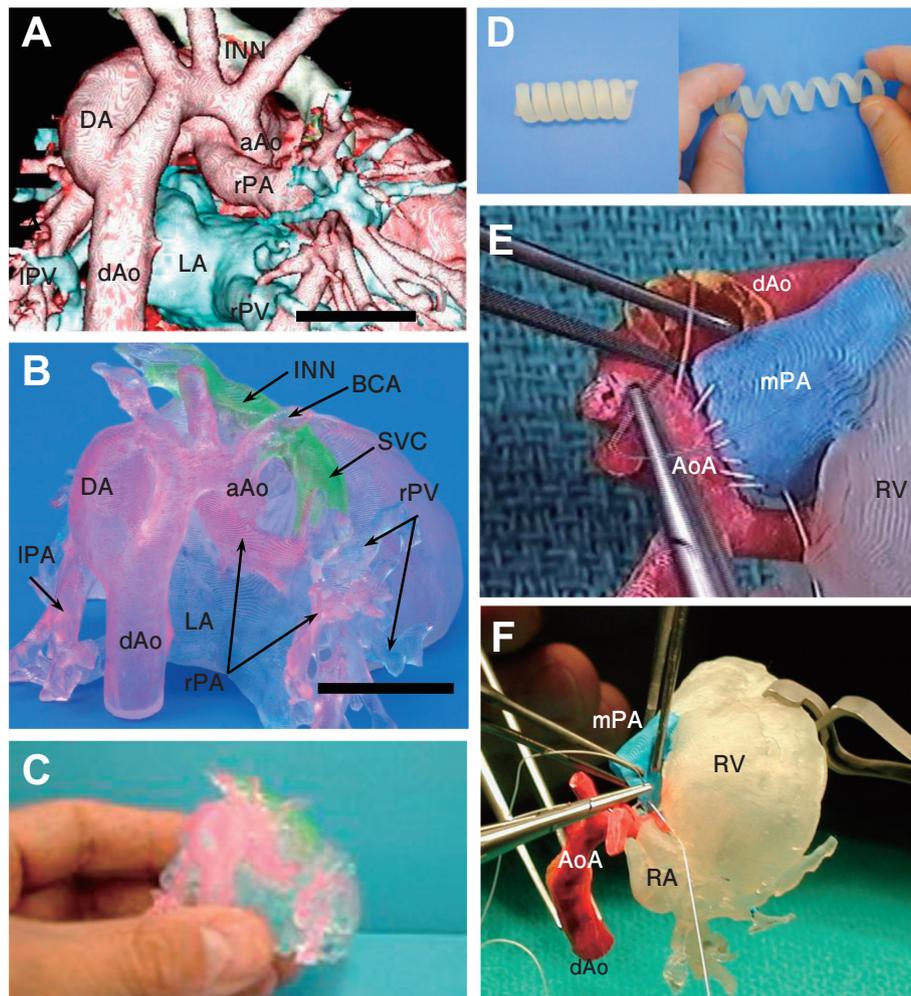
A: remote typeにおける術前 (A-1) 術後 (A-2) の左右心室シミュレーション画像。B: subaortic typeにおける術前 (B-1) 術後 (B-2) の左右心室シミュレーション画像。C: 左右心室の外科シミュレーション容積の変化。RV: 右室, LV: 左室。(文献8より転載)

ume = 23.1 ml (37.2%) であるのに対して、術後のLV volume = 44.4 ml (69.3%), RV volume = 19.4 ml (30.7%) となり、心内導管作成後の右室狭小化が著しいため2心室修復が不可能と判断し、Fontan手術を実施した(図3A, C)。一方症例#2 (subaortic VSD) では、術前のLV volume = 34.5 ml (45.4%), RV volume = 40.5 ml (54.6%) であるのに対して、術後のLV volume = 46.2 ml (54.9%), RV volume = 37.9 ml (45.1%) と、導管設置後もほぼ均等な左右心室容積が得られることが予想され、2心室修復を実施し成功した。その結果、術後のMSCTによる左右心室容積の計測値は、

LV volume = 35.6 ml (55.3%), RV volume = 28.8 ml (44.7%) とほぼ術前のシミュレーション通りの値が得られた(図3B, C)。このように心電図非同期MSCT画像を用いて、兩大血管右室起始の外科治療方針決定のための術前シミュレーションを行うことが可能であった。

光造形を用いた精密心臓レプリカの作成

MSCTやMRなどを用いた3次元画像診断装置の発達により、心臓大血管の3次元画像を任意の角度から立体的に把握できるようになった。しかしながら画面上の心臓と実際の心



(循環器病研究の進歩 2009 ; 30 : 17-25.,
Circulation 2006 ; 113 : e733-e734.,
Eur J Cardiothorac Surg 2010 ; 37 : 302-306.)

図4 光造形法による心臓レプリカの作成.

A : 左心低形成新生児症例のMSCT画像. B, C : 硬性プラスチックによる心臓レプリカ. D : 軟性ウレタンによる柔軟性. E, F : 軟性ウレタン心臓レプリカによる心臓手術シミュレーション.

RV : 右室, RA : 右房, aAo : 上行大動脈, dAo : 下行大動脈, DA : 動脈管, AoA : 大動脈弓, SVC : 上大静脈, INN : 無名静脈, BCA : 腕頭動脈, mPA : 主肺動脈, rPA : 右肺動脈, IPA : 左肺動脈, rPV : 右肺静脈, IPV : 左肺静脈, LA : 左房 (文献7, 10, 11より転載)

臓との間にはまだまだ大きな乖離がある。もし実際に切開縫合ができる心臓精密レプリカを作成できれば、先天性心疾患の複雑な解剖学的異常をより正確に理解できるばかりでなく、術前シミュレーションとして手術手技の向上や、新しい手術手技の開発に大きく役立つはずである。

光造形法とは、コンピューター制御されたレーザー光線を光硬化性液化樹脂にピンポイントに当てて重合させ、立体的に積層することにより3次元画像データから精密レプリカを作成

する技術で、rapid prototypingとして機械部品の試作作業のために開発された。整形外科や脳外科領域において骨補填のシミュレーションとして応用が開始されているが、骨組織とは異なり画像のコントラストの低い心臓血管領域での応用は十分ではない(図4)⁹⁾。

1. 硬性レプリカの作成

まず先天性心疾患のレプリカ作成を光造形の基本技術で

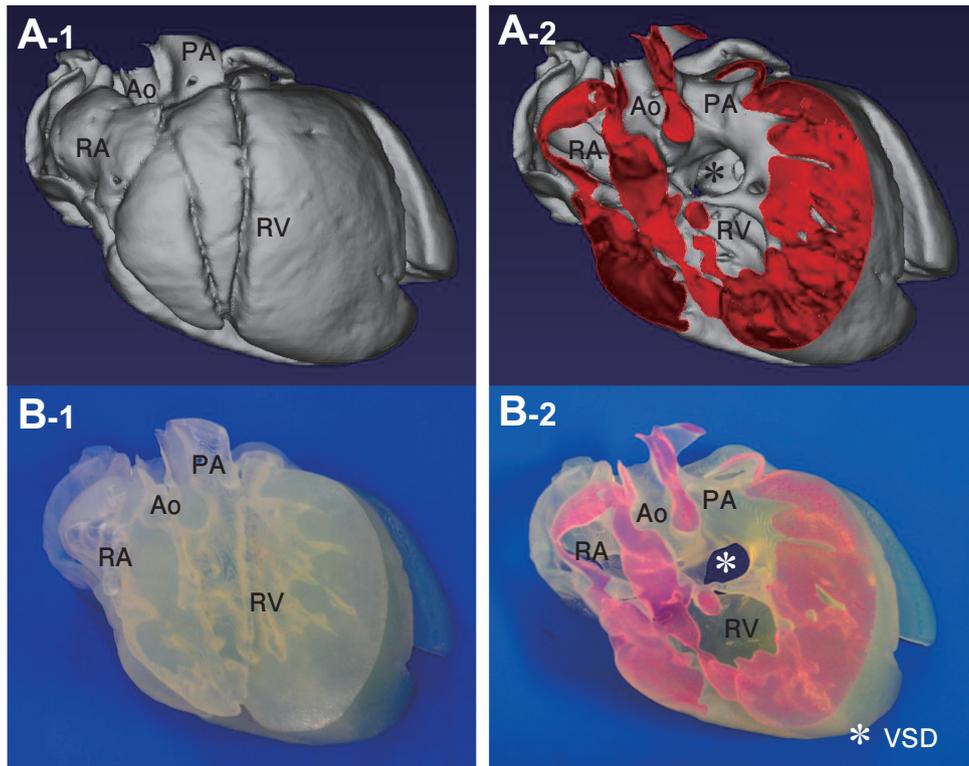


図5 大動脈下室中隔欠損型両大血管右室起始の剖検心のデジタルアーカイブ。
 A-1: 右室側より見たMSCT画像, A-2: 右心室の断面, B-1: 硬性プラスチックによる心臓レプリカの右室表面よりみた画像, B-2: 心臓レプリカの右室断面画像。
 RV: 右室, RA: 右房, Ao: 大動脈, PA: 肺動脈, VSD: 心室中隔欠損。

ある硬性プラスチックを用いて着手した¹⁰⁾。方法として, 1) 診療のために撮影されたMSCT画像データより骨や肺血管などの不必要な画像を除去して心臓大血管のvolume rendering像を作成する, 2) 変換ソフトを用いて画像DICOMデータを光造形用STLデータに変換する, 3) 光造形機器にSTLデータを送り造形を実施する, 以上のステップで行った。約60 μmの精度で造形が可能である。図4A, B, Cは試作した左心低形成の新生児を示した。実物大の精密レプリカを手にとることで, 心臓大血管の複雑な3次元構築が非常に理解しやすくなる。

2. 軟性レプリカの作成

このような硬質プラスチック製のレプリカは, 手術シミュレーターとしては機能しないため, 次に実際に切開縫合が可能な材質でレプリカを作成する必要性が考えられた。そこで軟性の光重合ウレタン樹脂(図4D)を保有する企業を探し出し, 光造形により切開縫合が可能な軟性レプリカ作成が可能

かどうかを試みた¹¹⁾。図4E, Fは左心低形成の新生児のMSCTデータからウレタン樹脂を用いて造形したレプリカを用いてNorwood手術のシミュレーションを実際に行った画像である。心臓大血管の硬さと感触に酷似しているものではないが, 通常の手術器具を用いて切開縫合が可能な, 軟性の精密心臓レプリカを作成することが可能であった。最近ではより心臓組織に感触の近い材料で心臓レプリカを作成することを目的に, 光造形法により心臓の内枠と外枠を作成し, その間に任意の硬度のウレタン樹脂を真空条件下に注入する, 「真空注型法」を併用することにより, 大変細かく, 実物に近い硬度と感触を備えた心臓レプリカの作成を試みている。

3. 剖検心臓のアーカイブ化

先天性心疾患の解剖学的異常を正確に理解する上で, 過去の剖検心臓を手に取り触れることが非常に役に立つ。しかしながら過去の貴重な剖検心臓は多数の人の手により展開操作が加わるとどうしても破損劣化することが避けられない。

剖検心に樹脂を注入して樹脂標本にすることは可能であるが、この方法では同時に多数の複製を作成することができない。最近美術館や博物館が中心となり、絵画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。この概念を参考に、剖検心臓をMSCTで撮影するとともにデジタル化された3次元画像から心臓レプリカを作成し、ライブラリー化する試みを行った^{6,7)}(図5)。

MSCT画像の時間分解能や画像処理の限界のために、現時点では弁や腱索などの細かい組織を完全に再現するには至っていないが、図に示すような両大血管右室起始の小児症例において、心室中隔欠損孔と両大血管の位置関係を再現することが可能であった。このように、剖検心臓に留まらず、術前術後の希少先天性心疾患のMSCT画像をアーカイブ化することができたら、インターネットを通じて誰でもどこからでも画像を参照することが可能となり、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上で治療成績のみならず、患者のQOLの改善に有力な手段となり得ると考えられる。

先天性心疾患におけるMSCT検査の問題点

このようにMSCTの発展は目覚ましく、先天性心疾患の診断と治療において正確で分かりやすい3次元画像を簡単にもたらしてくれるが、解決しなければならない問題点も多い。

1. 時間分解能

従来のMSCTはガントリの回転時間のために時間分解能には限界があるが、小児の先天性心疾患の形態診断では、MSCTは主に縦隔内の大血管や異常血管と気管との関係の情報を得ることが多いので、成人の虚血性心疾患の領域とは異なり、比較的長時間分解能にあまり左右されずに撮影することができる。また被ばくを少しでも少なくするために、大血管や気管の診断を目的とする場合には心電図非同期で撮影が勧められる。ただし冠動脈の形態や心内構造とくに大血管と心室中隔欠損との位置関係などを明らかにしたい場合には、被ばく量が増加することを認知した上で心電図同期撮影を行わなければならない。近年発売されたdual source CT (DSCT)では、2つのX線管球からの同時照射によって90度の回転角度で心臓からのデータ時間が可能である¹²⁾。分解能は83 msまで向上し、成人の冠動脈診断では β ブロッカーの服用なしでも撮影が可能である。また最新式320列Area detector

CT (ADCT)では、スライス巾が0.5 mmのdetectorが320列より構成され、175 msで心臓全体を撮影することが可能となっている¹³⁾。このようにMSCT装置には被ばくの問題や時間分解能に限界があるものの、新しい装置の出現によってこれらの問題は毎年のように改善している。

2. X線被ばく

X線被ばくはCT装置を用いた画像診断の最大の問題点である。特に小児においては成人へのCT検査とは大きく異なり、X線に対する感受性が高い上に平均余命も長く、そのためにすべてを考慮した予想発癌率は成人に比べて高くなることが報告されている¹⁴⁻¹⁶⁾。MSCT検査では簡単な血管造影検査に匹敵する被ばくが発生すると考えられるので、X線被ばくの観点において小児では血管造影検査と同様の位置づけとしての適応を考えなければならない。断層心エコーで診断が確定している症例や、近い時期に血管造影を予定した症例への重複した検査は避けるべきである。MRI検査が十分に可能な年長児の症例ではMRI検査を選択することが薦められる。

まとめ

MSCT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、MSCT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。

文献

- 1) Dillman JR, Hernandez RJ. Role of CT in the evaluation of congenital cardiovascular disease in children. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 192: 1219-1231.
- 2) Spevak PJ, Johnson PT, Fishman EK. Surgically corrected congenital heart disease: utility of 64-MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191: 854-861.
- 3) Leschka S, Oechslin E, Husmann L, Desbiolles L, Marincek B, Genoni M, Prêtre R, Jenni R, Wildermuth S, Alkadhi H. Pre- and postoperative evaluation of congenital heart disease in children and adults with 64-section CT. *Radiographics* 2007; 27: 829-846.
- 4) Shiraiishi I, Yamamoto Y, Ozawa S, Kawakita A, Toiyama K, Tanaka T, Sakata K, Hayano T, Itoi T, Yamagishi M, Hamaoka K. Application of helical computed tomo-

- graphic angiography with differential color imaging three-dimensional reconstruction in the diagnosis of complicated congenital heart diseases. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2003; 125: 36-39.
- 5) 白石公. 監修: 浜岡建城. In: 白石 公, editor. 先天性心疾患におけるヘリカル CT 診断. 東京: メジカルビュー社; 2004.
 - 6) 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.
 - 7) 白石公, 黒寄健一, 山田修, 神崎歩, 鍵崎康治. 小児循環器診療の進歩-MSCT による複雑先天性心疾患の 3 次元画像診断. *循環器病研究の進歩* 2009; 30: 17-25.
 - 8) Shiraishi I, Kajiyama Y, Yamagishi M, Hamaoka K, Yagihara T. The application of non-ECG-gated MSCT angiography in children with congenital heart disease. *Int J Cardiol* (2010), doi: 10.16/j.ijcard.2010.11.009
 - 9) Kim MS, Hansgen AR, Wink O, Quaipe RA, Carroll JD. Rapid prototyping: a new tool in understanding and treating structural heart disease. *Circulation* 2008; 117: 2388-2394.
 - 10) Shiraishi I, Kajiyama Y, Yamagishi M, Hamaoka K. Stereolithographic biomodeling of congenital heart disease by multi-slice computed tomography imaging. *Circulation* 2006; 113: e733-e734.
 - 11) 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* 2010; 37: 302-306.
 - 12) 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: 1409-1415.
 - 13) 近藤千里. MDCT の将来展望: 256 列 CT. *Heart View* 2007; 11: 498-504.
 - 14) Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet* 2004; 363: 345-351.
 - 15) Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007; 357: 2277-2284.
 - 16) 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.