

博士論文

造影 CT 画像からの心臓内腔の 3DCG 立体再構成による
小児心室中隔欠損症診断に関する研究

瀬尾 拓史

造影 CT 画像からの心臓内腔の 3DCG 立体再構成による

小児心室中隔欠損症診断に関する研究

東京大学大学院 医学系研究科 生体物理医学専攻

指導教員 中川 恵一 特任教授

瀬尾 拓史

目次

要旨	7
1. 序文	8
1.1. 先天性心疾患及び心室中隔欠損症 (VSD)	8
1.1.1. 先天性心疾患の疫学と手術における課題	8
1.1.2. VSD の疫学及び分類	9
1.1.3. VSD の位置診断及び心エコーの限界	12
1.2. 先天性心疾患の造影 CT	13
1.2.1. CT 画像を用いた VSD の診断	14
1.2.2. 小児心臓造影 CT の被ばく量	15
1.2.3. CT 撮影における実効線量の考え方	18
1.2.4. 日本での小児心臓造影 CT の実効線量	21
1.2.5. 医療被ばく低減時における画像再構成方法	22
1.3. 先天性心疾患における 3D の活用	25
1.3.1. 3D プリンタによる造形	27
1.3.2. 3D プリンタの問題点	31
1.3.3. 3DCG の利用	33
1.3.4. 3DCG データ作成時の問題点	34

1.4.	Viewtify®及び関連ソフトウェア	36
1.4.1.	プロトタイプ版ソフトウェア	36
1.4.2.	平面ディスプレイ版 Viewtify®	39
1.4.3.	裸眼立体視ディスプレイ版 Viewtify®	42
1.5.	閾値を用いた二値化と低線量 CT との関係	44
1.6.	3D プリンタ出力モデルと 3DCG との比較	46
2.	目的	47
3.	方法	48
3.1.	研究倫理	48
3.2.	利益相反開示	48
3.3.	対象	49
3.4.	CT 撮影方法	52
3.5.	CT 画像再構成方法	52
3.6.	評価者	53
3.7.	評価場所及び使用機材構成	54
3.8.	評価項目	56
3.8.1.	CT 撮影時の推定実効線量	56
3.8.2.	VSD の評価	56

3.9.	VSD 評価手順	59
3.9.1.	前半	60
3.9.1.1.	時間計測開始	60
3.9.1.2.	大まかな心臓内腔の描出	60
3.9.1.3.	断面初期位置の設定	62
3.9.1.4.	最適な断面位置、カメラ位置、閾値の調整	63
3.9.1.5.	位置診断及び時間計測終了	64
3.9.1.6.	VSD の径の計測	64
3.9.1.7.	閾値上限、下限の決定	65
3.9.1.8.	閾値範囲の中点閾値での VSD の径の計測	66
3.9.2.	後半	67
3.10.	解析	68
3.10.1.	VSD の位置診断	68
3.10.2.	VSD の位置診断の時間	68
3.10.3.	VSD の大きさ	69
3.10.4.	アンケート	72
4.	結果	73
4.1.	患者背景	73

4.2.	CT 撮影時の推定実効線量	73
4.3.	VSD の位置診断	75
4.4.	VSD の位置診断の時間	76
4.5.	VSD の大きさ	125
4.6.	アンケート	129
5.	考察	142
5.1.	低線量造影 CT 画像からの 3DCG を用いた VSD の位置診断.....	142
5.2.	位置診断に要する時間と閾値設定	149
5.3.	閾値設定と径の計測との関係	150
5.4.	3DCG で VSD 診断を行うための工夫.....	151
5.5.	従来の CT 読影との違い	152
5.6.	裸眼立体視であることの必要性	153
5.7.	教育ツールとしての有用性	153
5.8.	perimembranous タイプの VSD のサブタイプ診断の曖昧性	154
5.9.	今後の課題	156
6.	結論	159
	謝辞	160
	引用文献	164

要旨

小児の心室中隔欠損症 (Ventricular Septal Defect, VSD) 47 症例に対し、平均推定実効線量 0.24 mSv の低線量心臓造影 CT 画像からリアルタイムに心臓内腔の 3 次元コンピュータグラフィックス (Three Dimensional Computer Graphics, 3DCG) を作成し、裸眼立体視ディスプレイ上で表示・検討することで、1~2 分半程度で 7~9 割以上で VSD の位置診断及び VSD の径の推定を行えることを示した。

本研究により、これまで主に心臓外の血管構造や病変を確認する目的で撮影されていた心臓造影 CT 画像から VSD の位置診断及び径の推定を行えることが示された。

1. 序文

1.1. 先天性心疾患及び心室中隔欠損症（VSD）

1.1.1. 先天性心疾患の疫学と手術における課題

先天性心疾患（Congenital Heart Defect, CHD）とは、心臓や心臓周囲の大血管の生まれながらの構造異常の総称であり、大きくは約 20 種類に [1]、細かくは約 70 種類に分類される [2]。日本では約 100 人の生産児につき 1 人 [1, 3]、世界でも 1000 人中約 6~9 人に発生し [4, 5, 6]、世界共通に概ね同じ頻度で見られる疾患である。

先天性心疾患患者の約 4 人に 1 人が外科的手術を必要とする Critical CHD（CCHD）であるという報告があるが [7]、同じ病名でも個体差が大きいことに加え、複数の先天性心疾患の合併も多く、患者ごとに千差万別の立体構造であるため、手術においてはその立体構造の正確な把握が欠かせない。しかし、新生児や小児の心臓はその拳程度の大きさしかなく [8]、手術では視野が限定され、術者でも十分な観察が容易ではない上に、成人と比較して人工心肺や侵襲性の観点から手術可能な時間も制限されるため、複雑な立体構造を十分に把握するだけの空間も時間も確保出来ないことが多い。多くの制限がある中で手術成績や安全性を高めるためには、手術前に心臓の立体構造を可能な限り細かく把握し、十分な手術計画を立案出来ることが極めて重要である。

1.1.2. VSD の疫学及び分類

先天性心疾患の中でも心室中隔欠損症（Ventricular Septal Defect, VSD） [9]は発生頻度が最も高く、約 20～30%を占める [6, 10]。VSD 単独で発生する場合には、他の先天性心疾患に合併する場合も少なくない。生後 12 か月までに VSD の約 45%が自然閉鎖するとの報告もあるが、その割合は VSD の存在部位によって大きく異なる [11, 12]。外科的手術による欠損孔閉鎖は、自然閉鎖が見込まれない場合や病態などに応じて行われる。

VSD はその存在部位によって分類される。図 1 は右心室の自由壁を外し、右心室の外側から心室中隔を見た様子である。右室流入路には三尖弁（Tricuspid Valve）が、流出路には肺動脈弁（Pulmonary Valve）があり、肺動脈弁下には室上稜（Supraventricular Crest または Crista Supraventricularis）と呼ばれる筋肉の隆起がある。外科的手術による VSD の欠損孔閉鎖には、右心房を切開して三尖弁越しに VSD を確認して行うものと、肺動脈起始部を切開して肺動脈弁越しに行うものとの主に 2 種類のアプローチがある。室上稜よりも肺動脈弁側に VSD が存在する場合には右房切開では VSD を見ることが出来ず、肺動脈起始部からのアプローチとなるため、室上稜は手術アプローチを決める際の重要な解剖である。視野展開のためには右心室を切開し、図 1 のような視野で VSD を直視することが最適であるが、右心室切開は術後の将来的な右心不全や不整脈を誘発する危

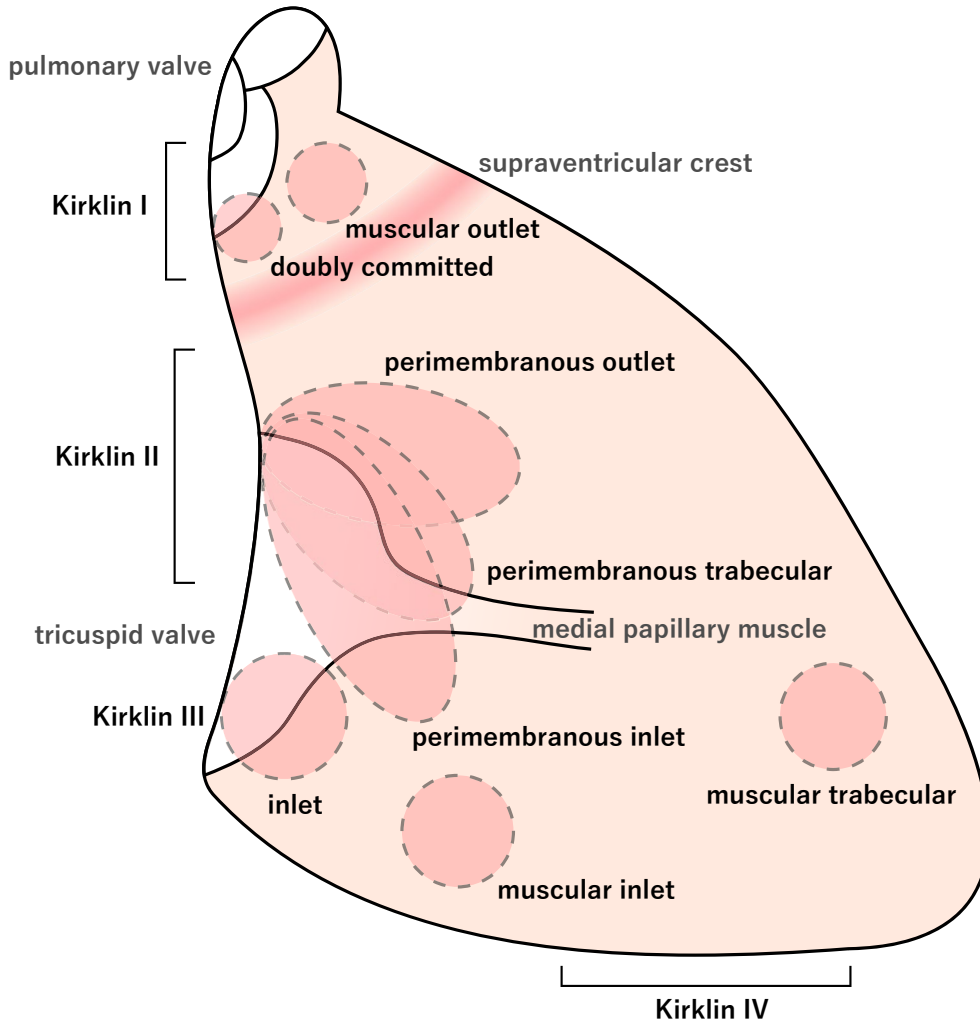


図 1 心室中隔欠損症の分類
 (図は本論文の著者である瀬尾が新規に作成)

険性があるため、心尖部付近の VSD のように右心房切開でも肺動脈切開でも見えないと予想される場合以外は通常行われたい。

VSD はまず、三尖弁輪または肺動脈弁輪に接しているか否かで大きく分類される。これは、弁輪に接していない場合には欠損孔閉鎖の際に針糸を弁輪と VSD との間の筋肉組織に縫い付けることが出来るが、弁輪に接している場合には弁に糸を縫い付けたり、刺激伝導系への縫合を避けるために欠損孔の辺縁から縫

合線を離すなどの必要があり、手術手技が異なるためである。

VSD が弁輪に接していないものは muscular タイプと呼ばれ、部位によって inlet, trabecular, outlet の 3 つのサブタイプに分類される。muscular outlet は室上稜よりも肺動脈弁側にある muscular タイプの VSD、muscular inlet は流入路寄りの VSD であり、それ以外の muscular タイプを muscular trabecular として分類するが、特に心尖部付近に位置する場合には muscular apex と呼ぶこともある。

肺動脈弁輪に接している VSD は doubly committed subarterial タイプと呼ばれる。一方三尖弁輪に接している VSD は、部位によって perimembranous (p.m.) タイプと inlet タイプとの 2 つに分類される。inlet タイプは房室中隔欠損 (Atrioventricular Septal Defect, AVSD) タイプとも呼ばれ、VSD が三尖弁輪に加え僧帽弁輪にも接している。通常、三尖弁は僧帽弁よりも僅かに心尖部寄りに位置し、三尖弁の房室中隔側の付け根と僧帽弁の房室中隔側の付け根との間には中隔が存在するが、inlet タイプではこの中隔が欠損し、三尖弁輪と僧帽弁輪とが同じ高さに位置し、両弁輪に接して VSD が存在する。inlet タイプ以外で三尖弁輪に接する VSD が perimembranous タイプとなる。右心室において、三尖弁輪に接する領域のうち、特に天井側は薄い膜で出来ていることから膜性部 (Membranous Part) と呼ばれ、膜性部の周囲 (peri) に VSD が存在することから perimembranous と呼ばれる。perimembranous タイプの VSD は右心室内に大き

く進展していることがあり、その場合には進展の方向によって inlet, trabecular, outlet の3つのサブタイプに分類される。三尖弁の腱索が繋がる medial papillary muscle (MPM) を基準として、VSD が MPM よりも肺動脈側に広がる場合には perimembranous outlet、尾側に広がる場合には perimembranous inlet、それ以外は perimembranous trabecular と判断されることになっているが、実際には MPM が複数存在する medial papillary complex と呼ばれる状態になっていることも少なくなく、肺動脈や大動脈との位置関係で判断される場合もある。

以上の分類をまとめ直した代表的な分類として Kirklin 分類 [13]及び Soto 分類 [14]があり、日本では東京女子医大分類 [3]が用いられることもある。図 1では例として Kirklin 分類を併記した。この他、2000 年には VSD のデータベース化を目的として統一された分類表記方法も発表されている [15]。

1.1.3. VSD の位置診断及び心エコーの限界

先天性心疾患の診断は通常は心エコーによって行われる。VSD も、存在有無の確認に加え存在位置の診断も通常は心エコーによって行われる [9]。しかし一般的な心エコーでは、ある平面による心臓の一断面しか一度に見ることが出来ず、同じ位置診断であっても、大動脈騎乗や心臓全体の形状、肺動脈の位置など、他の構造物との関係で欠損の具体的な位置には様々な場合があり、VSD 全体の立体的な形状や弁との相対的な立体位置関係を十分に把握することが複数の医

師で確認しても困難なこともある。稀にはあるが perimembranous タイプと muscular outlet タイプとで判断を迷う場合などもある。また、心エコーは一般的に、プローブを当てた体表の正確な位置や角度を検出出来ず、エコー画面のみが静止画または動画として記録されることから、エコー施行者本人以外がエコー画面のみから立体構造を把握することは容易ではない。

1.1.2. VSD の疫学及び分類で述べたように、VSD の存在部位によって手術時の心臓切開の場所や縫合方法が異なるため、術前に VSD の立体構造及び弁との位置関係を把握出来ることは VSD の手術において最も重要であるが、心エコーでは右心房から三尖弁を介して、或いは肺動脈から肺動脈弁を介して VSD がどのように見えるかという術野の再現を行うことは不可能である。

1.2. 先天性心疾患の造影 CT

術前には心エコーに加えて造影 CT 検査を行う場合が多いが、これは心エコーでは確認出来ない心臓外の血管構造や病変の把握を主な目的としており、VSD を含む心臓内部の構造や病変についてはこれまで主に心エコーにて精査及び診断されてきたことから、CT では大雑把な確認しか行われな場合が多い。

2007 年の報告 [16]では、心房中隔欠損 (Atrial Septal Defect, ASD) や VSD など、単純で頻度の高い先天性心疾患は心エコーによる検査で十分であり、CT 画像は心臓外の病変で役立つだろうと示唆されている。2009 年の報告 [17]では、

CT 画像を用いた心臓内部の立体構造の評価の役割は限定されているが、多列検出器を備えた CT (Multidetector-row CT, MDCT) や心電図同期を行う撮影手法が今後発展すれば心臓内部の立体構造把握にも CT 画像が有用となるかもしれないとされている。しかし、2014 年及び 2017 年の報告 [18, 19]においても、心電図同期による CT 画像は心臓外の立体構造把握に優れ、心臓内部の立体構造については CT 画像を用いても重要な追加情報は得られなかったとしている。

但し、VSD を伴う先天性心疾患の 1 つである両大血管右室起始症 (Double Outlet Right Ventricle, DORV) については、VSD、肺動脈、大動脈の相互の位置関係の把握が診断及び治療に極めて重要であることから、CT 画像を用いた心臓内部の立体構造把握に関する研究が多くなされており [20, 21]、2008 年には CT 画像からの 3DCG 立体再構成が DORV における VSD タイプの分類に有用だったと既に報告されている他 [22]、3D プリンタを用いた立体構造把握についても 2015 年に報告されている [23]。

1.2.1. CT 画像を用いた VSD の診断

CT 画像を用いて VSD の位置診断及び径の計測が出来る可能性は 2019 年に報告されている [24]。当該報告では、実効線量約 0.32 mSv の低線量心臓造影 CT 画像に対して多断面再構成 (Multiplanar Reformation, MPR) を行い、再構成された平行な連続スライス何枚かを重ね合わせ、各ピクセルにおいて最も低い CT 値

(各画像ピクセルに記録されている X 線の吸収係数に比例した値であり、単位は Hounsfield Unit, HU) を表示する最小値投影法 (Minimum Intensity Projection, MinIP) によって VSD の位置診断及び径の計測を行い、96.4%で術中診断と一致し、径の計測結果は CT と術中とで有意差は無かったとしている。但し、評価はシニア放射線科医 2 名のみによって行われており、MPR 生成なども含めて位置診断や径の計測に要した時間は示されていない。また、**1.1.2. VSD の疫学及び分類**で述べたように、VSD は術中には弁を介して確認されることが多く、VSD の径の細かい計測は不可能であると考えられるが、術中にどのように計測されたのかも示されていない。さらに、結局は全て平面の CT 再構成画像で評価されているため、VSD の立体的な形状を捉えることは本手法では不可能である。

1.2.2. 小児心臓造影 CT の被ばく量

先天性心疾患の治療では、二期的手術、三期的手術など、複数回に及ぶ手術となることも少なくなく [25]、対応して心臓造影 CT やカテーテル検査などの被ばくを伴う検査が複数回行われることによる累積被ばく量の増加が発癌リスクを上昇につながる [26,27]。同じ実効線量の場合、被ばく時の年齢が低いほど将来の発癌リスクは高くなり [28]、一部の放射線誘発性癌においては成人よりも小児において感受性が高い可能性が示されている [29]。

1.2. 先天性心疾患の造影 CT に示した、CT 画像を用いた DORV に関する 2008

年の報告 [22]では造影 CT の実効線量は 5—7 mSv とあり、これは心臓疾患を持つ小児の累積被ばく量と発癌リスクとの関係を調べた 2014 年の報告 [26]における腹部 CT 撮影の実効線量と同程度である。これは、放射線が人体に与える影響は被ばく量が少なくてもその線量に比例すると仮定した閾値無し直線仮説 (Linear No-Threshold Model, LNT 仮説) に従うとすれば、約 800 人に 1 人の割合で癌を発症するリスク (生涯寄与リスク、Lifetime Attributable Risk, LAR) を有することになる。

一方、仮に心臓造影 CT の実効線量を 0.2 mSv にまで低減出来た場合には、同じ 2014 年の報告 [26]における腹部ポータブル X 線撮影 2 枚分の実効線量と同程度となり、LNT 仮説に従えば癌の発症リスクは約 27,000 人に 1 人の計算となり大幅に抑えることが出来る。

WHO によれば [29]、表 1 に示す通り、1 回あたりの胸部 CT の標準的な実効線量は新生児、1 歳児、5 歳児でそれぞれ 1.7 mSv、1.8 mSv、3 mSv とされており、体格が小さいために成人での 7 mSv と比較すれば少ないが、単純後前 (Posterior-Anterior, PA) 像の胸部 X 線撮影 1 回の実効線量 0.02 mSv と比較した場合、新生児、1 歳児、5 歳児ではそれぞれ胸部 X 線撮影 85 回分、90 回分、150 回分相当の実効線量となる。

表 1 画像検査の標準的な実効線量（[29]より抜粋及び編集）

診断方法	胸部 X 線の撮影 相当回数	自然放射線への 被ばく相当期間	標準的な実効線量 (mSv)
胸部 X 線撮影 (単純 PA 像)			
5 歳児または成人	1	3 日間	0.02
胸部 CT			
新生児	85	8.6 か月間	1.7
1 歳児	90	9 か月間	1.8
5 歳児	150	1.2 年間	3
成人	350	3 年間	7

実効線量とは、各人体組織（臓器）における吸収線量×放射線加重係数×組織加重係数（＝等価線量×組織加重係数）の総和にて求められる数値である。吸収線量とは、放射線がある物質を通過した際に当該物質 1 kg が吸収するエネルギー量であり、J/kg=Gy（グレイ）で表現される。人体の場合には人体の吸収線量が定められている。但し、同じ吸収線量であっても、放射線の種類や人体組織によって人体に及ぼす影響は異なり、これらを考慮するために等価線量及び実効線量が定義されている。等価線量は、放射線ごとに定められた放射線加重係数を吸収線量に掛けた値である。一方、実効線量は、臓器・組織ごとに定められた組織加重係数を等価線量に掛けて総和をとった値であり、全身の被ばく量に相当する。ここで全身の各臓器・組織の組織加重係数の総和は 1 となる。

なお、等価線量も実効線量も単位は J/kg であり Gy で表現可能だが、吸収線

量との違いを明確にするため、Sv（シーベルト）という別単位で表現される。

1.2.3. CT 撮影における実効線量の考え方

CT 撮影における実効線量の指標には、CTDI (Computed Tomography Dose Index、CT 線量指標) 及び DLP (Dose Length Product) が主に用いられる [30]。CTDI とは、CT 台を固定した状態で CT 装置の X 線管が 1 回転したときに、ファントム内に設置された線量計によって測定される線量プロファイル $D(z)$ の、回転軸 (z 軸) に平行な直線に沿った積分値を、1 回転あたりのスライス数 n とスライス厚 T (mm) との積で割った値であり、単位は mGy で表現される。特に長さが 100 mm の線量計を用いて測定された CTDI を $CTDI_{100}$ と表現し、数式 1 で計算される。

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (\text{mGy}) \quad \text{数式 1}$$

小児 CT の $CTDI_{100}$ は、直径 16 cm のポリメチルメタクリル樹脂 (Polymethyl methacrylate, PMMA) 製の円柱型のファントムの周辺部 4 カ所及び中心部 1 カ所の計 5 か所に挿入した線量計の測定結果を用いることが多いが (図 2)、CT 装置メーカーや撮影プロトコルによっては成人の体幹部 CT での $CTDI_{100}$ を計算する際に用いられる直径 32 cm のファントムを用いる場合もある。

ファントム中央部と周辺部とでは吸収される線量が異なるため、重み付けを用いて $CTDI_w$ (Weighted CTDI) を

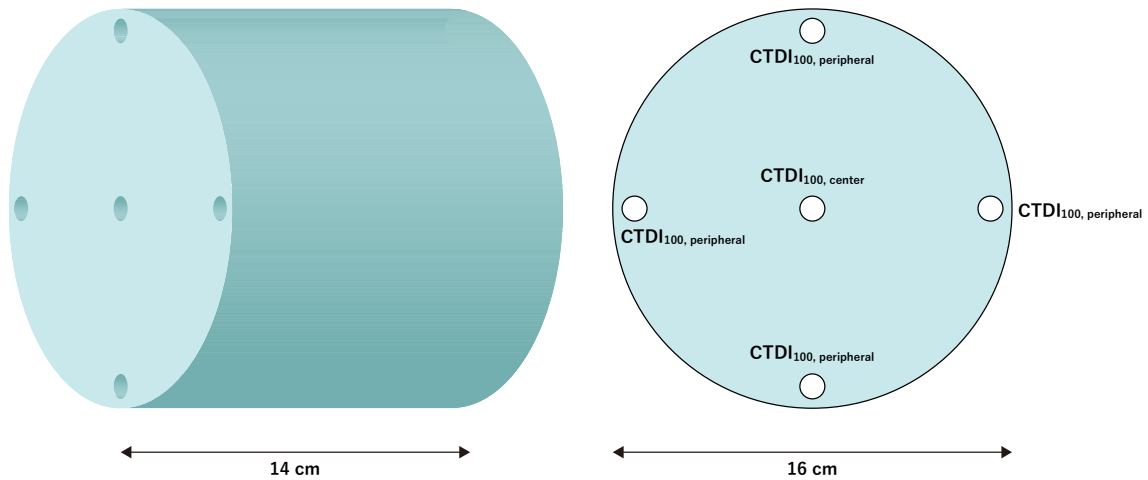


図 2 小児 CT 線量測定用標準ファントムの模式図

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,center} + \frac{2}{3}CTDI_{100,peripheral} \quad (\text{mGy}) \quad \text{数式 2}$$

と定義する。CTDI_{100,peripheral} は図 2 における 4 カ所の CTDI_{100,peripheral} の平均値を用いる。

現在の CT 装置の多くは、X 線管の回転に伴い寝台も動き、X 線管が相対的にらせん状に動くことから、X 線管 1 回転あたりの寝台の移動距離 p mm を 1 回転あたりのスライス数 n とスライス厚 T (mm) との積で割った Pitch Factor (PF)

$$PF = \frac{p}{nT} \quad \text{数式 3}$$

を考慮して CTDI_{vol} (volume CTDI) を

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{PF} \quad (\text{mGy}) \quad \text{数式 4}$$

と定義し、この値が線量評価に使用され、ヘリカルスキャンにおける、ある1点あたりの吸収線量を意味する。

これにCT撮像範囲（cm、z軸方向の長さ）を考慮したものがDLPであり、

$$DLP = CTDI_{vol} \times scan \ length \quad (\text{mGy} \cdot \text{cm}) \quad \text{数式 5}$$

で定義される。

このDLPから換算係数k ($\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$)を用いて、当該CT検査における実効線量（Effective Dose, ED）を

$$ED = k \times DLP \quad (\text{mSv}) \quad \text{数式 6}$$

で推定する。小児の胸部CTにおける換算係数kは2010年 [31]の報告にて表2のように定められている。

表2 管電圧80 kVにおける32 cmファントムの場合の換算係数k ($\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$) （ [31]より抜粋及び編集）

検査部位	0歳児	1歳児	5歳児	10歳児	成人
胸部	0.0823	0.0525	0.0344	0.0248	0.0147

1.2.4. 日本での小児心臓造影 CT の実効線量

医療被ばく研究情報ネットワーク (Japan Network for Research and Information on Medical Exposures, J-RIME) による国内での調査 [32]に基づく日本での小児胸部 CT における 2020 年時点での診断参考レベル、及び数式 6 と表 2 に基づいて計算した推定実効線量は表 3 の通りである。

表 3 32 cm ファントムの場合の
日本における診断参考レベル ([32]より抜粋及び編集)

胸部 CT	0 歳児	1~5 歳児	5~10 歳児	10~15 歳児
CTDIvol (mGy)	3	4	6.5	6.5
DLP (mGy·cm)	70	95	175	230
推定実効線量(mSv)	5.76	4.99	6.02	5.70

推定実効線量は 0 歳児、1 歳児、5 歳児で、それぞれ WHO の基準値 (表 1) の 3.4 倍、2.8 倍、2.0 倍であり、CT 画像を用いた DORV に関する 2008 年の報告 [22]における実効線量とほぼ同等であることから、約 800 人に 1 人の割合で癌を発症するリスクを有することとなり、小児に対する心臓造影 CT 撮影における被ばく量低減の意識は残念ながら薄いと言わざるを得ない。要因の 1 つとして、日本は人口 100 万人あたりの CT 保有台数が 112.3 台と世界で最も多く、2 位のオーストラリアの約 1.7 倍であり [33]、CT 検査時における被ばく量の低減

の考え方が普及し始める前から既に CT 装置が国内に浸透しており、被ばくへの意識が古いままであることが考えられる。

また、中国、日本、韓国、タイ、及びインドネシアのアジア 5 개국 8 施設における 2014 年に撮影された小児心臓 CT を調査した研究 [34]では、推定実効線量の平均値が体重 5 kg 未満、5~10 kg 未満、10~20 kg 未満、20~40 kg 未満でそれぞれ 1.7 mSv、1.8 mSv、1.5 mSv、2.5 mSv であり、日本における診断参考レベル (表 3) のどの推定実効線量よりも低く、日本での低線量化の遅れがここからも伺える。

1.2.5. 医療被ばく低減時における画像再構成方法

CT 撮影では X 線管の回転と同時に、X 線管の対側に設置された検出器も回転する。検出器によって検出されたデータから連続断面像を再構成する必要があり、これを画像再構成と言う。従来、画像再構成方法としてフィルタ補正逆投影法 (Filtered Back Projection 法、FBP 法) が用いられてきたが [35]、2009 年に逐次近似画像再構成法 (Iterative Reconstruction 法、IR 法) [36]が FDA に初めて承認された [37]。実効線量は CT 撮影時の放射線量を減らすことで低減されるが、FBP 法では放射線量を $1/n^2$ 倍にすると再構成画像のノイズ量が n 倍となる関係があり [38]、放射線量を $1/4$ にすればノイズ量は 2 倍となり、画質の低下が画像診断の妨げとなる。一方 IR 法は CT 装置メーカーごとに実装方法は異なるが [37]

39)、同じ放射線量で比較した場合に FBP 法よりも大幅なノイズ低減が可能であるため [40, 41]、特に低線量 CT 領域において普及が進んでいる [39]。

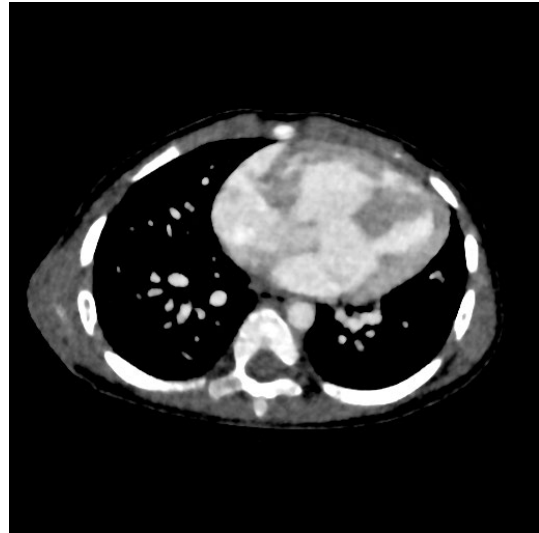
IR 法は FBP 法よりも画像再構成に時間がかかるため [37]、IR 法と FBP 法とを組み合わせることで画像再構成時間の削減と画質向上とを目指す Adaptive IR 法 (AIR 法) も現在では臨床応用されており [42]、これと区別するために IR 法単独による画像再構成を Model-based IR 法 (MBIR 法) と呼ぶ。

図 3 は、東京大学医学部附属病院にてキャノンメディカルシステムズ株式会社の 320 列 CT 装置である Aquilion ONE™ / ViSION edition で撮影された造影 CT 画像であり、DORV 患者の同じスライスである。(a)が AIR 法 (再構成条件: FC04, AIDR (Adaptive Iterative Dose Reduction) 3D enhanced strong)、(b)が MBIR 法 (再構成条件: FIRST (Forward Projected Model-based Iterative Reconstruction Solution) , CARDIAC strong) によるものである。

MBIR 法では AIR 法と比較して画像のノイズが大幅に低減されていることが視覚的にも明らかである。なお、図 3 の CT 画像は $CTDI_{vol} 0.5 \text{ mGy}$ 、 $DLP 6.2 \text{ mGy}\cdot\text{cm}$ にて生後 98 日に撮影されており、数式 6 及び表 2 を用いると推定実効線量は $0.0823 \times 6.2 \doteq 0.51 \text{ mSv}$ となる。これは WHO の指針として示されている実効線量 (表 1) の $0.51 / 1.7 \doteq 1/3$ であり、日本の診断参考レベル (表 3) の $0.51 / 5.761 \doteq 1/11$ の低線量造影 CT である。



(a) AIR 法



(b) MBIR 法

図 3 再構成方法の違いによる DORV 患者の同じスライスでの画像の違い

参考として、本研究の共同研究施設である神奈川県立こども医療センターにて通常撮影されている小児心臓造影 CT 画像の 1 例を図 4 に示す。

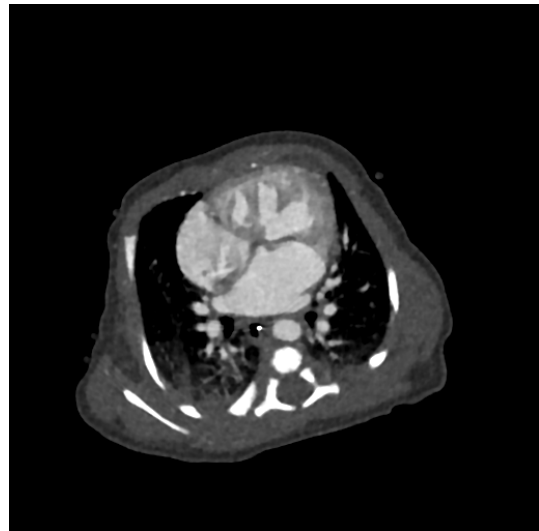
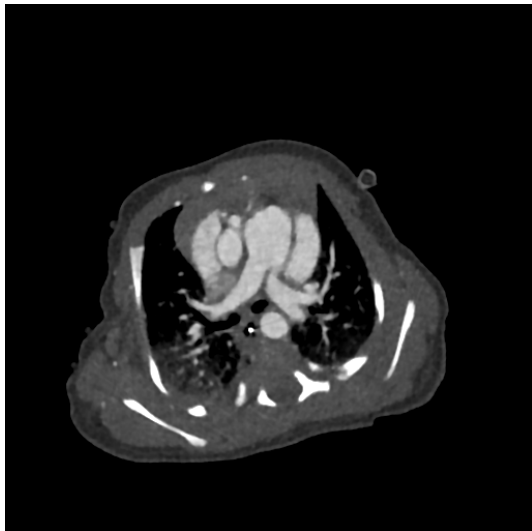


図 4 神奈川県立こども医療センターにおける DORV 患者の心臓造影 CT 画像の例 (MBIR 法)

生後 1 日で撮影された DORV の画像であり、図 3(b)と同様、MBIR 法（再構成条件：FIRST, CARDIAC strong）にて生成されている。画像のノイズは少ないが、CTDI_{vol} 4.9 mGy、DLP 58.68 mGy・cm であり、推定実効線量は 4.83 mSv となる。日本における診断参考レベル（表 3）よりは少ないが、WHO の基準（表 1）の約 2.8 倍、東京大学医学部附属病院の図 3 の症例の実効線量の約 9.5 倍である。このように、日本国内では施設ごとに実効線量に大きな開きがある。

1.3. 先天性心疾患における 3D の活用

1.2. 先天性心疾患の造影 CT で述べたように、手術を要する先天性心疾患では術前に造影 CT が撮影されることが多いが、VSD を発症している場合が多いため、正常の心臓とは異なり造影剤が VSD（または ASD）を通じて右心系と左心系との双方に同時に流れ、心臓内腔全体が概ね均一に強調された状態で撮影されるという特徴がある。また、造影 CT 撮影時に体重 1 kg あたりに投与される造影剤のヨード量（mgI/kg、mgI は mg Iodine でヨード量を表す）が東京大学医学部附属病院では成人、小児でそれぞれ 266.4 mgI/kg、600 mgI/kg であり、成人の 2.6 倍であることから、周囲とのコントラストがよりはっきりした状態で撮影される。DORV では必ず VSD を伴っているため、図 3、図 4 においても心臓内腔全体が概ね同じような CT 値を有しており、画像では右心系、左心系のどちらもほぼ同じ色として表現される。周囲とのコントラストがはっきりしているた

め、閾値を用いた二値化という古典的な手法によって CT 画像から心臓内腔領域（及び血管領域）を概ね抽出することが出来る。

ここで、CT 画像における閾値を用いた二値化とは、CT 画像の各ピクセルの CT 値が、ある特定の CT 値（閾値）よりも高いか低いかで二種類に分類（二値化）することである。図 5 は図 3 (b)を様々な閾値によって二値化した結果であり、閾値よりも高い CT 値を持つ領域が赤く塗りつぶされている。閾値が高ければ図 5(a)のように主に骨が抽出され、閾値が低ければ図 5(c)のように空気の領域が残り、体内においては肺及び気管・気管支をある程度抽出することが出来る。図 5(b)のように、ここでは閾値 230 HU 前後で骨、心臓内腔及び血管が概ね良好に抽出されている。

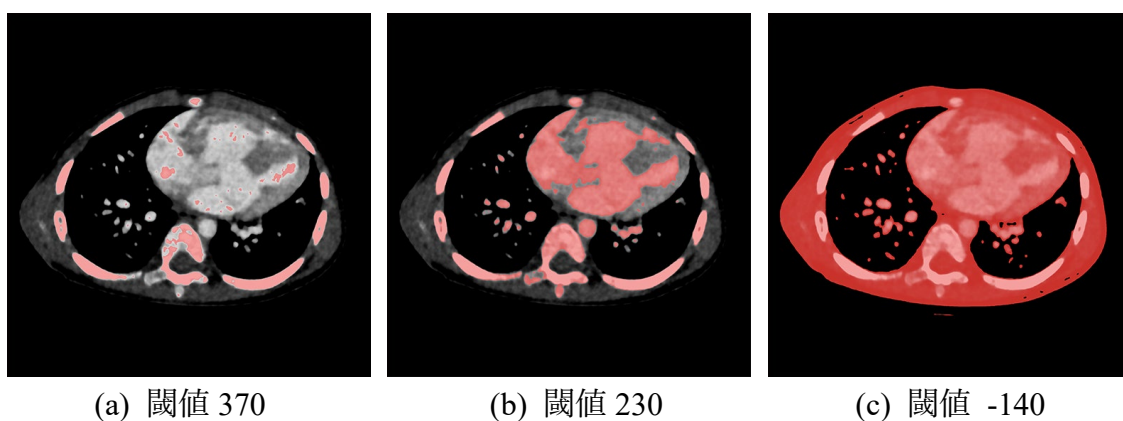


図 5 図 3 (b)の画像を様々な閾値で二値化したもの

一般的に医用画像処理の分野において、CT 画像や MRI 画像からの目的臓器

の抽出を閾値による二値化のみで実現することは難しく、心臓領域では標準的な臓器形状を参考に行うものや [43, 44]、近年では深層学習を用いた手法も多く発表されているが [45, 46, 47]、先天性心疾患は症例ごとに立体構造が大きく異なることから標準的な臓器形状を定義することが難しく、深層学習も容易ではない。しかし、造影剤を用いることで心臓内腔全体が均等に近い状態で周囲より高い CT 値となることから、現在でも閾値を用いた二値化が積極的に用いられる場合が多い。また、閾値を微調整することで細い血管の表示やノイズ除去をその場で直感的に行えることも、閾値が多用される要因の 1 つである。

一方で心臓は横隔膜や大胸筋と一部接しているが、いずれも筋肉であり、CT 画像においてそれぞれの CT 値の差はそれほど大きくない。そのため閾値を用いた心臓内腔の抽出は概ね行えるものの、心臓外観については周囲の筋肉と一塊となって抽出されてしまう。しかし、術中は心臓内腔を覗き込んで各処置を行うことから、特に術前の立体構造把握を目的とした場合には心臓内腔の立体構造が分かれば臨床的には十分有意義である。

1.3.1. 3D プリンタによる造形

近年では、造影 CT 画像または MRI 画像から閾値を用いて抽出した心臓内腔を 3D プリンタによって出力する試みが多く行われている [48, 49, 50, 51, 52, 53]。

アメリカ国立衛生研究所 (National Institutes of Health, NIH) は 2014 年に 3D プリ

ンタ用の各種データを集めた NIH 3D Print Exchange を立ち上げ [54]、先天性心疾患の 3D プリンタ用データも複数公開されている [48]。

閾値による臓器抽出には、Materialise 社の Mimics® [55]や 3D Systems 社の D2P® (DICOM to PRINT) [56]の他、無料のオープンソース 3次元画像解析ソフトウェアである 3D Slicer [57]や医用画像可視化ソフトウェアである OsiriX™ [58]など多くの選択肢がある [59]。抽出された領域の境界に境界面を生成することにより、3D プリンタ出力用の 3DCG データとなる。図 6 は神奈川県立こども医療センターにおいて Mimics® inPrint を用いて図 4 の症例から閾値によって心臓内腔を抽出して作成された 3DCG である。

この 3DCG は心臓内で血液が充満している「空間」であり、実際にはこの領域の周囲に心臓内壁（心筋）が存在する。心臓内腔の立体構造を把握するためには、図 6 の閉空間を反転させ、空間を空間として表現し、空間の外側に壁を作る必要がある。最も直感的には、それぞれの血管の入口または出口を切断し、空間の外側と内側とを交通させた上で、血管の切断箇所から心臓内腔を覗き込んだり、或いは心臓内腔の表面を切開または切断して内部を観察すれば良いが、厚みのない面で構成される 3DCG データでは 3D プリンタ出力を行うことが出来ない。3D プリンタを用いて現実空間に存在できるモデルにするためには、その立体構造を保てるだけの厚みが必要不可欠である。

そこで現実的な対処法として、図 7 のように心臓内腔の表面データの外側に強制的に数 mm の厚みを持たせた構造を生成し、心臓内腔をくり抜いた 3DCG データを作成する手法が一般的に用いられている。ある程度の厚みを持つ疑似的な心臓外壁を作ることによって心臓内腔が表現され、3D プリンタ出力可能なデータとなる。

図 8 はこの心臓内腔データを原寸大で 3D プリンタ出力したものである。但し、3D プリンタ出力された模型を綺麗に切断して断面生成を行うことは極めて難しいため、通常は 3D プリンタ出力を行う前に断面データを予めコンピュータ上にて作成し、その断面データを出力したものを用いる。

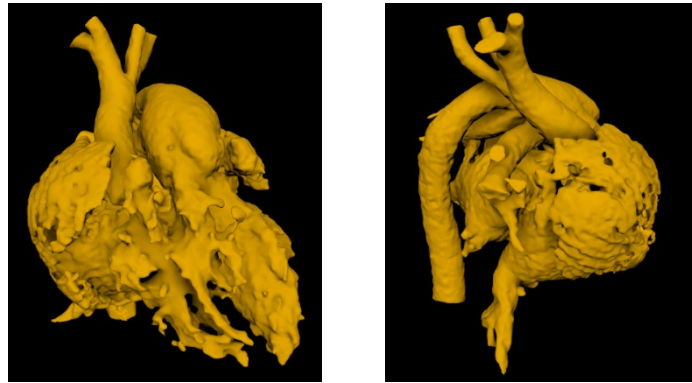


図 6 図 4 の一連の CT 画像から閾値によって抽出された心臓内腔の表面

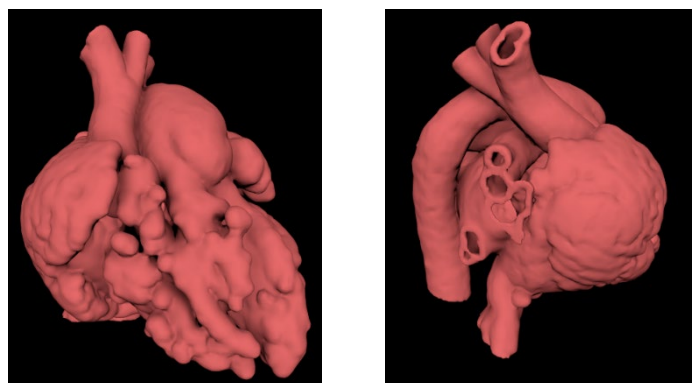


図 7 図 6 の心臓内腔の表面の外側に若干の厚みを付けて心臓内腔をくり抜いた 3DCG モデル



図 8 図 7 の 3DCG モデルを予め特定の平面によって切断した上で実物大にて 3D プリンタ出力を行ったもの

1.3.2. 3D プリンタの問題点

個々の先天性心疾患患者の造影 CT 画像から作成された 3D プリント模型は、患者説明の手段の 1 つとして、または医師が模型に触れながら観察したり、手術器具が臓器と適合するかどうか、組織同士が縫合出来そうな距離関係にあるかどうかなどを柔らかい 3D プリント素材で出力された模型を用いて検証する際などに有用であるが [60]、複雑な立体構造の把握という観点からは複数の課題もある。その最大の課題は、心エコーではプローブを様々な位置や角度にして多くの断面を生成するのに対し、3D プリント模型は一度切断或いは切開してしまると、元に戻したり微調整を行ったりすることが出来ない点である。

立体構造を詳細に理解するためには、観察者が様々な位置で自由に断面を生成したり、少しずつ位置を変えながら部分切開を何度もやり直すなど、自由な試行錯誤が出来ることが理想だが、3D プリント模型は現実空間に出力された物理的な模型であるため、やり直し操作を行うことが出来ない。心エコーで明らかなように、切断面は数 mm 或いは数度ずれただけで見え方が大きく変わることも少なくなく、3D プリント模型にて切断面の微調整が出来ないことは立体構造把握の上で大きな欠点である。

また、3D プリンタ出力後は模型として固定されており、閾値調整に相当する操作を後から行うことは出来ない。先天性心疾患の造影 CT では造影剤が心臓内

腔全体に流れ込みやすいとは言え、右心系と左心系とを抽出するための最適な閾値が必ずしも同じではないことも多い。また、例えば冠状動脈のように細い血管を抽出したい場合には閾値を下げる必要があるが、閾値を下げることで別の場所にノイズが発生したり、本来離れているはずの近接している組織が融合して穴が空いてしまうなど、単一の閾値で心臓内腔及び血管全体を十分に抽出することは通常は困難である。そのため、3D プリント出力を行うためには、部位によって異なる最適な閾値による抽出結果を矛盾の無いように繋ぎ合わせるなどの工程が必要となり、3DCG データ作成に時間を要する大きな原因の 1 つとなる。

さらに、3D プリント出力後はもともとの CT 画像からは完全に切り離された模型として存在するため、模型の特定の箇所が CT 画像のどの部分に対応するか、或いは CT 画像の特定の箇所が模型のどの部分に対応するかを間違いなく確かめることは不可能である。

臨床現場においては、3D プリントを用いて出力された臓器模型の扱いや保管場所、管理方法が課題となることもある。造形物として出力した以上、その保管には物理的な場所を要するが、保管場所の確保の他に、各模型と患者との対応付けや、保存義務の適用となる医療情報に該当するのかなど判断が悩ましい場合も多い。

その他、3D プリンタのプリント速度は年々短縮されているものの、現状では先天性心疾患の小児の心臓程度の大きさでも出力に 7~10 時間近くかかり、プリントに失敗することも少なくなく、CT 検査後から模型完成までの待ち時間を無視出来ない [61]。今後プリント速度が大幅に短縮されたとしても、断面の変更や閾値の微調整を出力後に行うことは物理的に不可能であり、3D プリンタの限界と言える。

1.3.3. 3DCG の利用

3D プリンタが普及し始める以前から、閾値によって造影 CT 画像から心臓内腔及び血管を抽出し、立体再構成された 3DCG データをコンピュータ画面上で 3DCG として表示することで活用する試みは多く行われており [16, 62]、臨床現場で普及している一般的な医用画像可視化ソフトウェアであれば少なくとも最低限の 3DCG 可視化は概ね可能であり、図 9 のように日常診療でも既に活用されている。

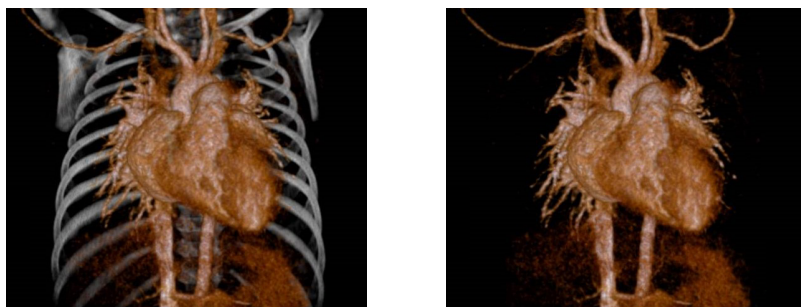


図 9 東京大学医学部附属病院における心臓造影 CT 画像からの 3DCG 再構築の例

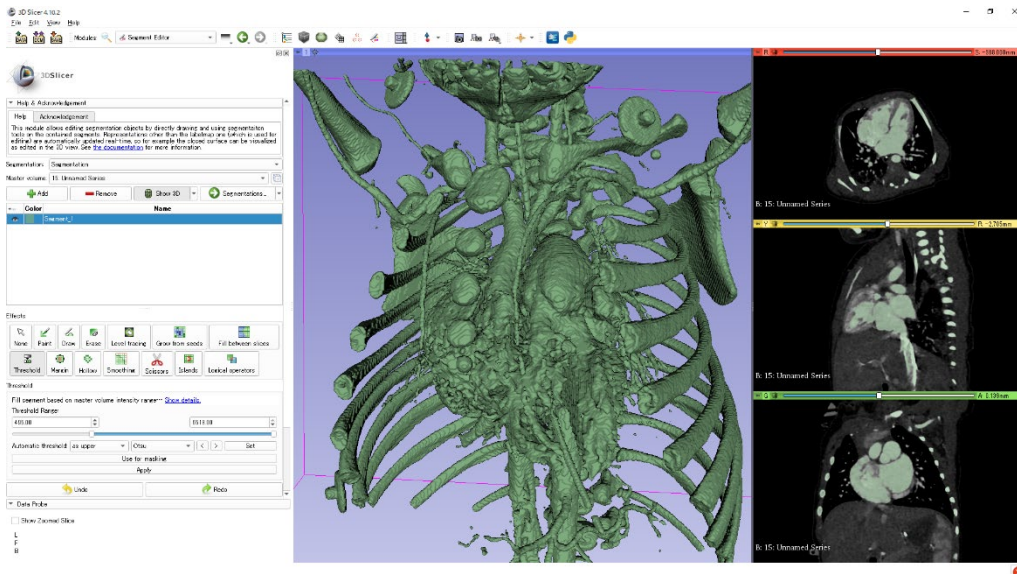
但し、東京大学医学部附属病院では断面を生成して心臓内腔を観察出来る 3DCG は生成されておらず、**1.2. 先天性心疾患の造影 CT** で述べたように心臓外部の血管構造や病変の把握のための補助画像として用いられている。

なお、3D プリンタ出力をする際には、出力するための 3DCG データが必要不可欠であることから、**1.3.1. 3D プリンタによる造形**で挙げたソフトウェアでも 3DCG データの可視化は可能である。

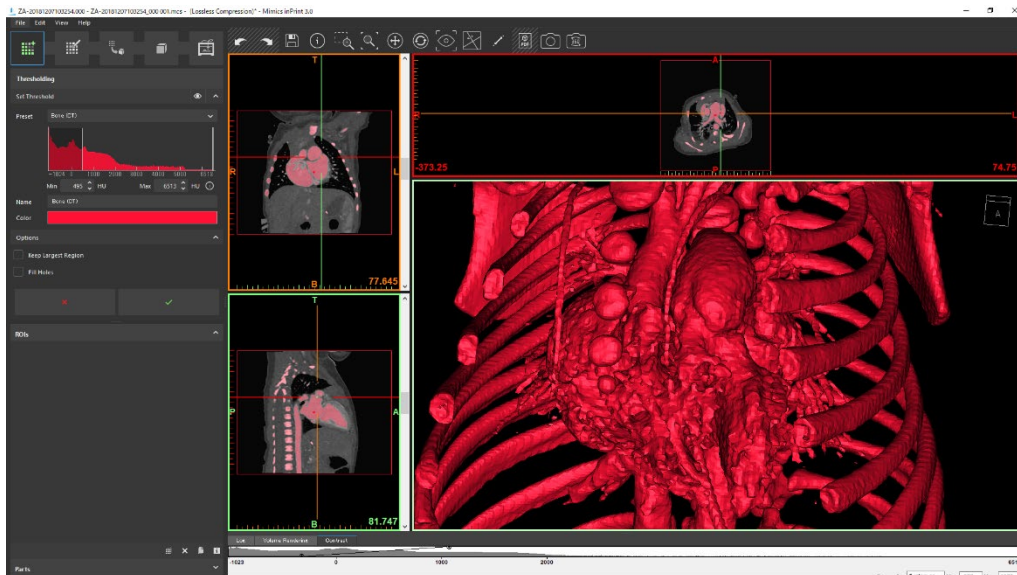
1.3.4. 3DCG データ作成時の問題点

CT 画像から閾値を用いて心臓内腔及び血管の 3DCG データを作成する場合、既存のソフトウェアでは閾値をある値に設定してから 3DCG データが生成されるまでに短くても 1 秒、通常は数秒～10 秒程度を必要とする。閾値を変更する度に、3DCG データが生成されるまで画面が一時的に固まるため、閾値による 3DCG データの変化をリアルタイムに確認することが出来ない（図 10）。

また、断面生成を行う場合、既存のソフトウェアでは閾値は固定されている必要があり、断面を固定した状態で閾値のみを変更したい場合、断面表示を解除した上で閾値の変更からやり直す必要がある。断面生成そのものもリアルタイムでは行えず待ち時間を要するため、適切な閾値且つ適切な断面での 3DCG データを作成するまでに、表示されるまでの待ち時間のみで累積 10～30 分程度となることも多く、極めて非効率である。



(a) 3D Slicer



(b) Materialise Mimics® inPrint

図 10 既存ソフトウェアでの閾値変更による 3DCG 可視化の例

- (a) 閾値を変更した後「Apply」ボタンを押すことで初めて閾値の更新が 3DCG に反映される。計算はリアルタイムではなく、早くても 1 秒程度の待ち時間を要する。
- (b) 閾値をドラッグしてマウスボタンを離すか、或いは値を入力し終わると 3DCG の更新が開始される。早くても 1 秒程度の待ち時間を要する。

1.4. Viewtify®及び関連ソフトウェア

1.4.1. プロトタイプ版ソフトウェア

本論文の著者である瀬尾は、自身が代表取締役社長を務める株式会社サイアメントにて2018年に神奈川県立こども医療センターと共同で、図6及び図7のように生成された3DCGデータをiPadまたはコンピュータ上でリアルタイムに回転、平行移動、拡大縮小して表示可能な上で、任意の平面による断面をリアルタイムに生成し、回転及び平行移動可能なソフトウェアを開発した [63]。

図11は、3Dプリンタ出力用に生成された図7の3DCGデータを本ソフトウェアにて、図8とほぼ同じ角度及び断面で表示したもの、及びソフトウェア操作の様子である。

3Dプリンタ出力モデルでは、心臓内腔を見ても血管分岐の様子などが影になっ
て見えづらいが、3DCGでは敢えて影を非表示にしたり、輪郭に近い領域を明るくするなど、現実では不可能な光の当て方や着色、コントラストなどの表現手法を適用することにより、奥深い部分でも影にならずにはっきりと見えるようにしたり、全体として現実よりも見やすく、立体感覚を掴みやすいように工夫することが出来る [64]。

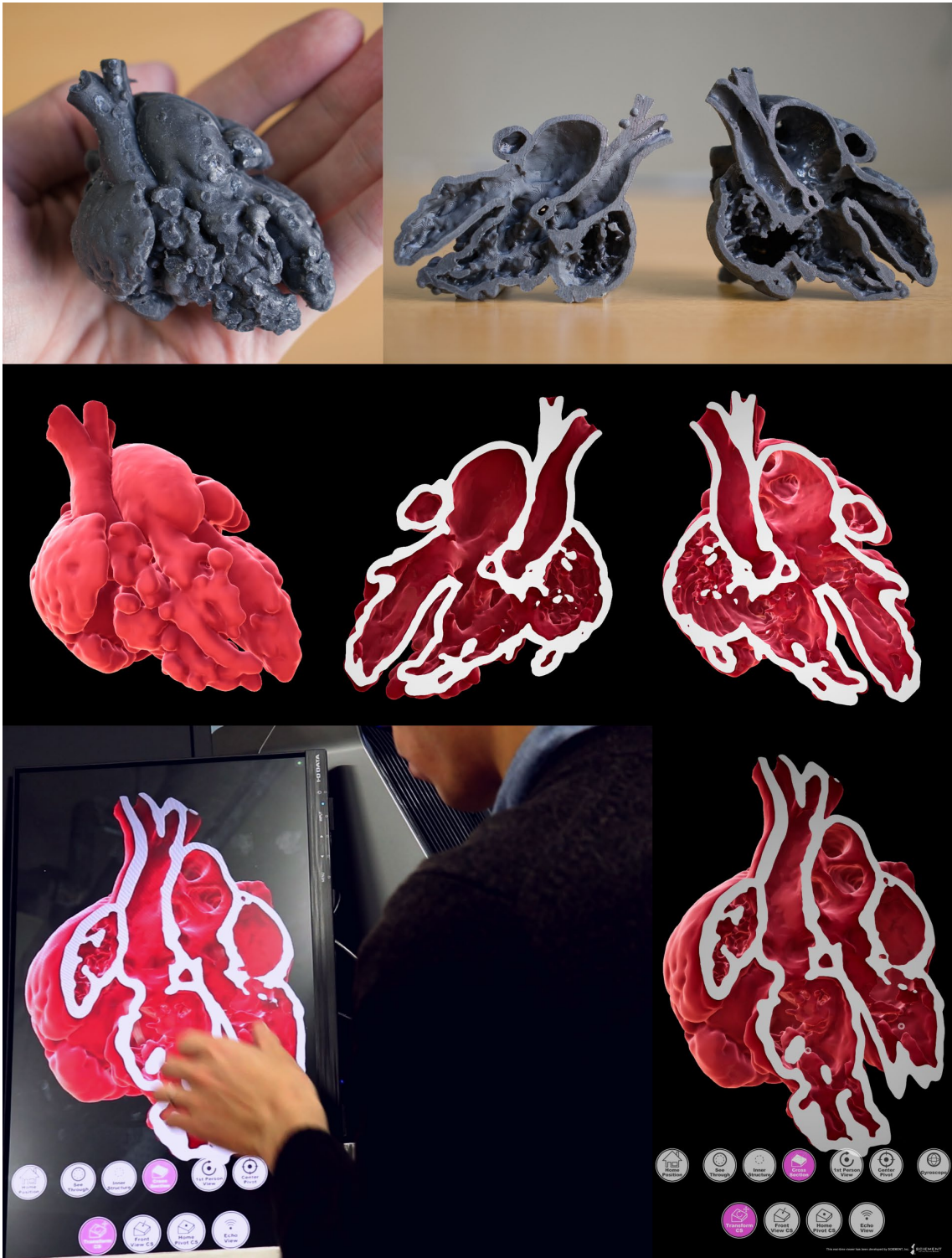
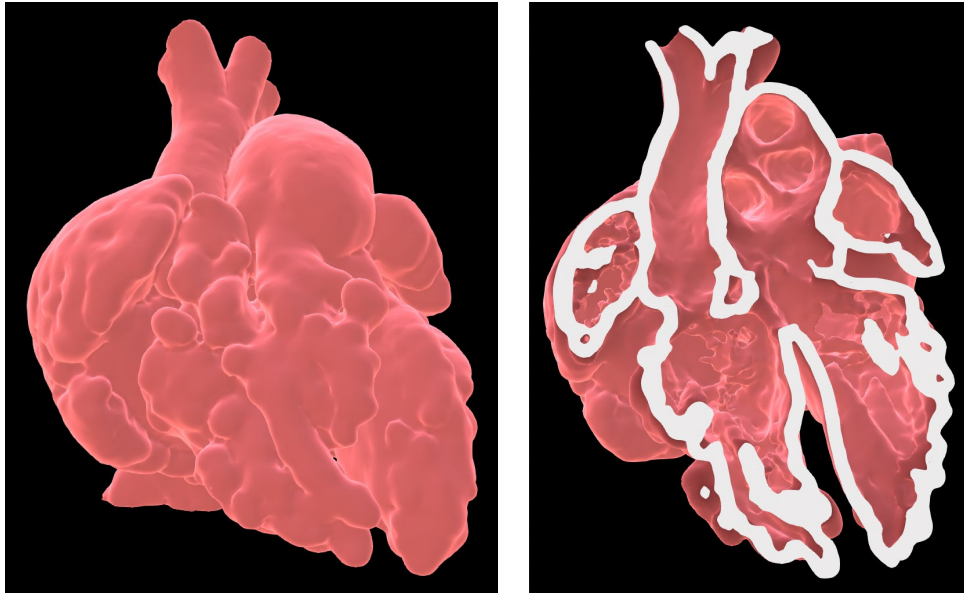
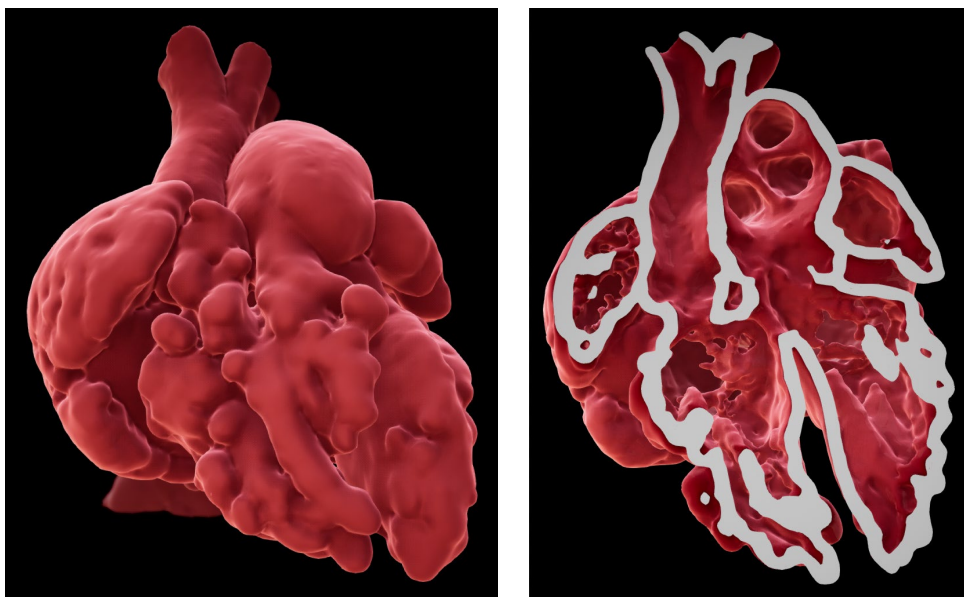


図 11 3D プリンタ出力用に作成された 3DCG データをリアルタイムに動かし、平面による断面生成を自由に行えるようにしたソフトウェア



(a) 古典的なレンダリング結果



(b) 質感調整などの各種表現手法を適用したレンダリング結果

図 12 用いる表現手法によるレンダリング結果の違い

図 12 は、図 7 と同じ 3DCG データに対して古典的な手法または各種表現手法を適用した場合との比較である。どちらも GPU (Graphics Processing Unit) を搭載する一般的なコンピュータ上でリアルタイムに動かすことが出来るが、こ

のように見せ方を工夫することで、平面ディスプレイ上で平面として立体構造を理解しなければいけない状況においても、より立体感を持った 3DCG として提示することが出来る。

本ソフトウェアは Epic Games 社のゲームエンジンである Unreal Engine 4 [65] を用いて開発された。Unreal Engine 4 を用いることで、映画やゲームで使用される最新の表現手法を手軽に用いることが可能となった。

しかし、本ソフトウェアは、Materialise Mimics® inPrint にて予め生成された、固定された 3DCG の断面生成を行うことしかできず、その場で閾値を調整したり、3DCG と CT 画像との対応付けを行うことは出来なかった。また、3D プリント出力用に作成されたデータであるため、**1.3.1. 3D プリンタによる造形**で述べたように心臓内腔の外側には人工的な厚みがあり、細い冠状動脈が存在する場合などにはこの厚みに埋もれてしまい、3DCG データを外側表面から確認しても冠状動脈の位置を確認しづらいなどの欠点があった。

1.4.2. 平面ディスプレイ版 Viewtify®

本論文の著者である瀬尾は、独立行政法人情報処理推進機構の 2019 年度未踏アドバンス事業に個人としてプロジェクトが採択され（採択額：560 万円）[66]、外部のソフトウェアを用いずに CT 画像または MRI 画像を直接読み込み、その場で 3DCG データを生成する独自のソフトウェアである SCIEMENT®

Viewtify®の開発を 2019 年 8 月から開始した。

本ソフトウェアも **1.4.1. プロトタイプ版ソフトウェア**と同様、Unreal Engine 4 を用いて開発された。3DCG データ生成のアルゴリズムのほとんどを GPU 上で大量の並列処理によって行われるように開発及び実装を行い、且つ Unreal Engine 4 との間のデータの受け渡しを GPU メモリ上にて直接行えるようにした結果、閾値設定から 3DCG データ生成まで約 0.02~0.1 秒程度で行えるようになった。既存のソフトウェアよりも 50~100 倍以上高速に 3DCG データの作成が可能であり、事実上待ち時間無しでリアルタイムに閾値の調整を行い、且つ図 12 と同様に高精細で美しい 3DCG 表示もリアルタイムに行うことが出来る (図 13、図 14)。

また、ソフトウェア内で CT 画像を読み込んでいることから、3DCG 空間上の位置と CT 画像上の位置との対応付けを行うことが出来るようになり、3DCG 空間上での 2 点間直線距離の計測も可能となった (図 13)。

3DCG データを生成するにあたり、CT 画像の事前処理などは必要なく、CT の単一シリーズ画像が保存されているフォルダを指定すると、約 500 枚の連続断層 CT 画像の場合には数秒以内に読み込み、読み込み完了と同時に 3DCG データが生成され表示される。

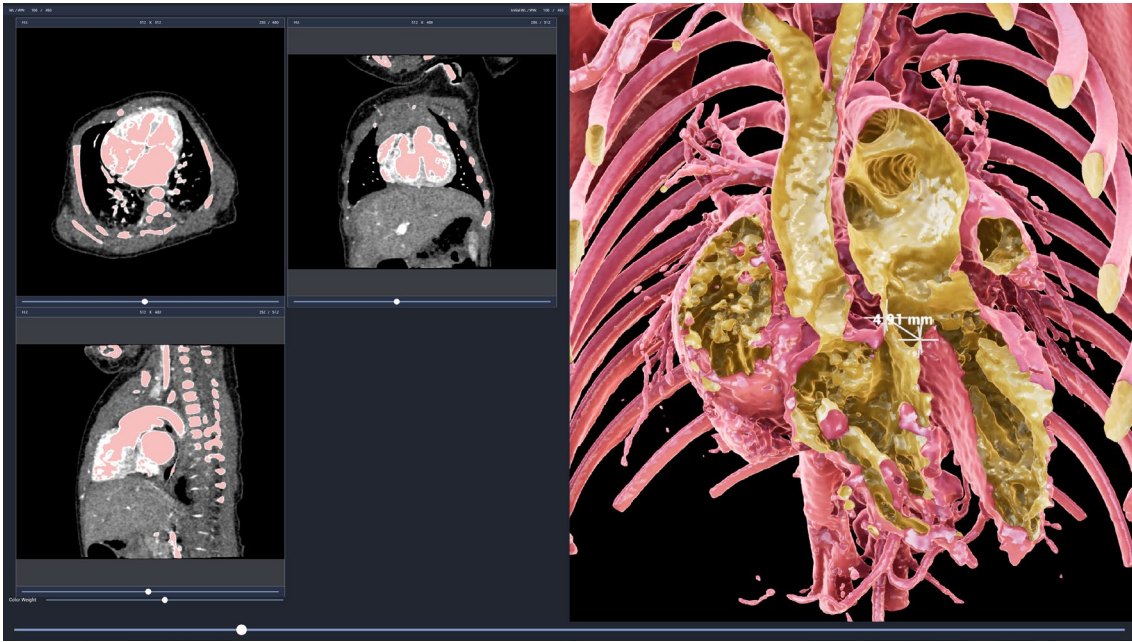
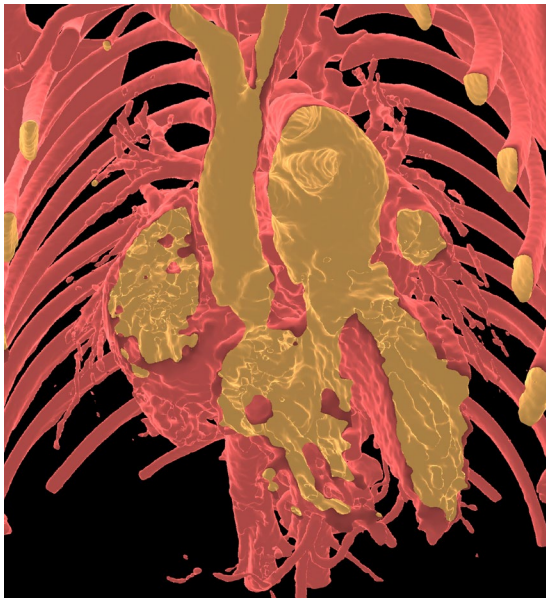


図 13 平面ディスプレイ版 Viewtify®

画面左半分が CT 画像表示であり、左上にオリジナルの CT 画像（水平断、axial 像）、右上に矢状断の再構成画像（sagittal 像）、左下に冠状断の再構成画像（coronal 像）が表示され、画面右半分には 3DCG 画像が表示されている。



(a) 古典的な手法



(b) 各種表現を適用した手法

図 14 平面ディスプレイ版 Viewtify®のレンダリング手法による見え方の違い

1.4.3. 裸眼立体視ディスプレイ版 Viewtify®

2020年10月末に、4K解像度（3840×2160画素）の裸眼立体視ディスプレイである ELF-SR1 がソニー株式会社から発売された [67]。本ディスプレイはゲームエンジンである Unity [68] または Unreal Engine 4 上で裸眼立体視対応ソフトウェアを開発出来ることから、ディスプレイ発売開始に合わせて **1.4.2. 平面ディスプレイ版 Viewtify®** の裸眼立体視ディスプレイ対応を行った。

特殊な眼鏡などを装着することなく裸眼での立体視が可能である他、ディスプレイ上部に設置されたカメラがディスプレイ使用者の視線追跡を行い、視線に合わせて 3DCG データの向きや大きさを自動調整する機能を備えている。

立体構造が複雑な先天性心疾患において、その立体構造を平面ディスプレイ上で細部まで理解するには図 12 や図 14 のような表現手法を用いても限界があるが、裸眼立体視ディスプレイを用いることで目の前に本物の臓器があるような奥行き感のある感覚を得ることが出来、小児先天性心疾患領域で立体構造把握に有用ではないかと考えられた。

但し、裸眼立体視ディスプレイは使用者の視線追跡を行い、視線に合わせて最適な表示となるように調整されるため、複数人で立体視画像を供覧することが出来ないという大きな欠点がある。そのため、裸眼立体視ディスプレイ版 Viewtify® では、立体視用に生成される右目用画像、或いは左目用画像のどちら

かを、平面ディスプレイ上に複製表示出来るようにした（図 15）。

また、裸眼立体視ディスプレイは右目用画像、左目用画像をそれぞれ右目、左目に選択的に到達させることによる裸眼立体視の実現のためにディスプレイ表面に細かい凹凸が無数にあり、CT 画像などの表示には不適切であるため、ソフトウェアを裸眼立体視ディスプレイと平面ディスプレイとの 2 画面構成にし、平面ディスプレイ上に CT 画像を表示出来るようにした（図 15）。



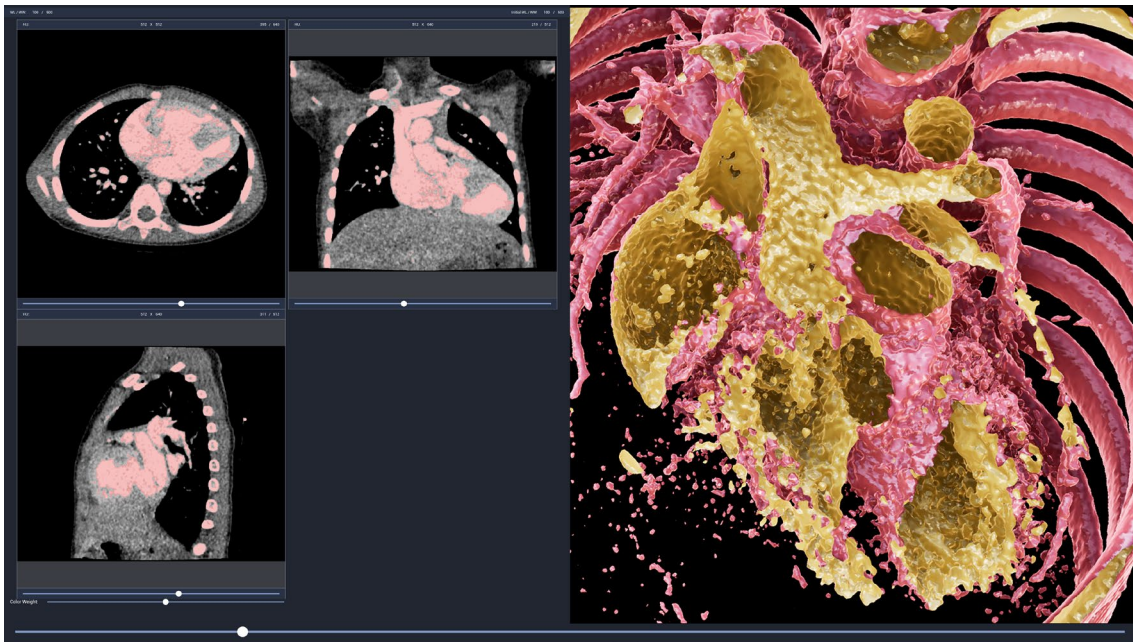
図 15 裸眼立体視ディスプレイ版 Viewtify®

1.5. 閾値を用いた二値化と低線量 CT との関係

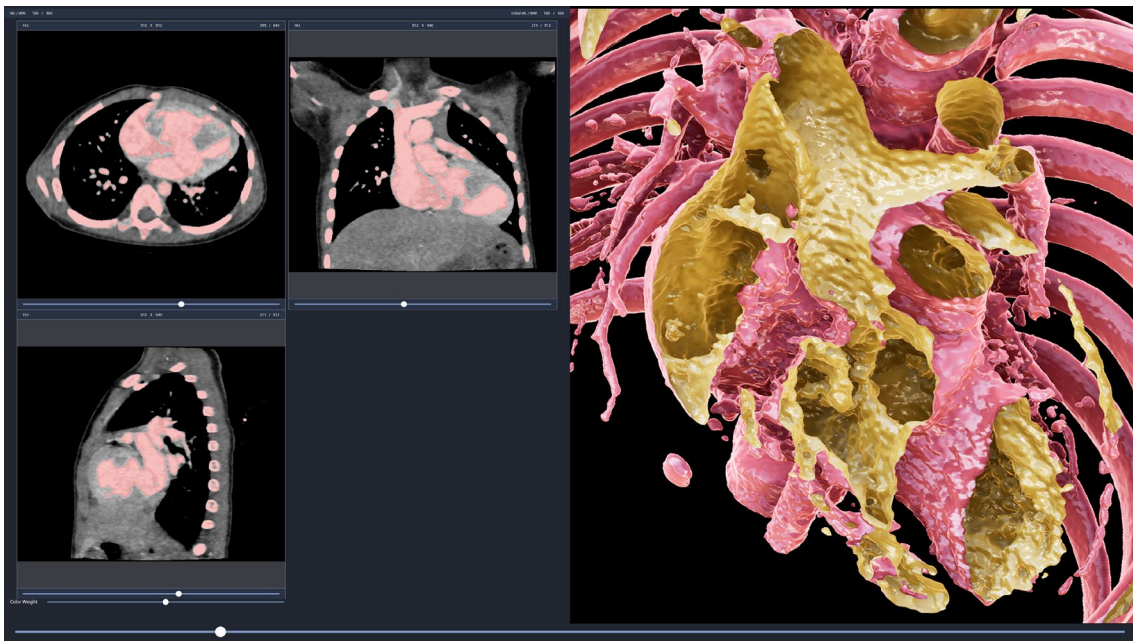
閾値を用いた二値化による臓器抽出では、臓器の表面及び内部が全て閾値以上、または閾値以下となり、図 5 においてべた塗りの状態となることが望ましい。画像内にノイズが多く各ピクセルの値（CT 画像では CT 値）が一様でない場合、閾値を用いた二値化はノイズの影響を強く受ける。特に二値化後に 3DCG データ生成を行って立体再構成をする場合にノイズの影響が強くなる。図 16 は図 3 の一連の CT 画像をそれぞれ Viewtify®にて可視化した結果である。

画像再構成方法によって最適な閾値は異なるため、ほぼ同じ領域が抽出される閾値を 3DCG の目視によって決定した。図 16 (a)、(b)ともに画面左の CT 画像を見ると抽出領域はほぼ同じように見えるが、3DCG 化を行うと AIR 法を用いた(a)ではノイズの影響を強く受け、心臓内腔の確認の大きな弊害になっていることがわかる。一方 MBIR 法を用いた(b)ではノイズが少なく、内腔表面も滑らかに表現されている。

このように、MBIR 法の登場により、低線量造影 CT 画像からでも十分妥当な 3DCG データ生成を行えるようになった。



(a) AIR 法による CT 画像からの 3DCG 生成



(b) MBIR 法による CT 画像からの 3DCG 生成

図 16 画像再構成方法が 3DCG データ生成に与える影響

1.6. 3D プリンタ出力模型と 3DCG との比較

以上により、3D プリンタ出力模型と 3DCG とを比較すると表 4 のようになる。3DCG は閾値の調整や断面位置の変更などを何度でも行えることが最大の利点であり、Viewtify®のようなソフトウェアを用いることによっていずれもリアルタイムに行うことが出来る。一方 3D プリンタ出力模型では、柔らかい素材を用いることで出力後の変形が可能となり、実際の組織にある程度近い柔らかさであれば、治療器具などを挿入して、器具が目的の場所に届くかなどのシミュレーションを行うことが可能であるが、3DCG で同様のことを行うのは計算負荷の観点からも容易ではない。

表 4 3D プリンタ出力模型と 3DCG との比較

	3D プリンタ出力模型	3DCG
作成時間	半日～1 日程度	数秒～30 分以内
必要機材	3D プリンタ	GPU 搭載コンピュータ
断面生成	模型出力時に予め生成しておくか、出力後 1 回のみ生成可能	自由
見た目の調整	不可	自由
拡大・縮小	不可	自由
見やすさ	奥まった部分などは影・陰で見えない	意図的に影・陰の除去なども可能
保管方法	物理的な保管場所を要する	デジタル形式で保存可能
変形	柔らかい素材で出力すれば可能	不可能ではないが計算負荷が非常に大きい
実際の治療器具を用いた検討	柔らかい素材で出力すればある程度可能	現実空間に存在しないため不可能
医用画像との対応付け	不可能	可能

2. 目的

1. 序文で述べたように、VSD の診断は通常心エコーによって行われ、術前の心臓造影 CT 検査は主に心臓外の血管構造や病変の確認を目的としている。VSD の位置診断及び径の計測に CT 画像が有用であるとの報告は低線量造影 CT を用いた 2019 年に Nau らによって報告されているが [24]、位置診断、径の計測ともに MPR にて再構成された平面画像で行われており、VSD の立体的な形状は不明である。また、評価はシニア放射線科医 2 名のみによって CT 画像表示用の専用のワークステーションを用いて行われており、評価に要した時間は示されていない。実臨床では小児 VSD の治療方針や手術アプローチ方法の検討は小児科及び心臓外科によって行われるため、小児科医及び心臓外科医両者にとって簡単かつ迅速に VSD に関連した診断が出来ることが望ましい。

そこで本論文では、東京大学医学部附属病院小児科小児循環器班にて過去に治療を受け、術前に低線量心臓造影 CT 検査を受けた 47 症例の VSD に対して裸眼立体視ディスプレイ版 Viewtify®を用いて 3DCG による可視化を行い、CT 画像のみから VSD の位置診断及び径の計測を行えるかどうかの検証を目的とする。

事前検証は小児科医 1 名、検証作業は小児科医 8 名、及び心臓外科医 4 名の計 13 名の小児心臓治療にかかわる医師によって行い、位置診断までに要する時間、及び診断のための適切な閾値設定の評価も行う。

3. 方法

3.1. 研究倫理

本研究は東京大学医学部附属病院と神奈川県立こども医療センターとの2施設による後ろ向き多施設共同観察研究「先天性心疾患の医用画像の立体再構成に関する後ろ向き研究（他施設共同研究）」として、神奈川県立こども医療センターからの一括審査依頼を受けて東京大学大学院医学系研究科・医学部倫理委員会の非介入等研究倫理委員会による承認の下で行った（審査番号：2020393NI）。

本研究で使用したデータは全て、本研究とは関係なく過去に診療上の必要性から通常診療にて取得されたものであるため、研究対象者の実体験は発生せず、当該データを後方視的に利用して検証、評価及び解析を行った。また、研究対象者の謝礼の受け取りは無い。

研究対象者からの同意取得はオプトアウトにより行われた。

3.2. 利益相反開示

本研究は、評価に用いる機材一式（Viewtify®）を、国立大学法人東京大学と株式会社サイアメントとの間で締結された機器・ソフトウェア提供契約書に基づき、株式会社サイアメントから無償提供された上で行われた。東京大学に対して株式会社サイアメントからは機材提供のみで、資金提供及び労務提供はない。

本論文の著者である瀬尾は株式会社サイアメントの代表取締役であり、100%

の株を保有している。本研究で用いたソフトウェア（SCIEMENT® Viewtify®）は瀬尾が株式会社サイアメントにて開発中のものである。

そのため、倫理審査に先立って東京大学大学院医学系研究科 利益相反アドバイザー室に報告し、室長の明谷早映子弁護士とのオンライン面談を行った上で利益相反マネジメントを適正に行い、倫理審査申請書類上でも利益相反開示を行った。

機器・ソフトウェア提供契約書は利益相反アドバイザー室、東京大学医学部附属病院 研究支援課及び東京大学産学共創推進本部による確認が行われた後に締結された。

また、**3.6. 評価者**に記載のとおり、各 VSD 症例の評価は小児科及び心臓外科の専門的知見に基づき瀬尾以外の研究分担者が行い、瀬尾は大学院生の立場で評価結果の解析を行った。

3.3. 対象

東京大学医学部附属病院小児科小児循環器班にて 2017 年 1 月 1 日から 2020 年 9 月 10 日までの間に心エコー検査が行われ、これまでに少なくとも診断の 1 つとして VSD が認められた 7 歳未満の先天性心疾患患者 182 症例を抽出した。東京大学医学部附属病院では 2017 年 1 月 1 日以降、原則 **3.4. CT 撮影方法**に記載の方法で小児低線量心臓造影 CT 撮影が行われており、通常、CT 撮影は心エ

コー検査と同日か翌日以降に行われることから、心エコー検査実施日が 2017 年 1 月 1 日以降である症例のみを抽出した。

このうち、心臓を目的とした低線量心臓造影 CT 撮影が行われていなかった全 43 症例を除外した後、外科的手術が行われていない全 9 症例を除外した。

その上で、特殊な VSD を除外する目的で、両大血管右室起始症全 24 症例、ファロー四徴症全 7 症例、完全大血管転位症全 11 症例、左心低形成症候群全 3 症例、右室低形成全 1 症例、左室低形成全 2 症例、内臓逆位全 1 症例、総動脈幹症全 2 症例、及び心室中隔欠損を伴う肺動脈閉鎖（Pulmonary Atresia with VSD, PA/VSD）全 15 症例中 14 症例を除外した。PA/VSD は 1 症例のみ、一般的な VSD との比較のために対象に残した。

さらに、VSD 閉鎖手術が 2016 年 12 月 31 日以前に行われた 5 症例、VSD 閉鎖手術より前の最終 CT 撮影日が 2016 年 12 月 31 日以前であった 3 症例、及び外科的手術において VSD の存在を確認できなかった 1 症例を除外すると 55 症例となった。

この 55 症例中、MBIR 法（再構成条件：FIRST, CARDIAC strong）による CT 画像生成が行われていなかった 8 症例を除外し、以下 47 症例を対象として評価を行った（図 17）。

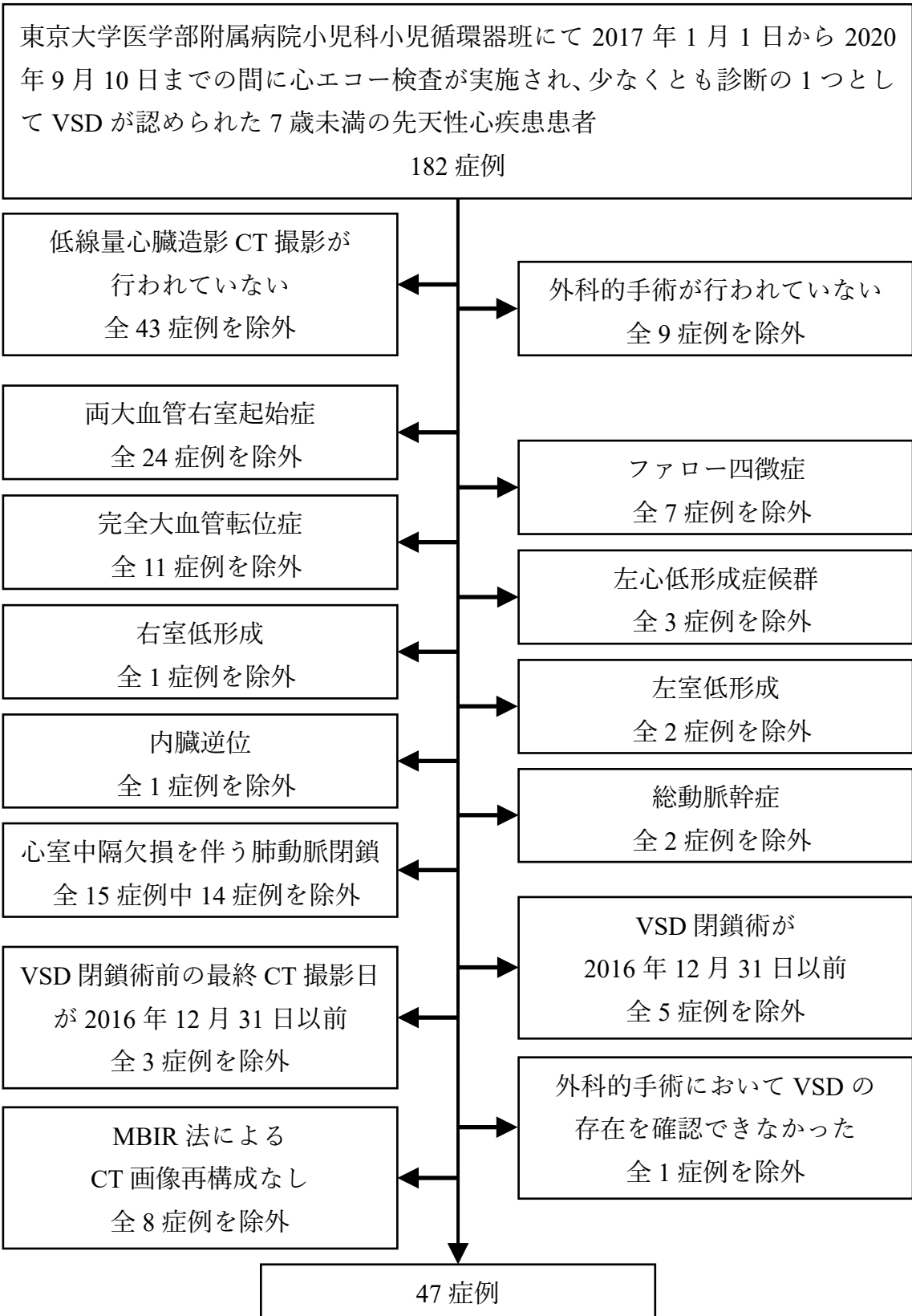


図 17 症例抽出方法

3.4. CT 撮影方法

CTはキャノンメディカルシステムズ株式会社の320列CT装置である Aquilion ONE™ / ViSION edition を使用し、水平断 (axial scan) により撮影された。管電圧は 80 kV、X 線管回転時間は 275 ミリ秒/rotation、管電流は画像スライス厚 5 mm あたりの画像ノイズレベルの標準偏差が 40 (SD 40) となる設定で自動露出機構 (Auto Exposure Control, AEC) にて決定した。

造影剤はヨード造影剤であるイオヘキソール 300 mgI/ml (製品名：オムニパーク®300 注シリンジ 100 mL、GE ヘルスケアファーマ株式会社) を体重 1 kg あたり 2 ml (2ml/kg) で投与した。

生後 6 か月未満または体重 5 kg 未満の小児については生理食塩水を用いて造影剤：生理食塩水 = 2:1 となるように希釈して 0.5 ml/秒で注入し、生後 6 か月以上または体重 5 kg 以上の小児については造影剤を原液で 1.0 ml/秒で注入した。

なお、全 47 症例が本条件を満たし、いずれにおいても CT は VSD 閉鎖術以前に撮影されていた。

3.5. CT 画像再構成方法

CT 画像は MBIR 法 (再構成条件：FIRST, CARDIAC strong) を用いてスライス厚 0.50 mm、スライス間隔 0.25 mm で再構成した。

3.6. 評価者

評価は表 5 に示す通り、東京大学医学部附属病院小児科小児循環器班の医師 7 名、同小児科 PICU (Pediatric Intensive Care Unit) 班の医師 1 名、及び同心臓外科小児心臓班の医師 4 名の計 12 名の医師により、**3.8. 評価項目**に基づいて行われた。

その他、**3.3. 対象**にて抽出された全 47 症例の妥当性の確認、及び評価手順、評価項目の妥当性の事前検討を、上記 12 名の医師とは異なる同小児科小児循環器班の医師 1 名（卒後 10 年、小児科専門医）が行った。

表 5 評価者 12 名の詳細

	東京大学医学部附属病院											
	小児科								心臓外科			
	小児循環器班							PICU 班	小児心臓班			
医師	a	c	d	e	f	g	h	b	I	J	K	L
卒後年数	21	16	13	13	8	8	9	26	25	14	10	7
小児科専門医	○	○	○	○	○	○	○	○				
小児循環器 専門医	○	○		○				○				
超音波専門医								○				
英国小児 循環器専門医								○				
外科専門医									○	○	○	○
心臓血管外科 専門医									○	○		
心臓血管外科 修練指導者									○			

3.7. 評価場所及び使用機材構成

評価は東京大学医学部附属病院 PICU カンファレンス室に機材一式を図 18 のように設置して行った。

裸眼立体視ディスプレイはソニー株式会社の空間再現ディスプレイ ELF-SR1 (ディスプレイサイズ:15.6 インチ) を用いた。コンピュータはエムエスアイコンピュータージャパン株式会社のノート PC である GS66 Stealth 10U 製品シリーズ、型番 GS66-10UG-003JP (OS:Windows 10 Home、CPU: Intel® Core™ i7-10870H (2.2 GHz)、GPU: NVIDIA® GeForce RTX™ 3070 Laptop GPU (8GB)、メモリ: 16 GB DDR4、内蔵ストレージ: 1 TB SSD (M.2 NVMe)、ディスプレイ解像度: 15.6 インチ フル HD (1920×1080 ピクセル)、ディスプレイリフレッシュレート: 300 Hz) を用いた。

ソフトウェアは株式会社サイアメントにて開発中の ELF-SR1 用 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 画像裸眼立体視リアルタイム 3DCG 可視化ソフトウェア Viewtify®を用い、マウスとキーボードにて操作するため、外付けのマウス及びキーボードを ELF-SR1 の前に設置した。

図 18 のようにノート PC に ELF-SR1 の左目用の画像をコピーして表示し、図 19 のように記録者 (瀬尾) が評価者と横並びで座った際に、記録者が評価者の ELF-SR1 画面上の様子をノート PC の画面にて観察出来るようにした。



図 18 Viewtify®一式の設置



図 19 評価時の機材設置状況
左に記録者が、右に評価者が座る

3.8. 評価項目

3.8.1. CT 撮影時の推定実効線量

3.4. CT 撮影方法に記載の通り、心臓造影 CT 撮影時の管電圧は 80 kV であることから、推定実効線量 ED は表 2 及び数式 6 を基に各年齢間で線形補間を行い、撮影時の生後日数を d (日) として、

$$ED = \begin{cases} \left(0.0823 + (0.0525 - 0.0823) \times \frac{d}{365}\right) \times DLP & (0 \leq d < 365) \\ \left(0.0525 + (0.0344 - 0.0525) \times \frac{d - 365}{365 \times 4}\right) \times DLP & (365 \leq d < 365 \times 5) \\ \left(0.0344 + (0.0248 - 0.0344) \times \frac{d - 365 \times 5}{365 \times 5}\right) \times DLP & (365 \times 5 \leq d < 365 \times 10) \end{cases} \quad (\text{mSv})$$

数式 7

によって計算した。

3.8.2. VSD の評価

各医師が 1 日以上の間隔を空けて前半、後半の 2 回評価を行い、それぞれにおいて評価項目を設定した。どちらにおいても、各症例で VSD が存在することのみを事前情報として各評価者に伝えた。

前半では、各症例を医師 2 名が担当するように、医師 1 名あたり 7 症例、または 8 症例をランダムに割り当てた。

まず、症例ごとに VSD の位置診断に最適と思われる CT 画像の閾値 (CT 値) を、症例を担当する医師がそれぞれ決めた上で位置診断を行い、3DCG が Viewtify®の画面上に表示されてから位置診断までに要した時間を計測した。

位置診断確定後に、当該 VSD の径の計測を同医師が行った。計測は 1 方向か、長径・短径の 2 方向かを各医師がその場で決定した上で行った。

次に、同医師が閾値を変化させ、VSD の位置診断を行うために許容可能な閾値の範囲を決めた。範囲決定後、同範囲の中点の CT 値を閾値として生成した 3DCG を用いて VSD を同定し、当該 VSD の径の計測を再度行った。なお、事前検証において、許容可能な閾値の範囲の決定は、1 つの閾値を設定すること比べて容易且つ短時間で行うことが可能であった。

これを各症例の一連の評価とし、各症例の評価が終了するごとに、心エコー、CT 読影レポート、VSD 閉鎖術時の手術記録におけるそれぞれの位置診断と計測された径をフィードバックとして評価者に伝えた。

また、評価前半終了後に以下の 2 つのアンケートを口頭にて行い、回答後は口頭による自由コメントも得た。

裸眼立体視が特に VSD の診断において役立ちそうか

1. 全く役立たない（必要ない）
2. あまり役立たない
3. どちらでもない
4. ある程度役立つ
5. 非常に役立つ（ぜひ使いたい）

立体視である必要があるか

1. 平面ディスプレイで全く問題ない
2. どちらでも良い
3. 立体視ディスプレイのほうが良い

後半でも、各症例を医師 2 名が担当するようにし、医師 1 名あたり 7 症例、または 8 症例を、全て前半とは異なる症例でランダムに割り当てた。前半と後半とで各医師に割り当てられる症例数は同数とし、前半・後半を合わせて各症例を担当する計 4 名の医師のうち、2 名または 3 名が小児科医、残りを心臓外科医が担当するようにし、各症例を小児科医のみ、または心臓外科医のみで評価することのないようにした。

各症例において、評価前半に 2 名の医師によりそれぞれ決定された、VSD の位置診断を行うために許容できる閾値の範囲の中点の閾値 2 つの平均値を閾値として固定し、後半では評価者は閾値を変更せず、固定された閾値で生成された 3DCG に対して VSD の位置診断を行い、固定された閾値で生成された 3DCG が Viewtify®の画面上に表示されてから位置診断までに要した時間を計測した。

位置診断確定後、評価前半と同様に当該 VSD の径の計測を同医師が行った。計測は 1 方向か、長径・短径の 2 方向かを各医師がその場で決定した上で行った。

これを各症例の一連の評価とし、各症例の評価が終了するごとに前半と同様

のフィードバックを評価者に伝えた。この評価では、VSD の位置診断を行うために許容できる閾値の範囲を医師 2 名が事前に決めておく必要があるため、評価を前半と後半の 2 回に分けて行った。

また、評価後半終了後に以下の 2 つのアンケートを口頭にて行い、回答後には口頭による自由コメントも得た。

今回の評価に参加して、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思ったか

1. 全く出来ない
2. あまり出来ない
3. どちらでもない
4. ある程度出来る
5. とても出来る

これまで、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思っていたか

1. 全く思っていなかった
2. あまり思っていなかった
3. どちらでもない
4. ある程度思っていた
5. とても思っていた

3.9. VSD 評価手順

ソフトウェアの操作の慣れによる影響を除外するために、評価前半、後半ともに、記録者は各評価者に対して、当該評価者に割り当てられていない 1 症例を

用いて以下に示す一連の評価手順を全てその場でデモをすることで確認し、当該評価者が操作に十分に慣れるまで制限時間を設けず自由に操作の練習をしてもらった。

なお、図 20 から図 28 は本論文ではいずれも平面画像として提示されているが、実際には裸眼立体視ディスプレイ上で評価者には立体的に見えていた。

3.9.1. 前半

3.9.1.1. 時間計測開始

記録者が Viewtify®を起動し、各症例の心臓造影 CT の DICOM 画像ファイルが格納されたフォルダを選択すると、初期閾値 500 HU にて図 20 のように 3DCG が自動生成される。自動生成された時点で、記録者は時間計測を開始する。

3.9.1.2. 大まかな心臓内腔の描出

評価者は、まず図 21 のように心臓内腔が概ね見えるようにスライダを動かして閾値を調整する。閾値はスライダの他に、キーボードの左右キーで 10 HU ずつ、または Shift キーを押しながらのキーボードの左右キーで 1 HU ずつ細かく調整出来る。

カメラ位置調整は、マウスを、Alt キーを押しながらマウスの左ボタンを押した状態で動かすことで回転し、Alt キーを押しながらマウスのホイールを押した状態で動かすことで上下左右に平行移動し、Alt キーを押しながらマウスの右ボ

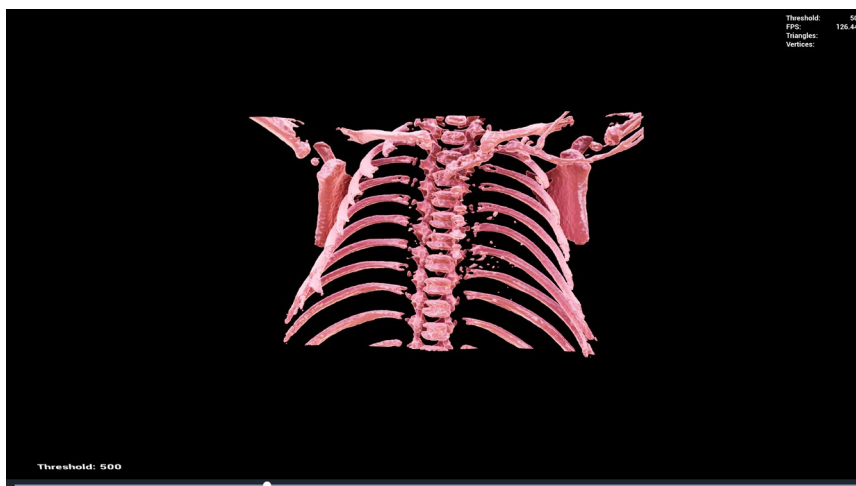


図 20 Viewtify®にて DICOM 画像を読み込んだ初期状態

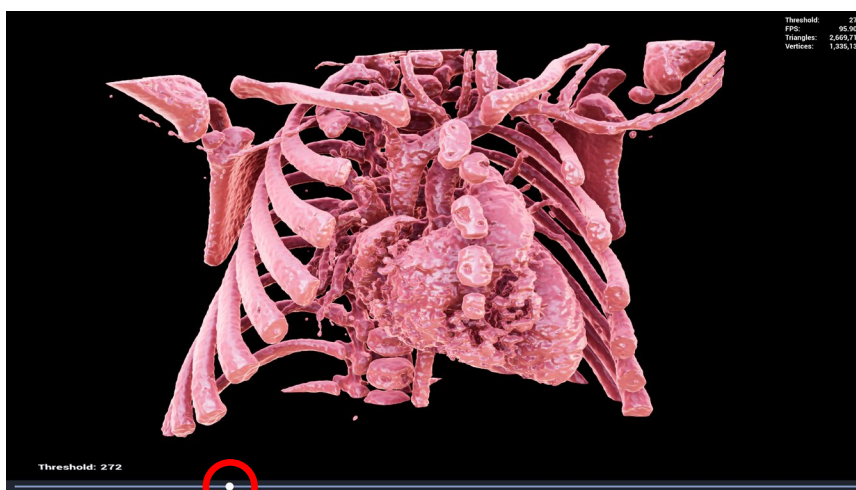


図 21 閾値調整及びカメラ位置調整を行い、心臓内腔を描出した状態

タンを押した状態で動かすことで拡大・縮小する。また、マウスのホイールを回すことで前後（手前または奥）に平行移動し、立体視ディスプレイ上での飛び出しの程度を調整出来る。

この最初の閾値調整は、次の初期断面生成を行うために必要な工程であり、厳密に心臓内腔を抽出しようとする必要は無い。

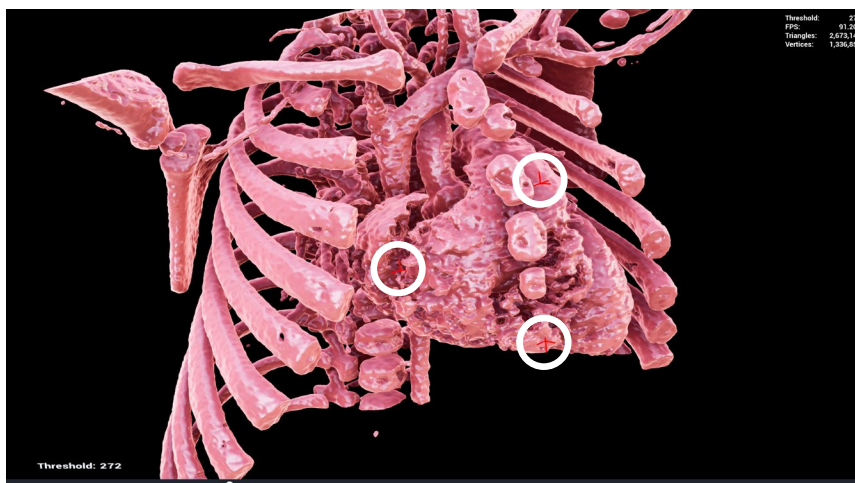


図 22 初期断面を生成するための 3 点を「1. 三尖弁輪外側」「2. 右室心尖部」「3. 肺動脈起始部付近」でクリックすることで指定

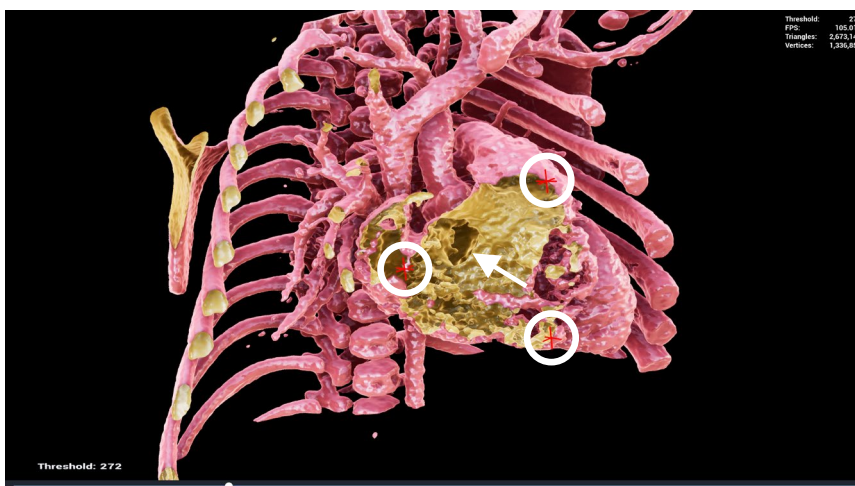


図 23 指定した 3 点を通る平面で断面生成が行われた様子
白矢印で示した部分に VSD を確認出来る

3.9.1.3. 断面初期位置の設定

評価者は次に、心臓内腔を内側から観察するために作る、平面による断面の初期位置を指定する。任意の平面は 3 次元空間上で同一直線上にない相異なる 3 点を指定することで一意に定まることから、事前検討で検証の上、右室自由壁を効率的に取り除けるように「1. 三尖弁輪外側」「2. 右室心尖部」「3. 肺動脈起始

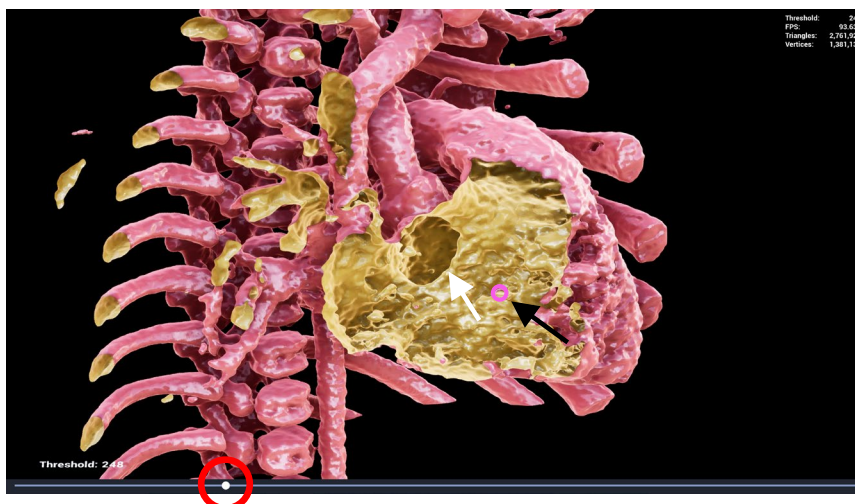


図 24 VSD（白矢印）を最も良く確認出来るように断面位置・回転、カメラ位置・回転・拡大縮小、及び閾値調整を行った結果

部付近」の 3 点を、表示されている心臓内腔の 3DCG の外側表面上を順にクリックして指定することとした (図 22)。右心室が良く見えるようにカメラ位置を動かした上でキーボードの 3 キーを押すことで、3 点指定モードに切り替わる。

3 点が指定されると、当該 3 点を通る平面による断面が図 23 のように自動的に生成され、心臓内腔を覗き込むことが可能となる。

3.9.1.4. 最適な断面位置、カメラ位置、閾値の調整

断面は、マウスを、Ctrl キーを押しながらマウスの左ボタンを押した状態で動かすことで回転し、Ctrl キーを押しながらマウスのホイールを押した状態で動かすことで上下左右に平行移動する。断面の回転中心は、図 24 で紫色の円（黒矢印）で示された位置であり、この円をマウスでドラッグすることにより、任意の位置を断面の回転中心に指定することが出来る。なお、この回転中心は断面を生成する平面上を動く。

VSD の存在位置を探しながら断面位置やカメラ位置を適宜調整し、且つ VSD が最も見えやすくなるようにスライダまたはキーボード操作にて閾値を調整し、図 24 のようにする。図 23 では閾値 272 HU であったが、ここでは閾値 248 HU に変更されている。

3.9.1.5. 位置診断及び時間計測終了

評価者は適宜、以上の操作で 3DCG を調整し、VSD の位置診断を行い、記録者に口頭で位置診断名を伝え、記録者が記録する。造影 CT の画質が悪く 3DCG をうまく生成出来ない場合や、どこを探しても VSD が見当たらない場合などは、診断不能または VSD 無しなどと回答しても良い。

記録者は、時間計測を開始してから位置診断名を伝えられた時点までの時間を記録し、時間計測を終了する。

3.9.1.6. VSD の径の計測

評価者は次に当該 VSD の径の計測を行う。D キー (Distance の D) を押すことで 2 点間直線距離計測モードに切り替わる。マウスカーソルを動かし、始点及び終点にしたい箇所をそれぞれクリックすることで決定される (図 25)。計測結果を記録者に伝え、記録者が記録する。計測結果は Delete キーで削除することが出来、評価者は何度でも計測をやり直すことが出来る。評価者は VSD の形状を 3DCG で確認した上で、1 方向のみの計測とするか、長径・短径の 2 方向の



図 25 VSD 径の計測

ここでは 1 方向のみ計測し、11.00 mm であった

計測を行うかはその場で判断する。また、計測しやすいようにカメラ位置や断面位置などを変更しても良く、閾値を調整しても良い。記録者は、計測が行われた際の閾値及び計測値を記録する。

3.9.1.7. 閾値上限、下限の決定

評価者は次に閾値を変え、VSD の位置診断を行うために許容可能な閾値の範囲を決める。閾値上限、下限の例をそれぞれ図 26、図 27 に示す。閾値上限では VSD の形状が狭小化して崩れ始め、VSD 周囲にノイズなどが発生するケースが多い。一方閾値下限では VSD の形状が不自然に拡大して崩れ始め、心室中隔に不自然な穴が複数生じ始めるケースが多い。但し、上限、下限とも明確な基準は定まず、各評価者が VSD の位置診断及び形状を把握するにあたって限度と感ずる閾値境界を決定する。決定された閾値上限、下限値を記録者が記録する。



図 26 閾値上限の例

VSD（白矢印）周辺にノイズが出現し、VSD の形状が崩れ始めている



図 27 閾値下限の例

VSD（白矢印）の形状が崩れ始め、
心室中隔に不適切な穴が複数生じ始めている

3.9.1.8. 閾値範囲の中間閾値での VSD の径の計測

閾値の範囲の決定後、同範囲の中間を閾値として生成された 3DCG を用いて
評価者が当該 VSD を再度同定し、3.9.1.6. VSD の径の計測にて決定した 1 方向、
または 2 方向で改めて VSD の径の計測を行う。閾値は固定されており、仮に

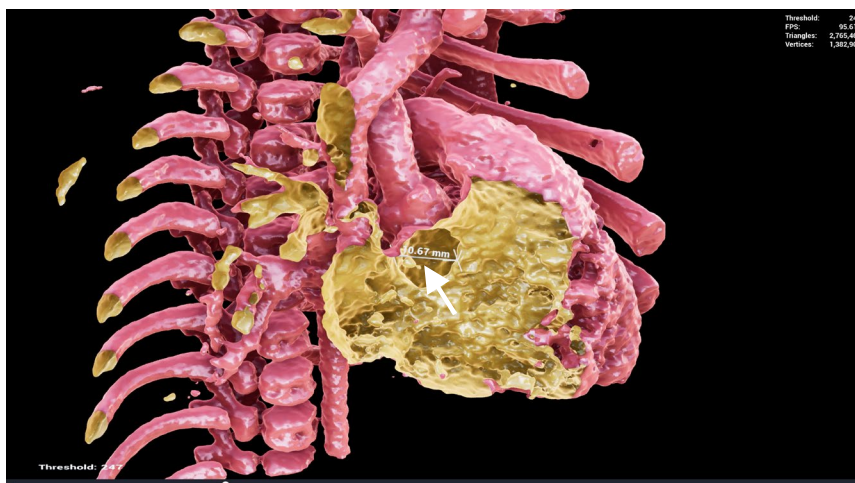


図 28 閾値範囲の中間閾値での VSD 径の計測
ここでは図 25 と同様 1 方向のみ計測し、10.67 mm であった

VSD が不明瞭であったり最適な 3DCG ではないと感じても閾値を変更してはいけない。記録者は計測値を記録する。

以上が評価前半の 1 症例あたりの評価手順である。

3.9.2. 後半

評価後半は評価前半とは別日に行われる。評価後半では評価者は閾値の変更を一切行わない。各症例につき必ず 2 名の医師が評価前半を既に終えており、評価前半で得られた医師 2 名分の「閾値範囲の中間閾値」の平均値を評価後半の固定された閾値として設定する。操作方法は評価前半と全く同じであり、**3.8.2. VSD の評価**に記載の通りの評価を行う。

3.10. 解析

3.10.1. VSD の位置診断

事前検討において、CT 画像では心臓内の弁がほぼ撮影されていないことがわかっていたため、図 1 に示す Kirklin 分類が一致していれば同じ位置診断であるとみなすこととした。即ち、doubly committed と muscular outlet はどちらも Kirklin I 型、perimembranous はどのサブタイプであっても Kirklin II 型、inlet は Kirklin III 型、その他の muscular は Kirklin IV 型として症例ごとに医師 4 名における正解割合を計算した。

また、心エコー、CT 読影レポート、手術記録とで位置診断が異なる場合には、手術記録を正しい位置診断とみなした。

3.10.2. VSD の位置診断の時間

各評価者は、評価前半と後半とでそれぞれ異なる症例であるが同じ症例数で評価を行った。そこで、閾値が定まっておらず評価者自ら閾値設定を行った上で位置診断をする場合（評価前半）と、閾値が固定され評価者が閾値変更を行えない状況で位置診断をする場合（評価後半）とでの計測時間の差を、前半・後半それぞれで計測時間の正規性が明らかではなく、2 標本の等分散性も明らかではないと仮定し、R 4.0.5 [69]を用いて有意水準 0.05 として Mann-Whitney の U 検定を行い、95%信頼区間（95% Confidence Interval, 95%CI）及び効果量 r を求めた。

症例ごとの評価前半、評価後半それぞれ 2 名ずつの評価者による計測時間に対する検定は各標本のサンプル数が 2 つしかなく、統計解析には不十分な量と考え、評価者単位での検定とした。

また、評価前半、評価後半全てについても同様に有意水準 0.05 として Mann-Whitney の U 検定を行い、95%信頼区間及び効果量 r を求めた。

3.10.3. VSD の大きさ

手術では 1.1.2. VSD の疫学及び分類で述べたように、多くの場合 VSD を三尖弁または肺動脈弁越しに観察することから、VSD の部位に物差しなどを直接当てて距離計測を行うことは出来ず、距離計測を行わないか、鉗子の先端などを用いた大雑把な距離計測のみを行う。また、人工的な心停止の状態での手術のため、心拍動時の大きさと必ずしも一致しない可能性がある。

一方心エコーでは必ず径の計測が行われるが、VSD は常にエコー断面による一部しか描出されないため、必ずしも VSD の全体像を捉えられているとは限らず、VSD の真の大きさは不明である。

CT においても、造影剤の入り方や閾値の設定によって、3DCG として生成される VSD の大きさは一意には定まらない。

いずれにおいても VSD の真の大きさを知ることは出来ず、3DCG 上で計測した VSD の径を真の大きさと比較することは不可能である。そこで本研究では、

設定閾値或いは計測する評価者の違いによって、3DCG 上での VSD の径の計測値がどの程度異なるのかを統計的に解析することとした。

1 つの閾値を設定した場合と、閾値範囲の中間閾値を用いた場合との計測値の差を調べるために、評価前半において 2 名の評価者がそれぞれ最初に設定した閾値で計測した径と、同評価者が設定した閾値範囲の中間閾値で計測した径とを対応のある一対のデータとして、全 47 症例のデータをまとめて Wilcoxon の符号順位検定を行った。

この際の閾値の差を調べるために、評価前半において 2 名の評価者がそれぞれ最初に設定した閾値と、同評価者が設定した閾値範囲の中間閾値とを対応のある一対のデータとして、全 47 症例のデータをまとめて Wilcoxon の符号順位検定を行った。

また、異なる評価者が、多くの場合に異なる 1 つの閾値をそれぞれ設定した場合の計測値の差を調べるために、評価前半において 2 名の評価者がそれぞれ最初に設定した閾値で計測した径を対応のある一対のデータとして、全 47 症例のデータをまとめて Wilcoxon の符号順位検定を行った。但し、2 名の評価者が同定した VSD が異なる場合には除外した。

この際の閾値の差を調べるために、評価前半において 2 名の評価者がそれぞれ最初に設定した閾値を対応のある一対のデータとして、全 47 症例のデータを

まとめて Wilcoxon の符号順位検定を行った。ここでは 2 名の評価者が同定した VSD が異なっても除外せずに行った。

さらに、同じ閾値で異なる評価者による計測値の差を調べるために、評価後半において 2 名の評価者がそれぞれ計測した径を一对のデータとして、全 47 症例のデータをまとめて Wilcoxon の符号順位検定を行った。但し、2 名の評価者が同定した VSD が異なる場合には除外した。

また、参考として心エコーによる計測値と 3DCG 上での計測値との差を調べるために、心エコーによる計測値と、各症例につき 3DCG 上で計測された最大 6 個の計測値の平均を一对のデータとして、全 47 症例のデータをまとめて Wilcoxon の符号順位検定を行った。

なお、径の計測値は、長径・短径の 2 方向が計測されている場合にはそれぞれで一对のデータとし、評価者 2 名のうちどちらかが 1 方向のみの計測を、もう一名が 2 方向での計測を行っていた場合には、1 方向のみの計測については 2 方向とも同じ径とみなして一对のデータとした。

上記全てにおいて各標本の正規性は明らかではなく、2 標本の等分散性も明らかではないと仮定し、対応のあるデータの検定として Wilcoxon の符号順位検定を用いた。検定は R 4.0.5 を用いて有意水準 0.05 で行い、95%信頼区間及び効果量 r を計算した。

また、VSD の径の計測時の閾値のばらつきと、そのときの計測値のばらつきとの関係を調べるため、各症例における VSD の径の計測時の閾値の標準偏差と、そのときの計測値の標準偏差とを一对のデータとし、全 47 症例のデータをまとめて Kendall の順位相関係数を求めた。どちらの標準偏差においても正規性は明らかではなく、閾値の標準偏差 1 つにつき計測値の標準偏差は長径と短径の 2 つが存在する可能性があるため、Spearman の順位相関係数ではなく Kendall の順位相関係数を採用した。相関係数の計算には R 4.0.5 を用いた。

3.10.4. アンケート

本研究に参加する前後における、CT 画像を用いた VSD の位置診断の可能性の各評価者の意識の変化を見るために、**3.8.2. VSD の評価**に記載の 4 つのアンケート項目のうち、評価後半の 2 つの 5 段階評価アンケート「今回の評価に参加して、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思ったか」及び「これまで、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思っていたか」の回答結果を評価者ごとに一对のデータとして、Wilcoxon の符号順位検定を行った。検定は R 4.0.5 を用いて有意水準 0.05 で行い、95%信頼区間及び効果量 r を計算した。

4. 結果

4.1. 患者背景

3.3. 対象において抽出された 47 症例の詳細を表 6 に示す。心エコー検査施行時の生後日数は平均 129 日、中央値 44 日、範囲は 0—2198 日であった。心臓造影 CT 検査施行時の生後日数は平均 124.6 日、中央値 42 日、範囲は 0—2198 日であった。また、手術時の生後日数は平均 177 日、中央値 59 日、範囲は 8—2416 日であった。

CT 検査施行時の体重は平均 4.35 kg、中央値 3.7 kg、範囲は 2.2—16 kg、管電流は平均 35 mA、中央値 35 mA、範囲は 20—70 mA、CTDI_{vol} は平均 0.28 mGy、中央値 0.3 mGy、範囲は 0.2—0.5 mGy、DLP は平均 3.29 mGy・cm、中央値 3.1 mGy・cm、範囲は 1.9—6.9 mGy・cm であった。

手術記録による VSD の位置診断の集計を表 7 に示す。

4.2. CT 撮影時の推定実効線量

CT 撮影時の生後日数及び DLP 値を用いて数式 7 によって算出した推定実効線量を表 6 に示す。平均 0.24 mSv、中央値 0.24 mSv、範囲は 0.15—0.39 mSv であった。

表 6 対象 47 症例の一覧

PFO: 卵円孔開存 (Patent Foramen Ovale)、CoA: 大動脈縮窄 (Coarctation of the Aorta)、PDA: 動脈管開存 (Patent Ductus Arteriosus)、TAPVC: 総肺静脈還流異常症 (Total Anomalous Pulmonary Venous Connection)

ID	CT								手術		エコー			
	生後 日数	体重 (kg)	電流 (mA)	ルート 確保 位置	スライ ス枚数	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy.cm)	推定実効 線量 (mSv)	VSD 診断	生後 日数	VSD 診断	生後 日数	VSD 診断	その他診断
1	11	3.5	35	右手	480	0.3	3.5	0.2849	記載なし	21	doubly committed	10	doubly committed	PFO, CoA
2	42	4.1	35	左足	480	0.3	3.5	0.2760	右室流出路と 肺動脈との間	46	doubly committed	41	doubly committed	PFO
3	44	4	35	右手	480	0.3	3.5	0.2755	VSD あり	56	doubly committed	44	doubly committed	PFO, PDA, CoA
5	7	3.4	30	右足	400	0.2	2.3	0.1880	VSD あり	9	doubly committed	7	doubly committed	PFO, PDA
6	8	2.96	30	右手	560	0.2	3.1	0.2531	doubly committed	8	doubly committed	5	doubly committed	CoA
7	43	3.6	35	左手	400	0.3	2.7	0.2127	大動脈弁下	52	doubly committed	43	conus defect	
8	808	12	45	右手	640	0.4	6.9	0.3244	muscular apex 膜性部にも疑い	917	muscular apex	808	muscular apex	
9	6	3.2	25	右手	400	0.2	1.9	0.1554	VSD あり	64	muscular outlet	0	muscular outlet	PFO
10	91	4.3	40	左手	400	0.3	2.9	0.2171	VSD あり	118	muscular outlet	91	doubly committed	PFO
11	2	2.5	25	左手	400	0.2	2	0.1643	VSD あり	19	muscular trabecular	1	p.m. trabecular	PFO, PDA, CoA
12	2198	16	50	左手	640	0.4	6.3	0.2044	VSD 疑い	2416	p.m. with pouch	2198	p.m. with pouch	PFO
13	51	3.2	30	右足	480	0.2	2.7	0.2110	p.m.	66	p.m.	51	large p.m.	PFO
15	0	4	30	右手	400	0.2	2.3	0.1893	p.m.	13	p.m.	14	p.m.	PFO
16	33	4.2	35	左手	400	0.3	2.9	0.2309	p.m.	44	p.m.	33	p.m.	PFO
17	0	4	30	右手	480	0.3	3.5	0.2881	僧帽弁直下	14	p.m.	21	large p.m.	PFO
18	2	3.2	30	右手	400	0.3	2.9	0.2382	漏斗部存在不明瞭	106	p.m. with pouch	45	large p.m.	PFO
19	36	3.3	30	左手	400	0.2	2.3	0.1825	p.m.	58	p.m.	36	p.m.	
20	182	5.5	45	左手	480	0.4	4.3	0.2900	p.m.	228	p.m.	185	p.m.	
21	187	5.3	35	右手	640	0.3	4.5	0.3016	VSD あり	205	p.m. with pouch	187	p.m.	
22	173	6.4	40	左手	560	0.3	4.4	0.3000	p.m.	271	p.m. with pouch	173	p.m. with pouch	
23	39	2.78	30	左手	400	0.2	2.3	0.1820	VSD あり	285	p.m.	38	p.m. trabecular	ASD, PDA
24	590	9	50	右足	560	0.4	5.7	0.2834	p.m.	1208	p.m. with pouch	591	p.m. with pouch	
26	61	5	20	左手	480	0.2	1.9	0.1469	VSD あり	116	p.m.	61	p.m. trabecular	PFO
27	59	3.9	35	左手	640	0.3	4.5	0.3487	p.m. 筋性部にも複数疑い	205	p.m.	58	p.m. with pouch & muscular	ASD, PDA, TAPVC
28	20	3.6	30	右手	560	0.2	3.1	0.2501	p.m.	40	p.m. outlet	19	p.m.	PFO
29	72	3.1	35	左手	480	0.3	3.7	0.2828	VSD あり	120	p.m. with pouch	72	p.m.	
31	1	3.6	30	右足	400	0.2	2.3	0.1891	VSD あり	8	p.m. inlet	0	p.m. inlet and outlet	PFO, PDA, CoA
33	55	4	45	右手	400	0.4	3.6	0.2801	p.m.	63	p.m. inlet	55	p.m.	PFO
34	9	3.3	35	左手	400	0.3	2.9	0.2365	AVSD	59	p.m. inlet	1	large AVSD / inlet	PFO, PDA
35	67	4	40	左手	400	0.3	3.2	0.2459	VSD あり	75	p.m. inlet and outlet	67	p.m. with pouch	PFO
36	27	2.7	30	左手	400	0.2	2.3	0.1842	p.m.	44	p.m. outlet	30	p.m. with pouch	
37	31	2.2	30	右手	400	0.2	2.1	0.1675	VSD あり	218	p.m. outlet	222	p.m.	ASD, TAPVC
40	13	3	35	右手	640	0.3	4.5	0.3656	VSD あり	39	p.m. outlet	12	p.m.	PFO
41	48	3.7	40	右手	480	0.3	3.9	0.3057	VSD あり	54	p.m. outlet	48	p.m.	PFO
42	9	2.8	30	左手	400	0.2	2.3	0.1876	VSD あり	10	p.m. trabecular	4	p.m.	PFO, PDA, CoA
43	11	6	30	左足	400	0.3	2.6	0.2116	VSD あり	14	p.m. trabecular	11	p.m.	ASD, PDA, CoA
44	16	3.1	35	右手	400	0.3	2.7	0.2187	p.m.	24	p.m. trabecular	16	large p.m.	
45	14	3	45	右手	400	0.3	3.2	0.2597	VSD あり	20	p.m. trabecular	14	p.m. inlet	ASD
46	29	2.59	30	右手	400	0.2	2.1	0.1679	p.m.	54	p.m. trabecular	15	p.m.	ASD
47	47	3.57	25	右手	480	0.2	2.3	0.1805	p.m. with pouch	69	p.m. trabecular with pouch	48	p.m. with pouch	PFO
48	160	5.1	40	左手	480	0.3	4.2	0.2908	p.m.	201	p.m. trabecular	160	large p.m.	
50	15	3	30	右手	400	0.2	2.3	0.1865	VSD あり	25	p.m. trabecular	15	p.m. outlet	
51	203	4	30	左手	480	0.3	3.5	0.2300	VSD あり	232	p.m. outlet	203	p.m. with pouch	PFO
52	45	4.2	35	左手	400	0.3	2.7	0.2123	p.m.	51	muscular outlet	44	p.m.	PFO
53	117	6.7	70	左手	400	0.5	5.3	0.3856	VSD あり	153	total conal defect	119	位置記載なし	PA/VSD
54	97	4	35	右手	480	0.3	3.5	0.2603	p.m.	108	p.m. trabecular	97	p.m. inlet	ASD, PDA
55	79	4	35	左足	480	0.3	3.5	0.2655	p.m.	106	p.m. trabecular	68	p.m.	

表 7 手術記録による VSD の位置診断の集計

VSD の位置診断	症例数
doubly committed	7
perimembranous	35
muscular outlet	3
muscular trabecular	1
muscular apex	1

4.3. VSD の位置診断

位置診断の正解者数を表 8 に、症例ごとの VSD の位置診断の結果を表 9 に示す。表 9 において VSD は赤矢印で示し、閾値、長径及び短径の平均と標準偏差はそれぞれ 6 つの値から求めた。但し、VSD を正しく同定出来ていない場合には径の計測値からは除外し、除外した計測値は灰色の背景で示した。また、評価者 4 名中少なくとも 1 名が短径を計測している場合で短径を計測していない評価者がいる場合には、計測されていない短径は長径と等しいとみなし、各評価者の長径を短径として計算した。ID 08 (表 9-08) のみ、評価者 4 名全員が同じ場所を VSD と誤診して径を計測したため、偽 VSD の径の計測値で平均と標準偏差を求めた。CT 画像表示のウィンドウ値 (Window Level, WL) 及びウィンドウ幅 (Window Width, WW) は症例ごとに心臓内腔が見やすいように手動にて設定した。手術記録を正しい位置診断とみなし、**3.10.1. VSD の位置診断**に記載の基準にて心エコーまたは評価者による位置診断が手術記録と異なる場合は灰色の背景で示した。

表 8 VSD 位置診断正解者数の集計（各症例につき医師 4 名が評価）

VSD 位置診断正解者数	4	3	2	1	0
症例数	34	10	2	0	1
（うち、欠損部位を誤った症例数）	(0)	(5)	(0)	(0)	(1)

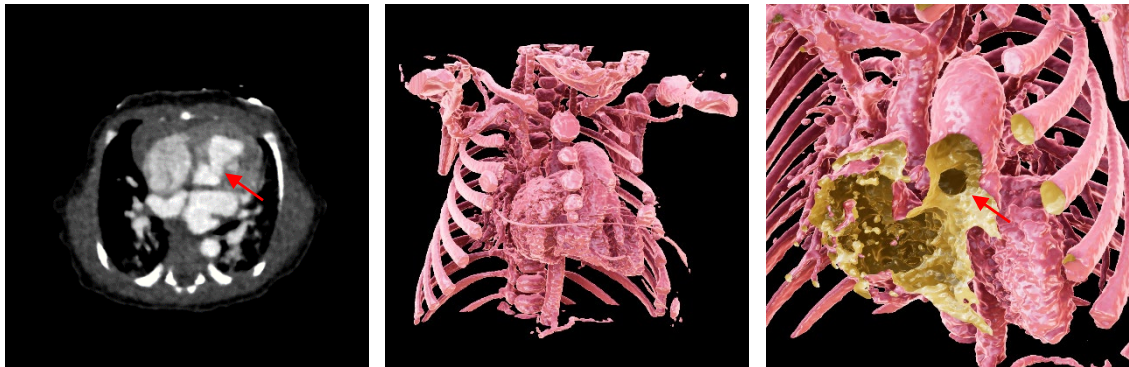
評価者 4 名全員が正しく位置診断を行った症例は 47 症例中 34 症例（72.3%）であり、評価者 4 名全員が少なくとも VSD の同定は正しく出来ていた症例（位置診断を誤った場合を含める）は 47 症例中 41 症例（87.2%）であった。

4.4. VSD の位置診断の時間

症例ごとの VSD の位置診断の時間の結果を表 9 に、評価者ごとの結果の一覧及び Mann-Whitney の U 検定の結果を表 10 に示す。評価者 12 名中 10 名において、閾値が予め固定されている場合の VSD 位置診断の時間は、閾値を評価者が調整して設定しなければいけない場合よりも有意に短くなった。

また、47 症例全体では、閾値を評価者が調整して設定する場合には位置診断に平均 2 分 28 秒を要したが、閾値が予め固定されている場合は平均 1 分 0 秒であり、閾値が予め固定されている状況での VSD の位置診断の時間のほうが 95% 信頼区間 57—85 秒で有意に約 1 分短くなった（表 10）。

表 9-01 医師 4 名による評価結果 (ID 01)



WL/WW: 200/600

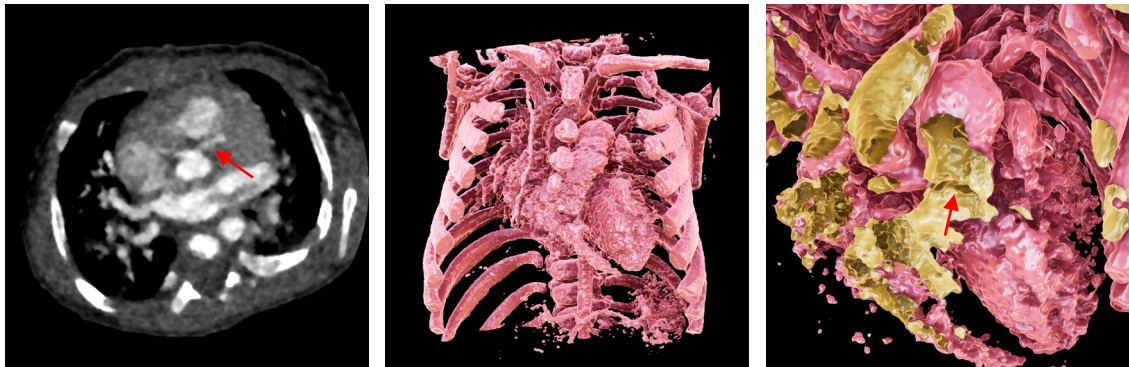
全体像 (閾値 284 HU)

VSD (閾値 284 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
手術記録		doubly committed	-	-	-	-
エコー		doubly committed	-	-	6.0	5.3
CT 読影		VSD 記載なし	-	-	-	-
評価 前半	医師 b	Kirklin I	123	253	6.18	-
		-	-	300	5.85	-
	[280—321]					
	医師 L	Kirklin I	112	250	6.55	-
		-	-	268	6.12	-
[209—328]						
評価 後半	医師 c	Kirklin I	50	284	6.31	-
	医師 h	Kirklin I	20		6.29	5.68

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
273.5	18.11	6.22	0.21	6.12	0.29

表 9-02 医師 4 名による評価結果 (ID 02)



WL/WW: 200/600

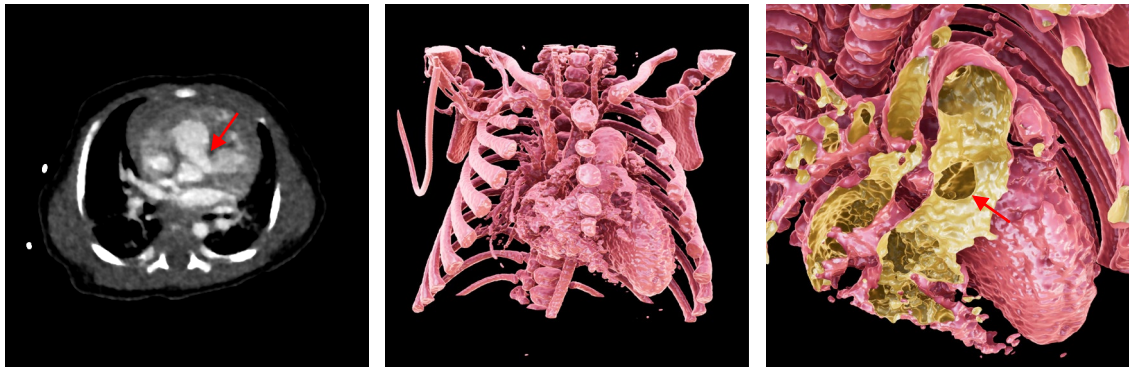
全体像 (閾値 210 HU)

VSD (閾値 210 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	doubly committed	-	-	10	5
	エコー	doubly committed	-	-	4.5	-
	CT 読影	右室流出路と肺動脈との間-	-	-	11	-
評価 前半	医師 f	doubly committed	197	180	9.22	3.9
		-	-	195	9.06	3.1
	[180—210]					
	医師 K	Kirklin I	173	220	10.2	5.66
		-	-	225	8.24	3.12
[140—310]						
評価 後半	医師 d	p.m. inlet	46	210	9.92	7.01
	医師 g	doubly committed	88		9.47	5.91

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
206.67	15.18	9.24	0.63	4.34	1.22

表 9-03 医師 4 名による評価結果 (ID 03)



WL/WW: 200/600

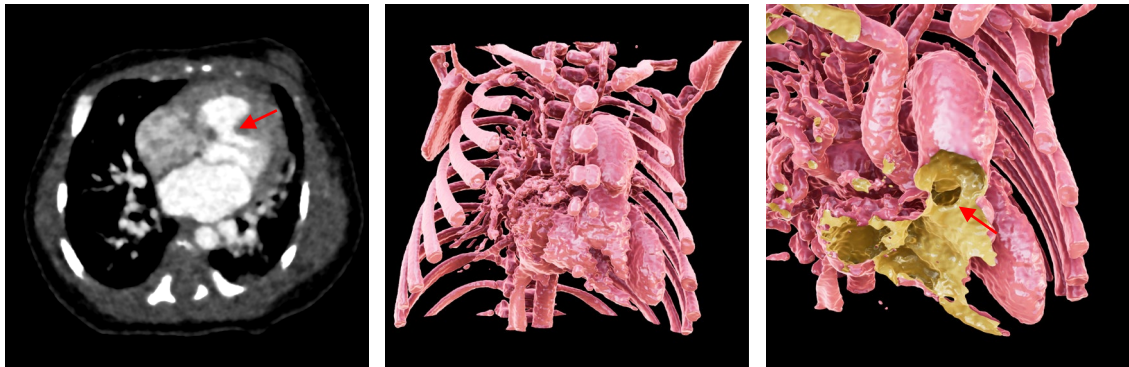
全体像 (閾値 267 HU)

VSD (閾値 267 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	doubly committed	-	-	-	-
	エコー	doubly committed	-	-	6.4	-
	CT 読影	VSD あり	-	-	5	-
評価 前半	医師 c	Kirklin I	115	223	11.6	-
		-	-	255	10.5	-
	[202—309]					
	医師 L	Kirklin I	130	243	8.1	-
-		-	278	7.8	-	
[258—299]						
評価 後半	医師 e	doubly committed	20	267	10.1	8.2
	医師 h	Kirklin I	21		10.21	8.2

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
255.67	18.28	9.72	1.34	9.07	1.44

表 9-05 医師 4 名による評価結果 (ID 05)



WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 333 HU)

VSD (閾値 333 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
手術記録		doubly committed	-	-	-	-
エコー		doubly committed	-	-	6.7	-
CT 読影		VSD あり	-	-	7	-
評価 前半	医師 a	Kirklin I	108	323	7.68	-
		-	-	338	6.97	-
				[283—393]		
評価 後半	医師 e	p.m. outlet	229	349	6.63	6.24
		-	-	329	6.69	6.11
				[289—369]		
評価	医師 c	Kirklin I	41	333	6.73	-
後半	医師 K	Kirklin I	25		6.66	6.44

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
334.33	8.03	6.89	0.37	6.70	0.53

表 9-06 医師 4 名による評価結果 (ID 06)



WL/WW: 200/800

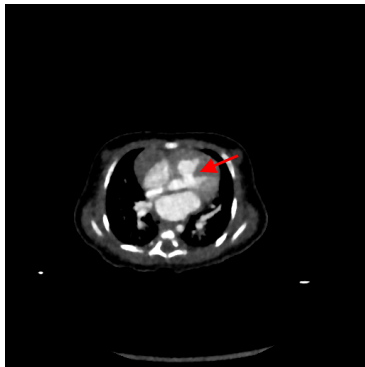
全体像 (閾値 373 HU)

VSD (閾値 373 HU)

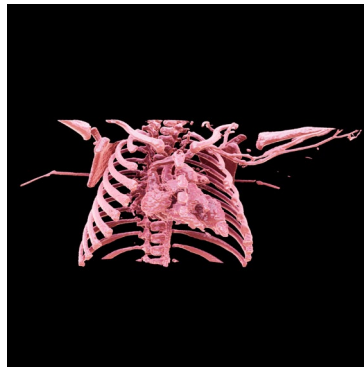
		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	doubly committed	-	-	-	-
	エコー	doubly committed	-	-	4.5	-
	CT 読影	doubly committed	-	-	-	-
評価	医師 d	p.m. outlet	172	350	7.09	5.47
		-	-	365	6.9	4.68
				[330—400]		
前半	医師 g	doubly committed	84	330	8.04	-
		-	-	380	7.13	-
				[340—421]		
評価	医師 f	doubly committed	30	373	6.02	5.82
後半	医師 j	doubly committed	34		7.47	4.75

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
361.83	17.08	7.11	0.61	5.98	1.23

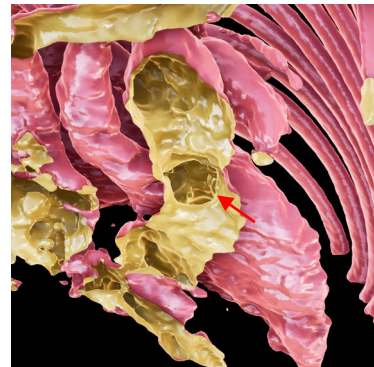
表 9-07 医師 4 名による評価結果 (ID 07)



WL/WW: 200/600



全体像 (閾値 347 HU)

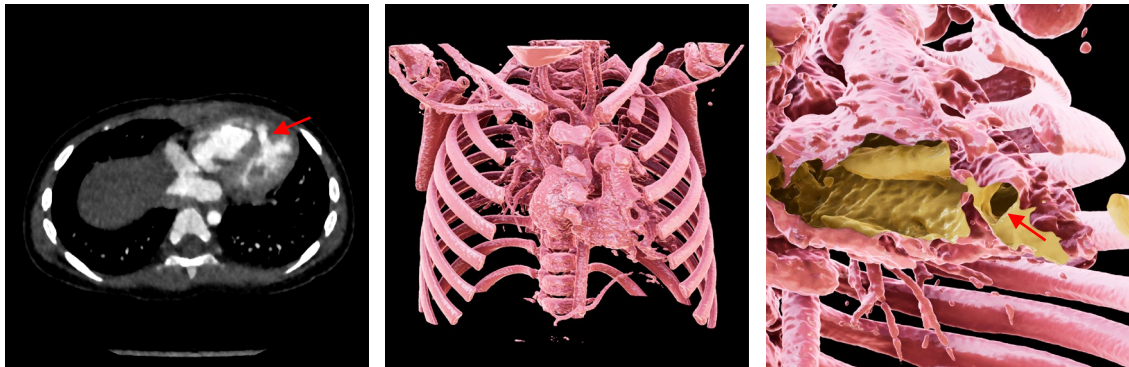


VSD (閾値 347 HU)

	VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
手術記録	doubly committed	-	-	10	5
エコー	conus defect	-	-	7.2	5.4
CT 読影	大動脈弁下	-	-	7	-
評価 前半	医師 f	115	360	7.91	7.02
		-	355	8.29	6.96
			[330—380]		
評価 後半	医師 h	59	330	7.09	6.32
		-	340	6.63	6.2
			[300—380]		
評価	医師 e	19	347	7.8	6.91
後半	医師 L	50		Kirklin I	6.69

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
346.67	9.75	7.40	0.63	6.64	0.33

表 9-08 医師 4 名による評価結果 (ID 08)



WL/WW: 200/600

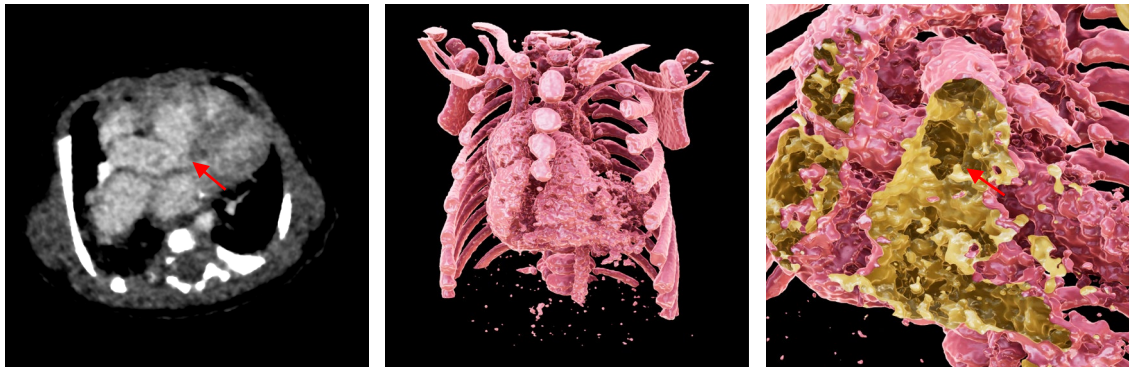
全体像 (閾値 291 HU)

VSD (閾値 291 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	muscular apex	-	-	-	-
	エコー	muscular apex	-	-	9.5	7.1
	CT 読影	muscular apex	-	-	5	-
※「膜性部にも 2mm 程度の心室中隔描出不明瞭な箇所あり」との記載						
評価 前半	医師 b	p.m. outlet	107	310	5.96	-
		-	-	305	5.95	-
				[288—322]		
	医師 J	subaortic	273	311	6.48	-
		-	-	276	6.92	-
				[265—288]		
評価 後半	医師 a	p.m.	47	291	7.49	-
	医師 I	p.m. outlet	32	291	6.91	-

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
297.33	12.43	6.62	0.55	-	-

表 9-09 医師 4 名による評価結果 (ID 09)



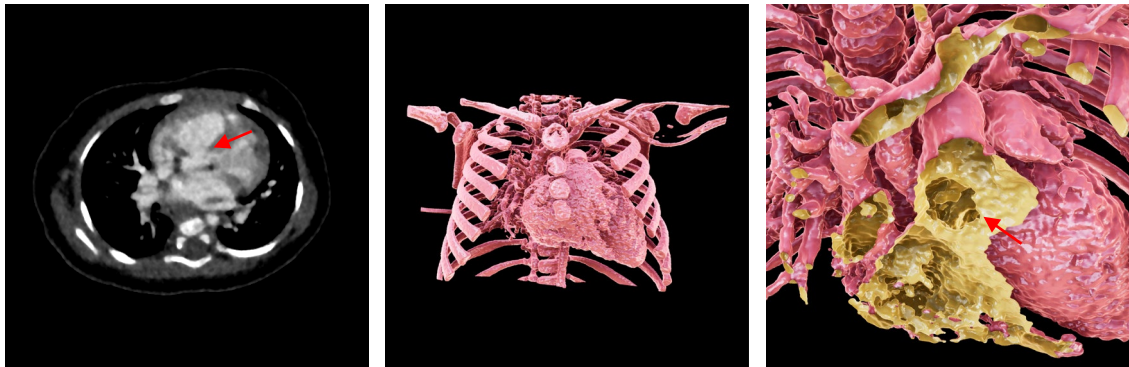
WL/WW: 150/350

全体像 (閾値 191 HU)

VSD (閾値 191 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
手術記録		muscular outlet	-	-	-	-	
エコー		muscular outlet	-	-	6.0	-	
CT 読影		VSD あり	-	-	-	-	
※「造影剤の注入圧が異常に高く、注入速度が非常に遅かったため 90 秒というかなり遅い相での撮像となっています。」との記載							
医師 c		不明 (VSD 同定出来ず)	492	164	-	-	
評価							
前半	医師 l	Kirklin I	140	165	10.39	-	
				191	9.92	-	
				[189—193]			
後半	医師 a	doubly committed	40	191	7.45	-	
	医師 f	muscular outlet	63		8.05	-	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
	180.40	12.99	8.95	1.23	-	-	

表 9-10 医師 4 名による評価結果 (ID 10)



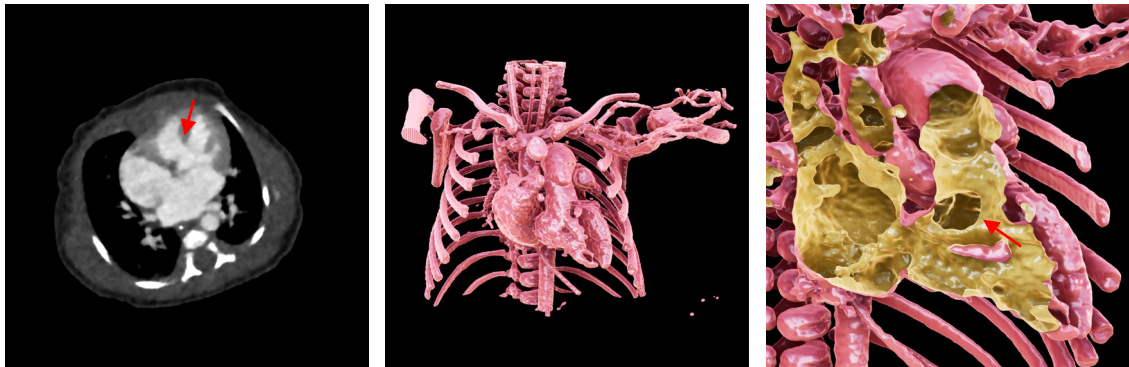
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 239 HU)

VSD (閾値 239 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
手術記録		muscular outlet	-	-	-	-	
エコー		doubly committed	-	-	8.6	-	
CT 読影		VSD あり	-	-	11	-	
評価 前半	医師 c	p.m. outlet	180	232	10.77	-	
		-	-	239	10.83	-	
	[215—264]						
	医師 f	doubly committed	124	240	11.26	10.19	
		-	-	239	10.57	9.52	
[230—248]							
評価 後半	医師 d	p.m. outlet	73	239	11.96	9.3	
	医師 K	Kirklin I	47		13.06	9.59	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		238.17	2.78	11.41	0.87	10.03	0.61

表 9-11 医師 4 名による評価結果 (ID 11)



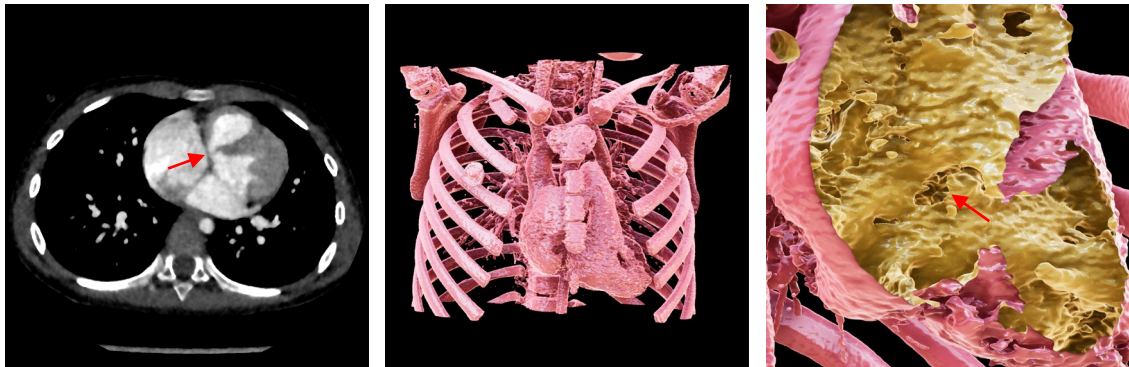
WL/WW: 300/1000

全体像 (閾値 438 HU)

VSD (閾値 438 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	muscular trabecular	-	-	-	-	
	エコー	p.m. trabecular	-	-	7.7	-	
	CT 読影	VSD あり	-	-	7	-	
評価 前半	医師 a	p.m. outlet	105	348	9.69	6.91	
		-	-	393	8.57	6.74	
			[298—488]				
評価 後半	医師 I	p.m. outlet	200	483	8.76	6.52	
		-	-	483	8.76	6.52	
			[425—542]				
評価	医師 b	large p.m.	34	438	8.57	6.46	
後半	医師 J	p.m. outlet	33		8.51	6.57	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		430.67	48.13	8.81	0.41	6.62	0.16

表 9-12 医師 4 名による評価結果 (ID 12)



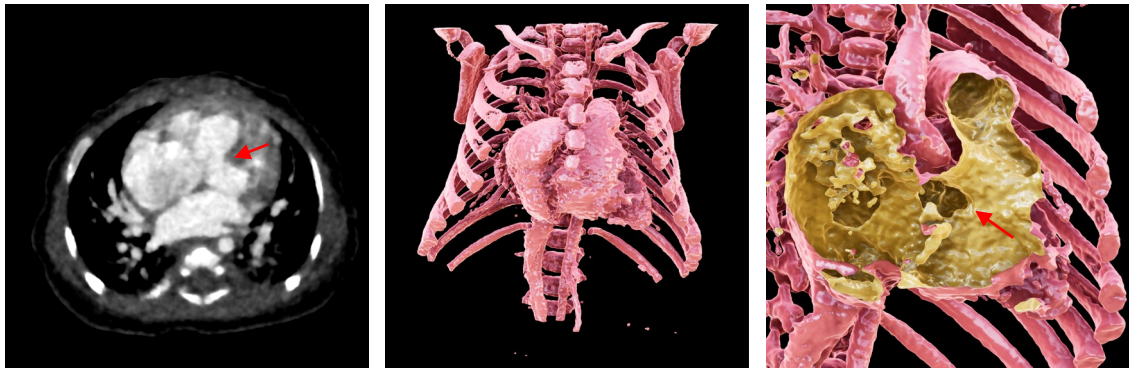
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 267 HU)

VSD (閾値 267 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. with pouch	-	-	-	-	
	エコー	p.m. with pouch	-	-	5.1	-	
	CT 読影	VSD 疑い	-	-	-	-	
評価 前半	医師 a	p.m. inlet	220	254	17.28	-	
		-	-	274	15.15	-	
				[234—314]			
評価 後半	医師 K	p.m. trabecular	120	310	16.36	10.18	
		-	-	260	6.22	-	
				[180—340]			
評価	医師 b	p.m. outlet	175	267	10.45	4.97	
後半	医師 I	p.m. outlet	65		11.24	6.05	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
	272.00	18.10	12.78	3.86	9.98	4.74	

表 9-13 医師 4 名による評価結果 (ID 13)



WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 299 HU)

VSD (閾値 299 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m.	-	-	10	-
	エコー	large p.m.	-	-	-	-
	CT 読影	p.m.	-	-	5	-
評価 前半	医師 d	p.m. outlet	148	308	7.73	-
		-	-	305	6.97	-
				[290—320]		
評価 後半	医師 g	p.m. trabecular	65	285	10.44	-
		-	-	293	9.82	-
				[283—304]		
評価	医師 c	muscular trabecular	61	299	8.11	6.34
後半	医師 L	p.m. inlet	106		8.78	6.46

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
298.33	7.54	8.64	1.19	7.96	1.61

表 9-15 医師 4 名による評価結果 (ID 15)



WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 215 HU)

VSD (閾値 215 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m.	-	-	10	-	
	エコー	p.m.	-	-	8.9	-	
	CT 読影	p.m.	-	-	8.5	7.6	
評価 前半	医師 g	p.m. trabecular	63	244	11.24	-	
		-	-	225	11.88	-	
				[214—237]			
評価 後半	医師 L	p.m. inlet	68	214	9.27	-	
		-	-	205	9.36	-	
				[202—209]			
評価	医師 d	p.m. outlet	170	215	11.00	-	
評価	医師 h	large p.m.	34		11.06	10.95	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
	220.00	12.20	10.64	0.98	10.62	0.97	

表 9-16 医師 4 名による評価結果 (ID 16)



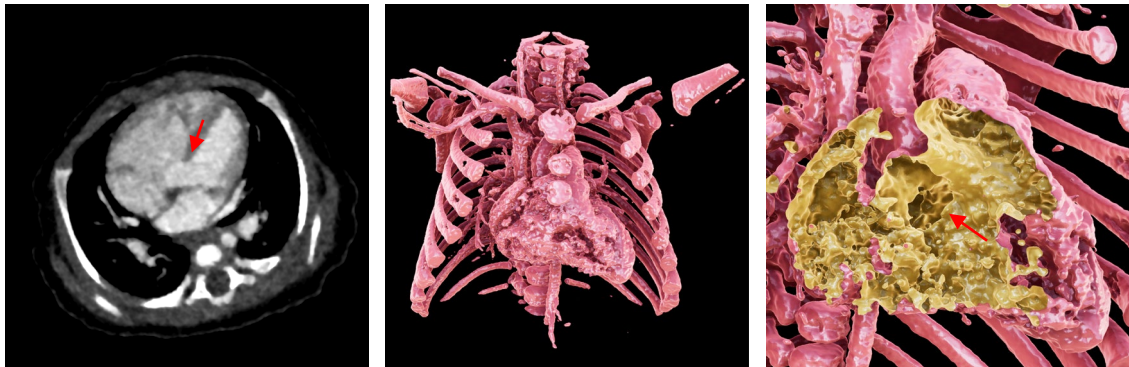
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 212 HU)

VSD (閾値 212 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m.	-	-	10	-	
	エコー	p.m.	-	-	7.7	-	
	CT 読影	p.m.	-	-	6	-	
評価 前半	医師 d	p.m. outlet	235	200	7.06	-	
		-	-	205	6.44	-	
				[180—230]			
評価 後半	医師 h	p.m. outlet	93	200	8.69	8.12	
		-	-	220	8.08	7.01	
				[200—240]			
評価	医師 g	p.m.	47	212	8.37	-	
評価	医師 j	p.m. outlet	37		6.66	6.43	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		208.33	7.31	7.55	0.87	7.24	0.76

表 9-17 医師 4 名による評価結果 (ID 17)



WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 262 HU)

VSD (閾値 262 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m.	-	-	-	-
	エコー	large p.m.	-	-	8	-
	CT 読影	僧帽弁直下	-	-	10	-
評価 前半	医師 c	p.m. outlet	505	279	11.91	-
		-	-	279	11.91	-
				[279—279]		
評価 後半	医師 f	p.m. outlet	100	246	14.63	12.26
		-	-	245	15.14	11.79
				[225—265]		
評価	医師 e	p.m.	19	262	11.97	9.9
後半	医師 K	doubly committed	90		2.45	-

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
262.17	13.68	13.11	1.46	11.55	0.84

表 9-18 医師 4 名による評価結果 (ID 18)



WL/WW: 250/700

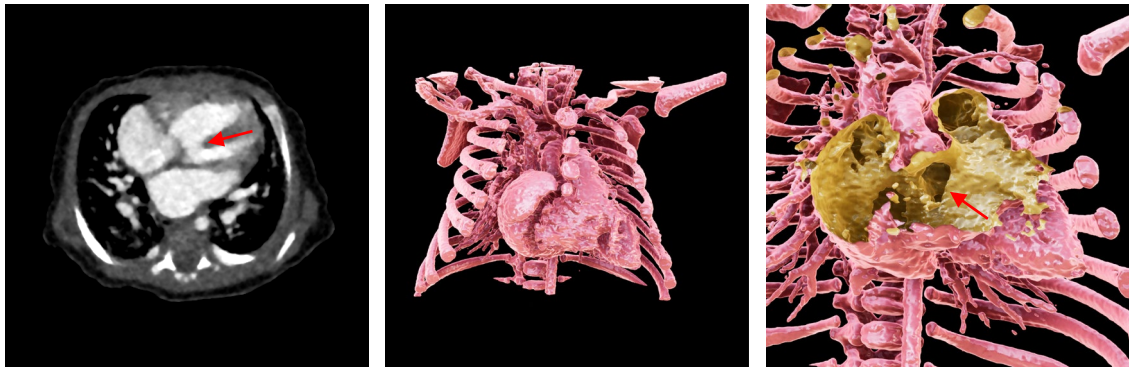
全体像 (閾値 362 HU)

VSD (閾値 362 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m. with pouch	-	-	8	-
	エコー	large p.m.	-	-	8	-
	CT 読影	漏斗部で存在不明瞭	-	-	-	-
評価 前半	医師 f	p.m. outlet	222	410	7.82	5.31
		-	-	410	7.82	5.31
			[390—430]			
評価 後半	医師 h	p.m. inlet	89	300	10.65	8.24
		-	-	315	10.08	7.55
			[280—350]			
評価	医師 g	p.m. inlet	61	362	8.56	-
後半	医師 L	p.m. outlet	130		8.08	5.7

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
360.00	42.11	8.84	1.12	6.78	1.38

表 9-19 医師 4 名による評価結果 (ID 19)



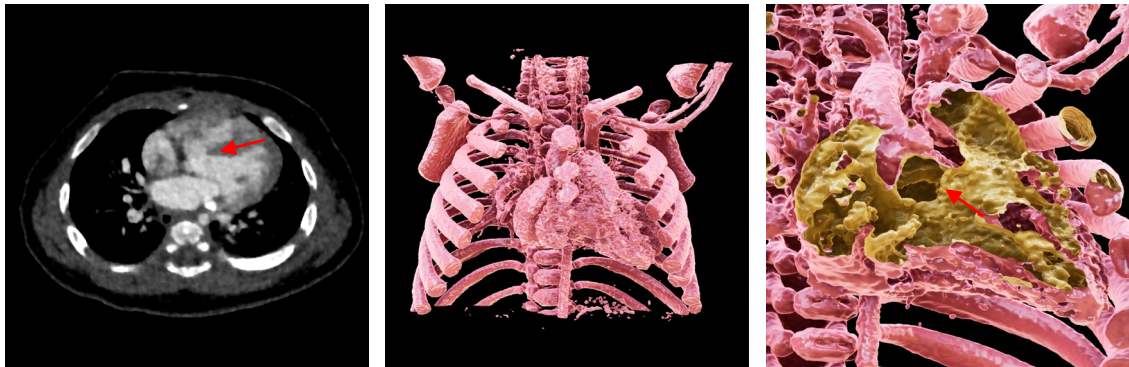
WL/WW: 200/700

全体像 (閾値 288 HU)

VSD (閾値 288 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m.	-	-	8	-	
	エコー	p.m.	-	-	6.7~7.0	-	
	CT 読影	p.m.	-	-	6	-	
評価 前半	医師 h	p.m. outlet	70	250	10.8	7.03	
		-	-	320	8.4	6.66	
				[260—380]			
評価 後半	医師 L	p.m. inlet	80	260	10.32	7.69	
		-	-	255	10.62	7.61	
				[251—260]			
評価	医師 e	p.m. inlet	12	288	10.99	6.69	
後半	医師 g	p.m. inlet	40		8.6	6.6	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
	276.83	24.36	9.96	1.05	7.05	0.45	

表 9-20 医師 4 名による評価結果 (ID 20)



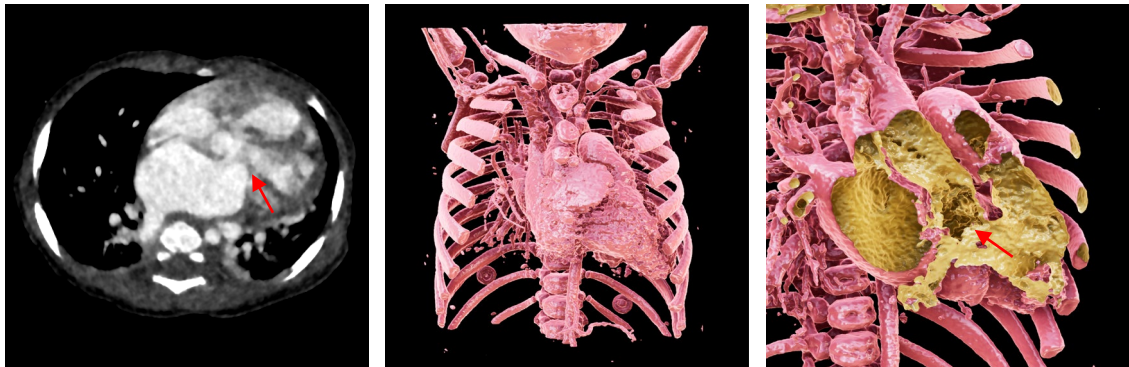
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 206 HU)

VSD (閾値 206 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m.	-	-	10	-	
	エコー	p.m.	-	-	6.5	-	
	CT 読影	p.m.	-	-	6	-	
評価 前半	医師 g	p.m.	120	199	9.4	-	
		-	-	235	8.68	-	
	[203—267]						
	医師 J	p.m. outlet	115	192	9.6	-	
		-	-	177	9.83	-	
[155—199]							
評価 後半	医師 c	p.m. outlet	57	206	10.54	-	
	医師 h	p.m. outlet	23		10.9	10.23	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		202.50	17.58	9.83	0.73	9.71	0.60

表 9-21 医師 4 名による評価結果 (ID 21)



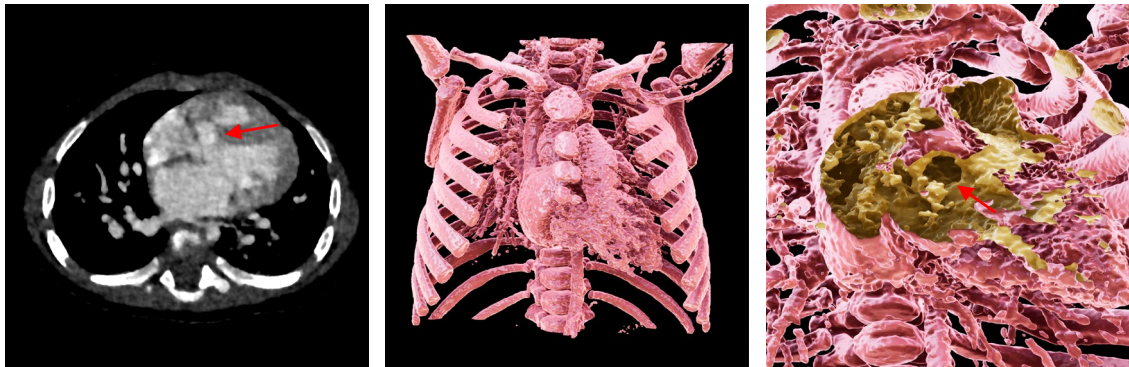
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 273 HU)

VSD (閾値 273 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
手術記録		p.m. with pouch	-	-	10	8	
エコー		p.m.	-	-	6.5	-	
CT 読影		VSD あり	-	-	10	-	
評価 前半	医師 e	doubly committed	267	230	4.52	-	
		-	-	250	6.72	-	
				[220—280]			
評価 後半	医師 g	p.m. inlet	232	299	12.12	7.82	
		-	-	295	12.55	7.67	
				[281—310]			
評価	医師 f	p.m.	56		10.4	-	
後半	医師 K	p.m. inlet	95	273	12.98	11.01	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
	270.00	24.17	12.01	0.98	9.23	1.50	

表 9-22 医師 4 名による評価結果 (ID 22)



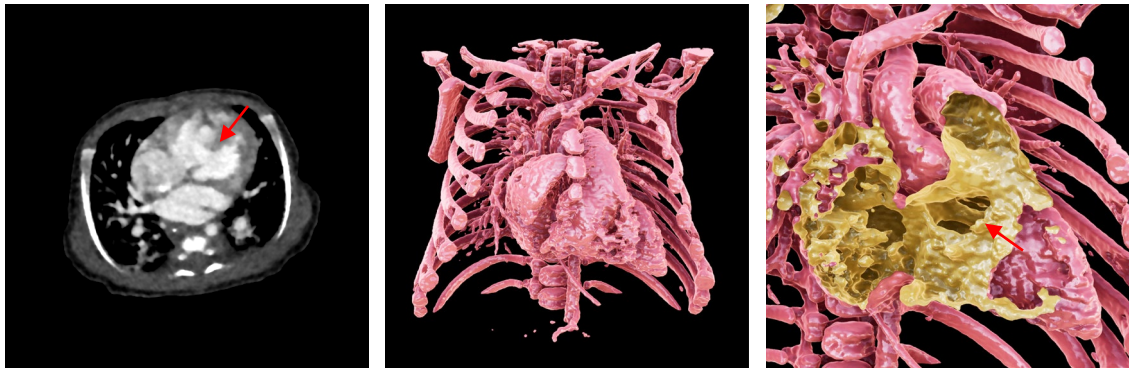
WL/WW: 200/500

全体像 (閾値 221 HU)

VSD (閾値 221 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. with pouch	-	-	10	8	
	エコー	p.m. with pouch	-	-	9	-	
	CT 読影	p.m.	-	-	9	-	
評価 前半	医師 e	inlet	170	210	7.62	-	
		-	-	250	6.7	-	
				[230—270]			
	医師 g	p.m.	68	194	11.44	-	
-		-	-	192	11.26	-	
			[186—198]				
評価 後半	医師 h	p.m. trabecular	60	221	10.14	8.2	
	医師 L	p.m. outlet	93		7.85	-	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
	214.67	19.54	9.17	1.86	8.85	1.83	

表 9-23 医師 4 名による評価結果 (ID 23)



WL/WW: 200/700

全体像 (閾値 299 HU)

VSD (閾値 299 HU)

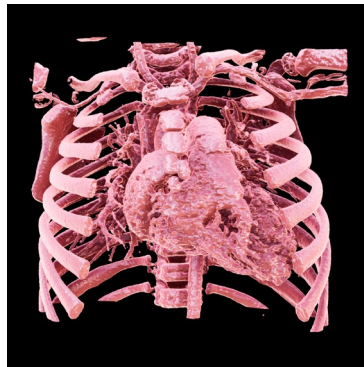
		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m.	-	-	15	10
	エコー	p.m. trabecular	-	-	9.7	-
	CT 読影	VSD あり	-	-	11	-
評価 前半	医師 d	p.m. outlet	135	250	11	8.42
		-	-	310	10.58	7.28
				[270—350]		
評価 後半	医師 L	p.m. trabecular	125	298	11.84	7.16
		-	-	289	11.52	7.39
				[270—308]		
評価	医師 c	p.m. outlet	89	299	12.42	7.52
後半	医師 g	p.m. trabecular	32		12.16	7.25

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
291.00	19.32	11.59	0.64	7.50	0.43

表 9-24 医師 4 名による評価結果 (ID 24)



WL/WW: 200/600



全体像 (閾値 313 HU)

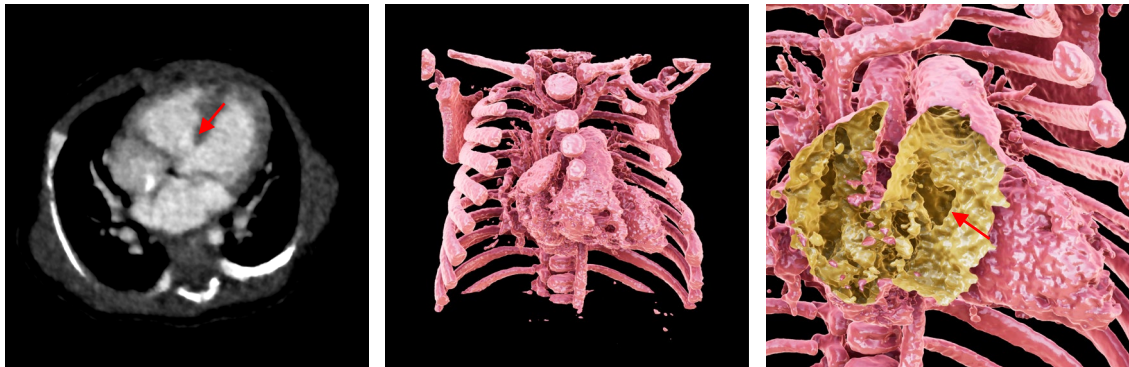


VSD (閾値 313 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m. with pouch	-	-	10	-
	エコー	p.m. with pouch	-	-	7	-
	CT 読影	p.m.	-	-	11	-
評価 前半	医師 d	p.m. inlet	110	290	10.58	-
		-	-	310	10.97	-
				[290—330]		
評価 後半	医師 f	p.m. outlet with pouch	187	312	11.2	8.82
		-	-	317	10.91	8.98
				[292—342]		
評価	医師 h	p.m. with pouch	18	313	12.16	11.45
後半	医師 j	p.m.	37		12.44	11.14

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
309.33	8.90	11.38	0.68	10.32	1.04

表 9-26 医師 4 名による評価結果 (ID 26)



WL/WW: 200/500

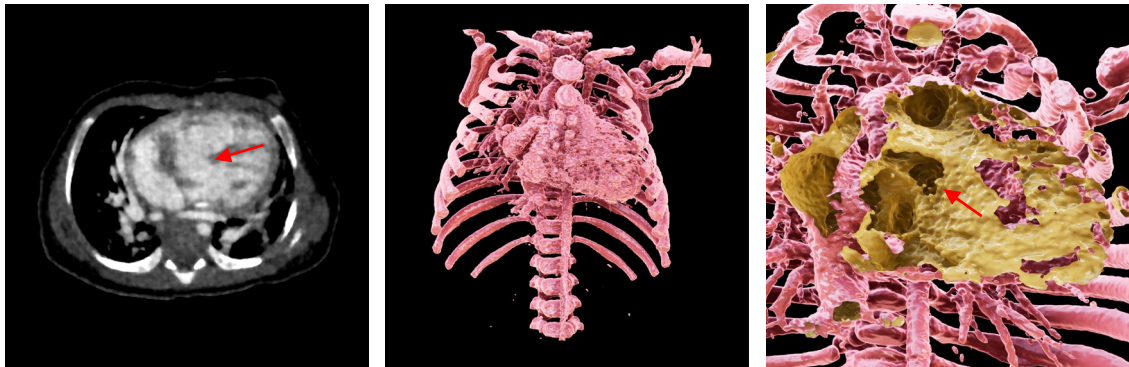
全体像 (閾値 212 HU)

VSD (閾値 212 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m.	-	-	8	6
	エコー	p.m. trabecular	-	-	7.3	4.6
	CT 読影	VSD あり	-	-	7	-
評価 前半	医師 f	large p.m.	148	180	11.78	10.18
		-	-	185	10.52	10.34
				[170—200]		
評価 後半	医師 h	p.m. outlet	105	230	10.91	10.28
		-	-	240	12.45	7.78
				[200—280]		
評価	医師 d	p.m. outlet	93	212	11.93	8.63
後半	医師 L	p.m. outlet	214		11.01	8.5

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
210.00	21.75	11.43	0.67	9.29	1.02

表 9-27 医師 4 名による評価結果 (ID 27)



WL/WW: 200/600

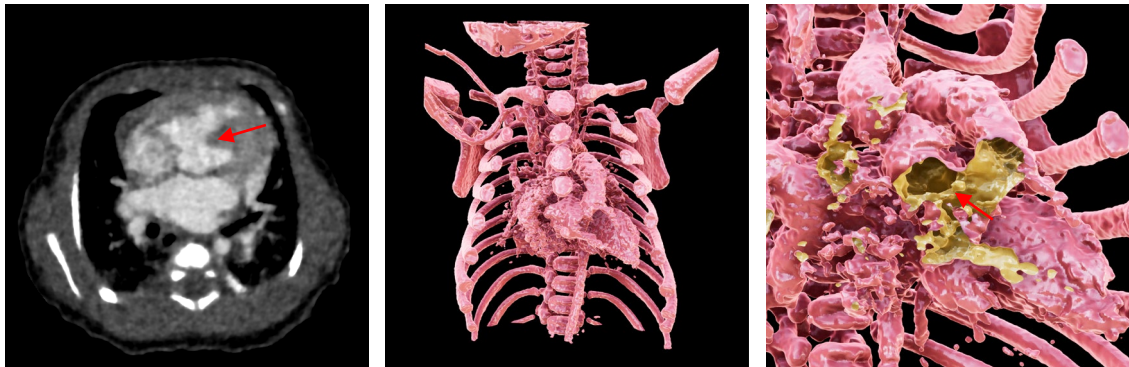
全体像 (閾値 270 HU)

VSD (閾値 270 HU)

	VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
手術記録	p.m.	-	-	-	-
エコー	p.m. with pouch 少なくとも 2 孔の muscular	-	-	8.3	-
CT 読影	p.m. 複数の筋性部 VSD 疑い	-	-	11	-
医師 e	p.m. inlet	120	280	11.1	-
	-	-	270	10.58	-
評価			[260—280]		
前半	p.m. trabecular	114	270	14.0	9.16
	-	-	270	14.0	9.16
評価			[240—300]		
後半	医師 g	p.m.	74	13.66	11.12
	医師 J	p.m. outlet	46	12.95	-

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
271.67	3.73	12.72	1.38	10.68	1.30

表 9-28 医師 4 名による評価結果 (ID 28)



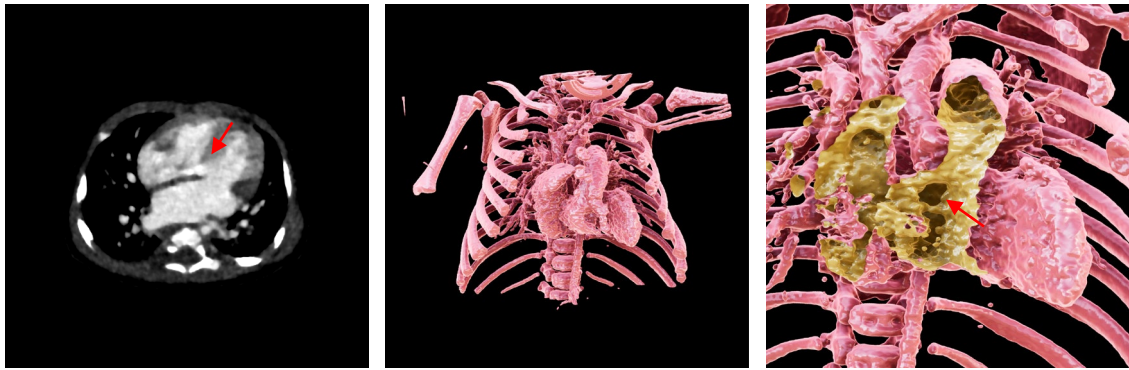
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 308 HU)

VSD (閾値 308 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. outlet	-	-	-	-	
	エコー	p.m.	-	-	8.9	-	
	CT 読影	p.m.	-	-	8	-	
評価 前半	医師 b	p.m. outlet	372	306	7.86	-	
		-	-	331	7.56	-	
			[324—338]				
評価 後半	医師 K	p.m. trabecular	76	330	8.41	-	
		-	-	285	8.6	-	
			[220—350]				
評価	医師 a	p.m.	101	308	9.3	-	
後半	医師 I	large p.m. outlet	189		計測不能	-	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		311.33	15.70	8.35	0.61	-	-

表 9-29 医師 4 名による評価結果 (ID 29)



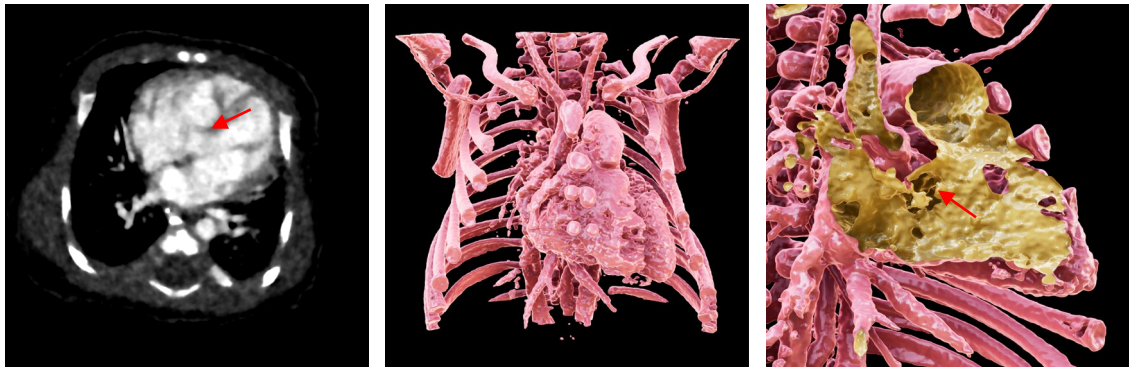
WL/WW: 200/500

全体像 (閾値 291 HU)

VSD (閾値 291 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. with pouch	-	-	10	-	
	エコー	p.m.	-	-	7.3	6.9	
	CT 読影	VSD あり	-	-	9	5	
評価 前半	医師 f	p.m.	183	302	6.04	4.41	
		-	-	297	5.67	4.33	
	[292—302]						
	医師 L	p.m. outlet	440	297	4.78	-	
		-	-	285	4.74	-	
[282—288]							
評価 後半	医師 d	p.m.	162	291	6.36	5.47	
	医師 g	p.m.	55		5.99	-	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		293.83	5.49	5.60	0.62	4.95	0.59

表 9-31 医師 4 名による評価結果 (ID 31)



WL/WW: 250/600

全体像 (閾値 364 HU)

VSD (閾値 364 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. inlet	-	-	-	-	
	エコー	p.m. inlet and outlet	-	-	7.5	5.2	
	CT 読影	VSD あり	-	-	6	-	
評価 前半	医師 d	p.m.	98	370	6.61	-	
		-	-	367	7.11	-	
				[365—370]			
評価 後半	医師 e	p.m. inlet	59	381	8.86	-	
		-	-	361	9.13	-	
				[361—361]			
評価	医師 f	p.m.	31	364	9.4	-	
後半	医師 j	p.m. trabecular	50		6.56	-	
		閾値 (HU)	3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)		
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		368.00	6.46	7.95	1.21	-	-

表 9-33 医師 4 名による評価結果 (ID 33)



WL/WW: 200/600

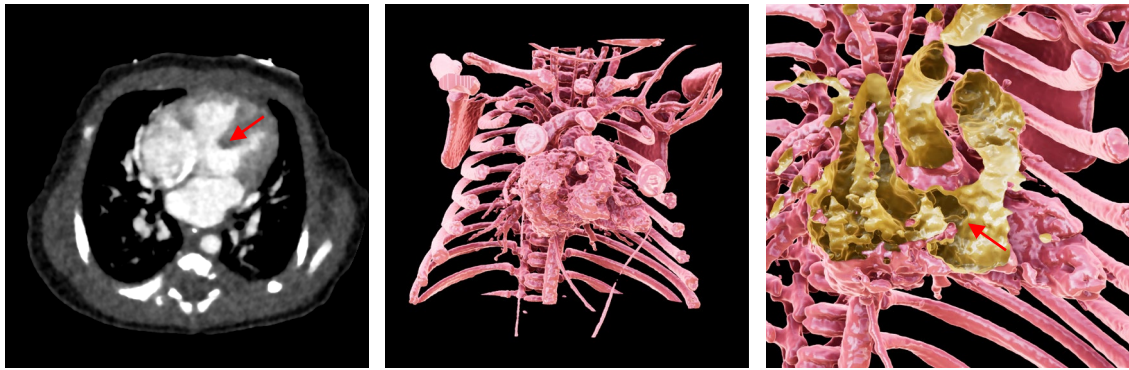
全体像 (閾値 264 HU)

VSD (閾値 264 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m. inlet	-	-	-	-
	エコー	p.m.	-	-	8.2	8.0
	CT 読影	p.m.	-	-	9	-
評価 前半	医師 d	p.m. inlet	127	260	11.62	-
		-	-	260	11.62	-
		[230—290]				
評価 後半	医師 g	p.m. inlet	78	224	15.97	-
		-	-	267	14.92	-
		[243—292]				
評価	医師 c	p.m. inlet	40	264	15.13	11.48
後半	医師 L	p.m. inlet	39		14.43	10.57

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
256.50	14.76	13.95	1.71	12.70	2.00

表 9-34 医師 4 名による評価結果 (ID 34)



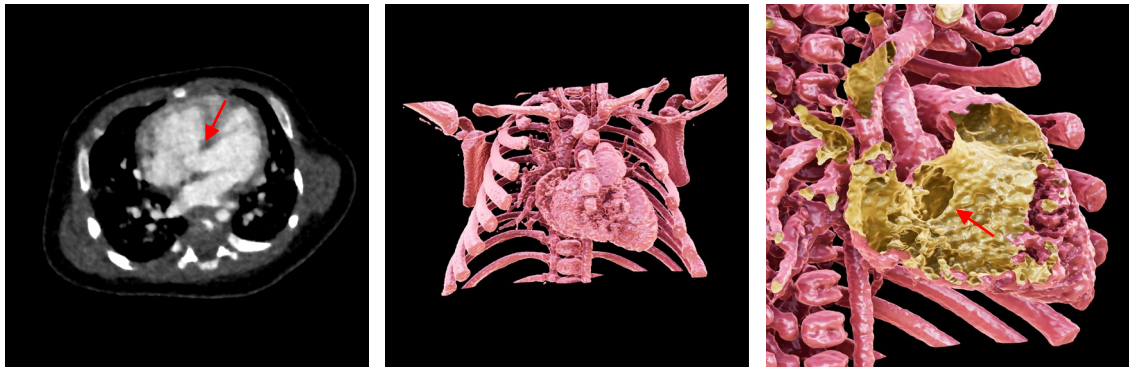
WL/WW: 200/700

全体像 (閾値 392 HU)

VSD (閾値 392 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
手術記録		p.m. inlet	-	-	10	-
エコー		large AVSD / inlet	-	-	7	-
CT 読影		AVSD	-	-	-	-
評価 前半	医師 b	p.m. inlet	189	426	5.38	3.16
		-	-	432	5.08	2.9
			[429—436]			
評価 後半	医師 J	p.m. trabecular	95	367	10.29	-
		-	-	351	10.85	-
			[325—377]			
評価	医師 a	p.m. trabecular	43	392	8.57	4.97
後半	医師 c	p.m. outlet	67		8.19	-
		閾値 (HU)	3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
	393.33	29.13	8.06	2.20	6.73	3.22

表 9-35 医師 4 名による評価結果 (ID 35)



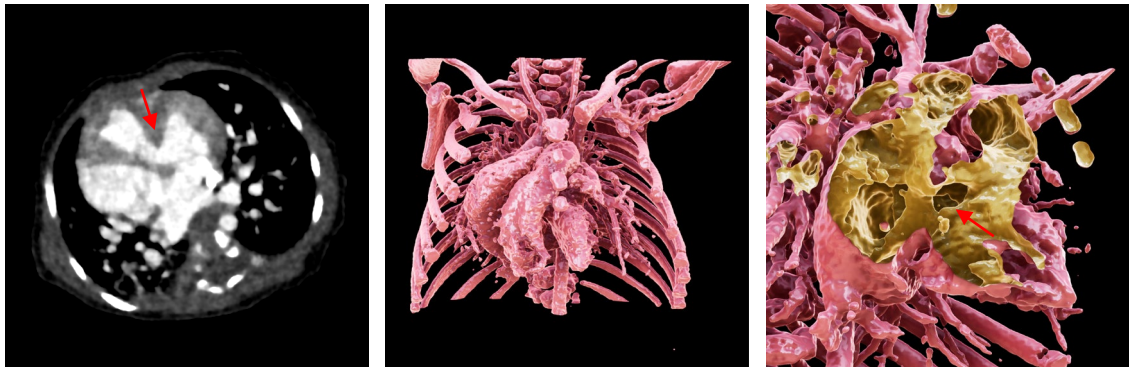
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 269 HU)

VSD (閾値 269 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. inlet and outlet	-	-	-	-	
	エコー	p.m. with pouch	-	-	10.8	7.6	
	CT 読影	VSD あり	-	-	12	-	
評価 前半	医師 a	p.m. trabecular and outlet	108	238	13.8	-	
		-	-	273	12.44	-	
				[248—298]			
	医師 K	p.m. trabecular	79	290	10.52	-	
		-	-	265	10.82	-	
			[170—360]				
評価 後半	医師 b	large p.m.	63	269	12.39	11.52	
	医師 I	p.m. outlet	36		13.48	12.92	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
	267.33	15.37	12.24	1.23	12.00	1.16	

表 9-36 医師 4 名による評価結果 (ID 36)



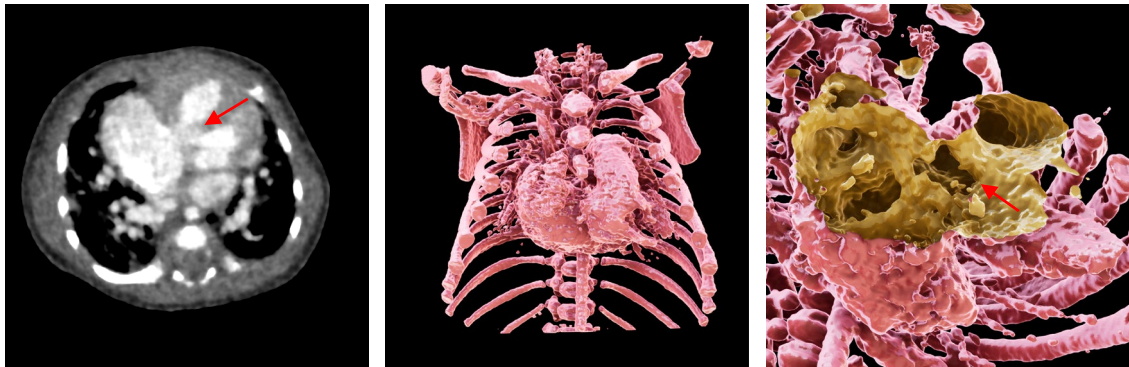
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 301 HU)

VSD (閾値 301 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
手術記録		p.m. outlet	-	-	-	-	
エコー		p.m. with pouch	-	-	5.5	-	
CT 読影		p.m.	-	-	5	-	
評価 前半	医師 a	p.m. outlet	138	292	8.59	5.1	
		-	-	287	7.98	4.94	
				[242—332]			
評価 後半	医師 I	p.m. outlet	108	273	8.96	-	
		-	-	315	7.78	-	
				[276—354]			
評価	医師 b	p.m. outlet	108	301	7.69	4.24	
後半	医師 J	p.m. outlet	54		8.29	-	
		閾値 (HU)	3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)		
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		294.83	13.09	8.22	0.45	6.55	1.84

表 9-37 医師 4 名による評価結果 (ID 37)



WL/WW: 100/500

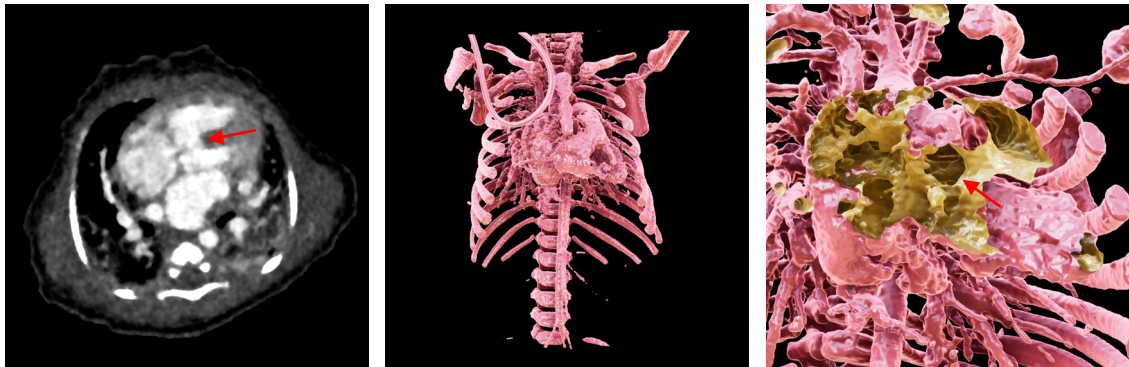
全体像 (閾値 230 HU)

VSD (閾値 230 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m. outlet	-	-	-	-
	エコー	p.m.	-	-	4.9	3.4
	CT 読影	VSD あり	-	-	4	-
評価	医師 d	p.m.	249	230	5.21	-
		-	-	230	5.21	-
		[220—240]				
前半	医師 l	p.m. inlet and outlet	115	246	9.24	6.76
		-	-	229	8.89	6.42
		[215—244]				
評価	医師 a	p.m. outlet	48	230	8.82	8.13
後半	医師 K	p.m. trabecular	58		5.1	4.87

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
232.50	6.04	7.08	1.91	6.10	1.14

表 9-40 医師 4 名による評価結果 (ID 40)



WL/WW: 200/600

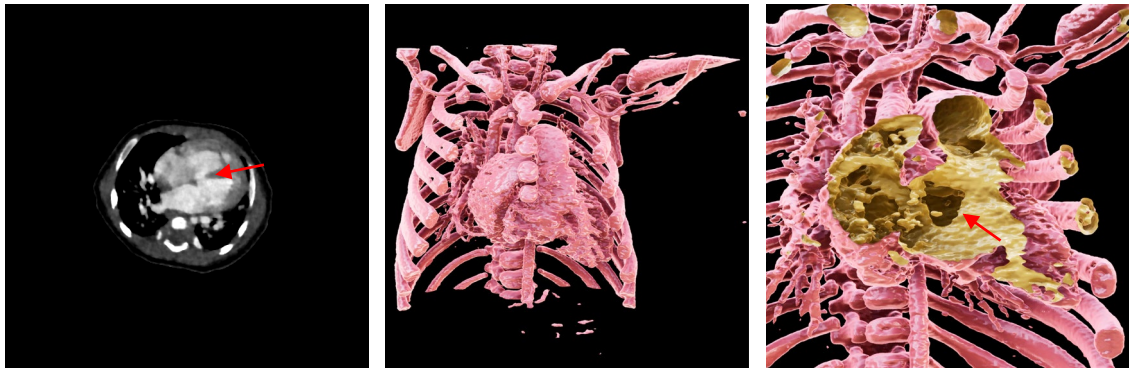
全体像 (閾値 310 HU)

VSD (閾値 310 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m. outlet	-	-	-	-
	エコー	p.m.	-	-	5~6	-
	CT 読影	VSD あり	-	-	5	-
評価	医師 c	p.m. trabecular	165	294	8.52	-
		-	-	294	8.93	-
		[215—373]				
前半	医師 l	p.m. outlet	70	321	7.82	-
		-	-	325	7.09	-
		[300—351]				
評価	医師 e	p.m.	35	310	7.98	7.93
後半	医師 f	p.m.	44		6.8	-

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
309.00	12.02	7.86	0.74	7.85	0.74

表 9-41 医師 4 名による評価結果 (ID 41)



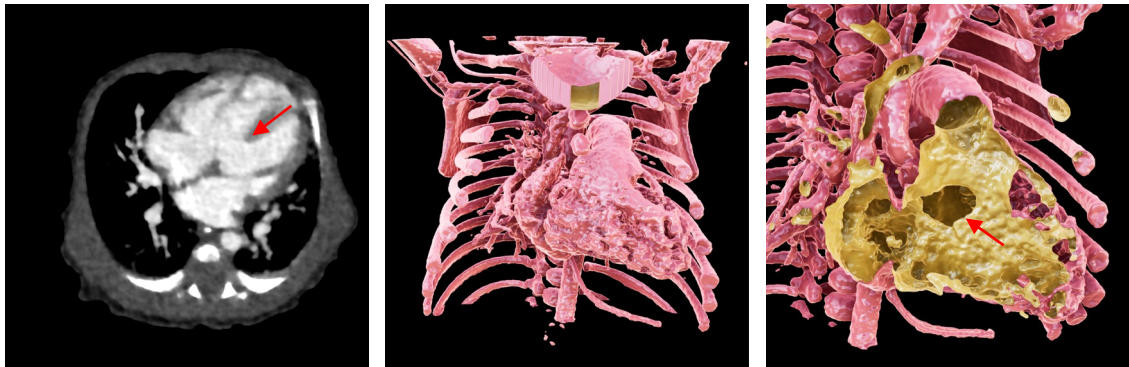
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 227 HU)

VSD (閾値 227 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. outlet	-	-	-	-	
	エコー	p.m.	-	-	8.4	6.6	
	CT 読影	VSD あり	-	-	6	-	
評価 前半	医師 g	p.m.	49	192	8.93	-	
		-	-	205	8.66	-	
	[165—245]						
	医師 J	p.m. inlet	148	225	10.2	9.27	
		-	-	248	10.52	9.63	
[232—265]							
評価 後半	医師 a	p.m. trabecular	39	227	10.75	-	
	医師 I	large p.m.	23		10.88	10.81	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
	220.67	17.96	9.99	0.87	9.68	0.84	

表 9-42 医師 4 名による評価結果 (ID 42)



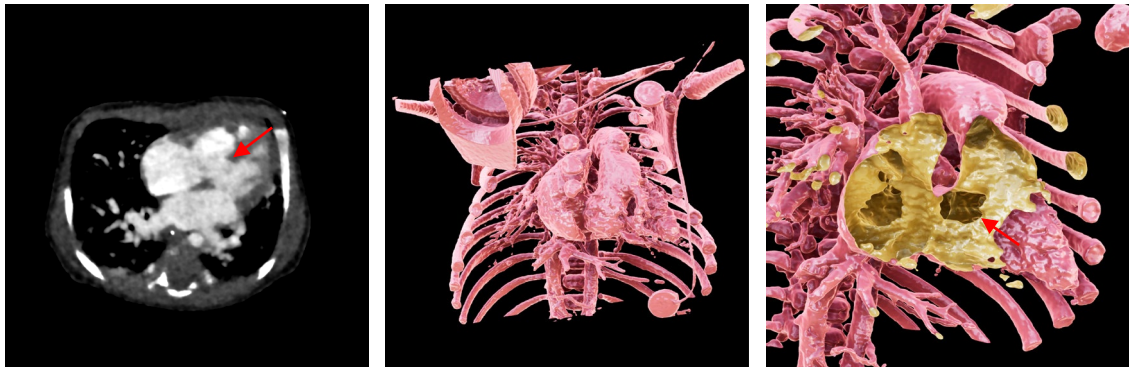
WL/WW: 200/700

全体像 (閾値 321 HU)

VSD (閾値 321 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. trabecular	-	-	-	-	
	エコー	p.m.	-	-	8.6	7.0	
	CT 読影	VSD あり	-	-	11	-	
評価 前半	医師 b	p.m. inlet	149	364	10.11	-	
		-	-	361	9.99	-	
	[330—393]						
	医師 L	p.m. outlet	75	334	11.56	9.44	
		-	-	280	12.23	9.74	
[227—334]							
評価 後半	医師 a	p.m. outlet	47	321	10.04	-	
	医師 K	p.m. inlet	24		11.91	9.45	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		330.33	28.21	10.97	0.95	9.80	0.27

表 9-43 医師 4 名による評価結果 (ID 43)



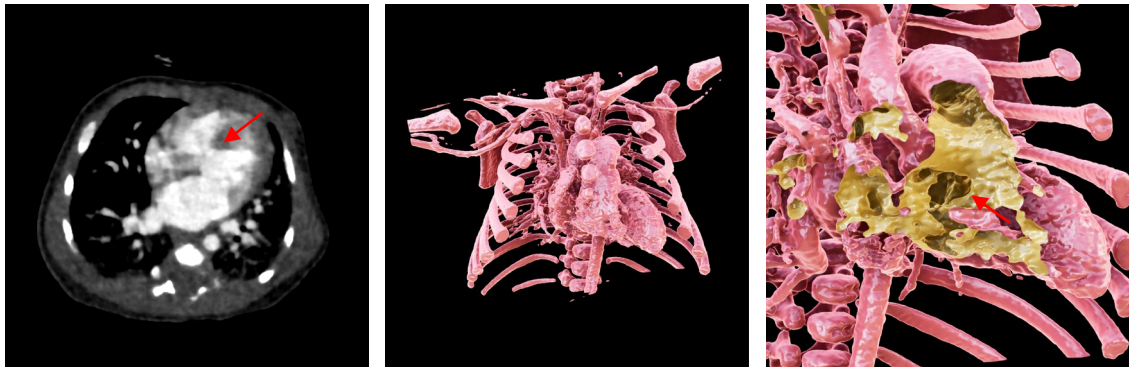
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 253 HU)

VSD (閾値 253 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. trabecular	-	-	-	-	
	エコー	p.m.	-	-	6.6	4.2	
	CT 読影	VSD あり	-	-	10	-	
評価 前半	医師 c	p.m. outlet	270	241	10.68	-	
		-	-	250	10.11	-	
				[197—303]			
	医師 J	p.m. outlet	158	241	12.45	-	
		-	-	256	12.47	-	
				[227—285]			
評価 後半	医師 b	p.m. inlet	40	253	11.15	7.46	
	医師 K	p.m. inlet	34		10.86	7.48	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		249.00	5.92	11.29	0.89	10.11	2.05

表 9-44 医師 4 名による評価結果 (ID 44)



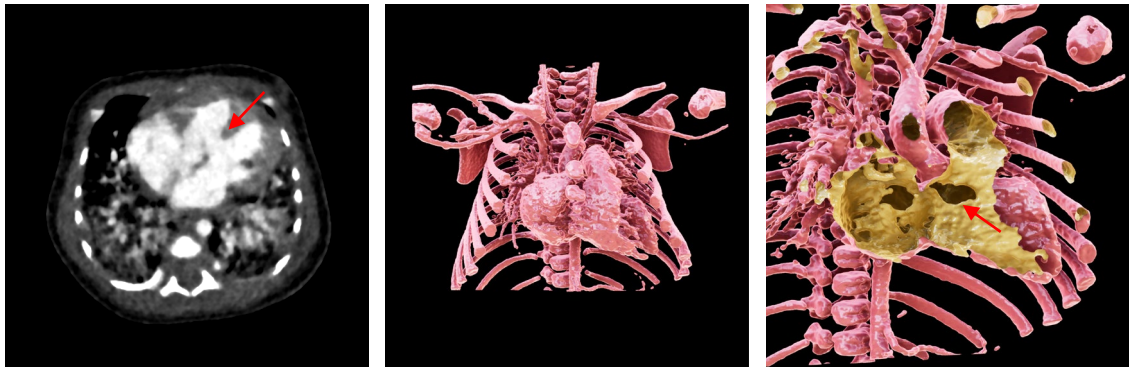
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 305 HU)

VSD (閾値 305 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. trabecular	-	-	10	5	
	エコー	large p.m.	-	-	9	-	
	CT 読影	p.m.	-	-	7	-	
評価	医師 b	p.m. inlet	175	297	8.79	-	
		-	-	314	7.51	-	
				[297—332]			
前半	医師 K	p.m. trabecular	50	380	8.16	5.44	
		-	-	295	8.57	7.49	
				[170—420]			
評価	医師 d	p.m. outlet with pouch	70	305	10.34	8.24	
後半	医師 l	p.m. trabecular	26		6.16	-	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		316.00	29.31	8.26	1.27	7.27	1.15

表 9-45 医師 4 名による評価結果 (ID 45)



WL/WW: 200/600

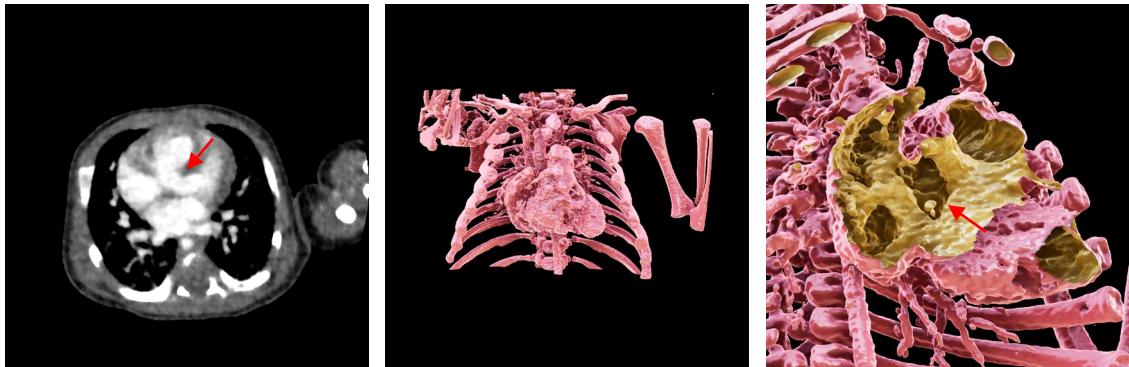
全体像 (閾値 302 HU)

VSD (閾値 302 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m. trabecular	-	-	-	-
	エコー	p.m. inlet	-	-	5.2	4.1
	CT 読影	VSD あり	-	-	10	-
評価 前半	医師 h	p.m. inlet	85	280	13.0	6.34
		-	-	290	11.46	5.72
				[260—320]		
評価 後半	医師 K	p.m. trabecular	55	320	11.83	5.56
		-	-	315	12.44	5.25
				[200—430]		
評価	医師 e	p.m. trabecular	15	302	14.36	6.68
後半	医師 f	p.m. trabecular	20		11.01	6.78

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
301.67	13.67	12.35	1.11	6.06	0.58

表 9-46 医師 4 名による評価結果 (ID 46)



WL/WW: 100/500

全体像 (閾値 213 HU)

VSD (閾値 213 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m. trabecular	-	-	-	-
	エコー	p.m.	-	-	4.9	4.4
	CT 読影	p.m.	-	-	7	-
評価 前半	医師 c	p.m. outlet	160	202	13.48	-
		-	-	227	12.32	-
				[191—264]		
評価 後半	医師 J	conal defect (Kirklin I + II)	301	207	13.52	-
		-	-	199	12.76	-
				[186—212]		
評価	医師 a	p.m. outlet	53	213	10.98	9.64
後半	医師 d	large p.m.	119		10.42	10.42

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
210.33	9.32	12.25	1.18	12.02	1.49

表 9-47 医師 4 名による評価結果 (ID 47)



WL/WW: 200/600

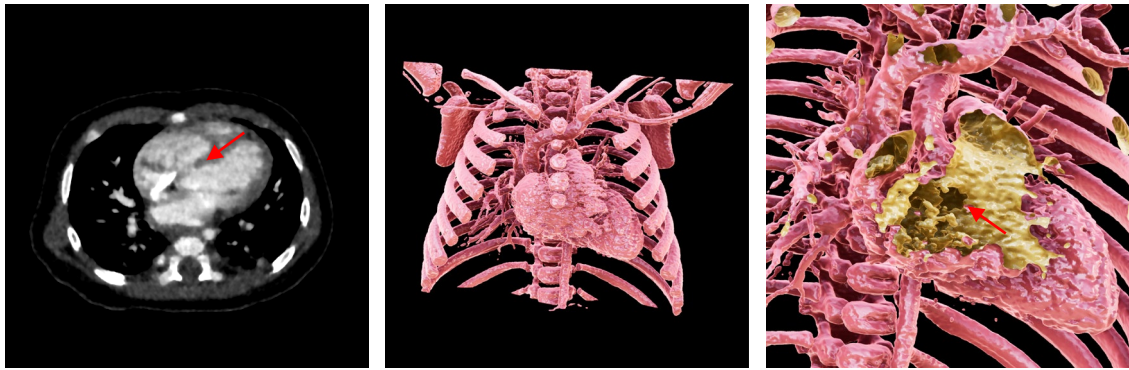
全体像 (閾値 230 HU)

VSD (閾値 230 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
	手術記録	p.m. trabecular with pouch	-	-	8	-
	エコー	p.m. with pouch	-	-	7	-
	CT 読影	p.m. with pouch	-	-	7	-
評価 前半	医師 c	p.m. trabecular	160	221	10.02	-
		-	-	216	9.99	-
			[193—239]			
後半	医師 e	p.m. inlet with pouch	93	220	10.08	-
		-	-	245	9.09	-
			[230—260]			
評価	医師 d	p.m. inlet	69	230	9.46	-
後半	医師 K	p.m. inlet	36		9.21	-

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
227.17	9.61	9.64	0.40	-	-

表 9-48 医師 4 名による評価結果 (ID 48)



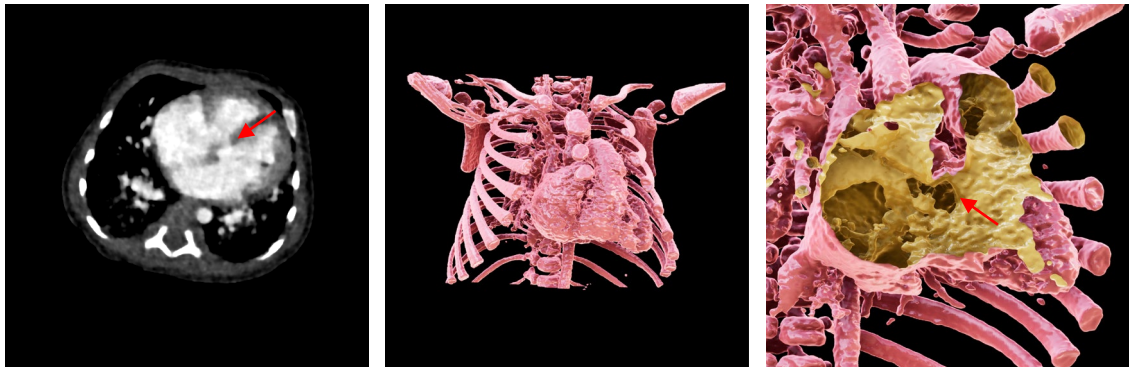
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 241 HU)

VSD (閾値 241 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. trabecular	-	-	-	-	
	エコー	large p.m.	-	-	6~7	-	
	CT 読影	p.m.	-	-	5	-	
評価 前半	医師 a	p.m. inlet	82	217	7.59	-	
		-	-	224	6.85	-	
				[207—242]			
	医師 l	p.m. trabecular	80	245	6.42	-	
		-	-	258	6.79	-	
				[252—265]			
評価 後半	医師 e	p.m.	24	241	7.14	6.23	
	医師 f	p.m. outlet	38		7.83	-	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		238.00	13.64	7.10	0.48	6.95	0.58

表 9-50 医師 4 名による評価結果 (ID 50)



WL/WW: 200/600

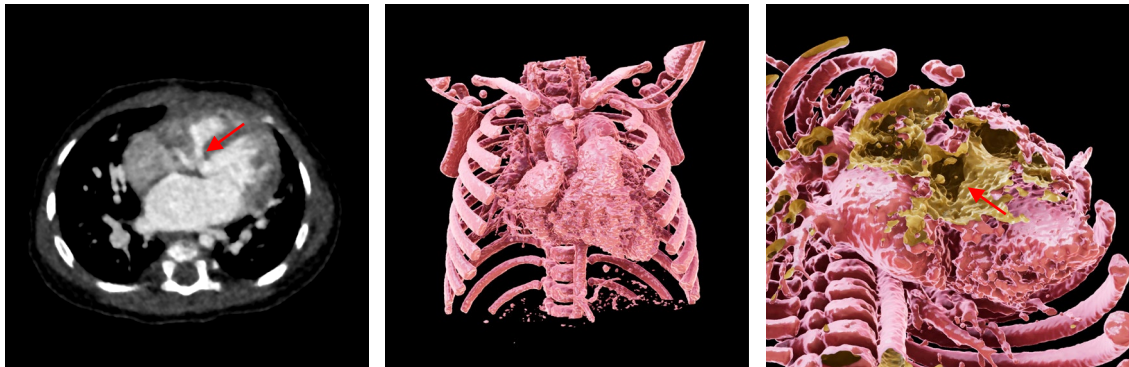
全体像 (閾値 272 HU)

VSD (閾値 272 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
手術記録		p.m. trabecular	-	-	-	-
エコー		p.m. outlet	-	-	8.4	6.6
CT 読影		VSD あり	-	-	5	-
評価 前半	医師 b	AVSD	96	234	15.1	9.74
		-	-	237	16.1	9.18
				[226—248]		
評価 後半	医師 l	p.m. inlet	157	314	6.75	4.73
		-	-	306	7.06	4.56
				[290—323]		
評価	医師 e	p.m.	12	272	7.69	7.2
後半	医師 L	p.m.	68		7.56	5.54

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
272.50	30.61	7.27	0.38	5.51	1.04

表 9-51 医師 4 名による評価結果 (ID 51)



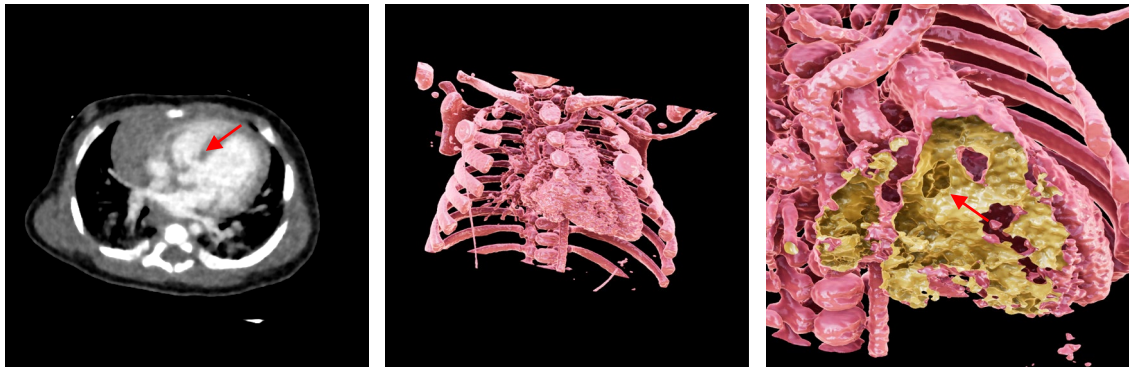
WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 198 HU)

VSD (閾値 198 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. outlet	-	-	-	-	
	エコー	p.m. with pouch	-	-	7.6	-	
	CT 読影	VSD あり	-	-	3	-	
評価 前半	医師 e	p.m. inlet	172	190	7.21	-	
		-	-	195	5.63	-	
			[170—220]				
評価 後半	医師 J	p.m. outlet	233	175	9.85	-	
		-	-	202	9.9	-	
			[186—218]				
評価	医師 b	p.m. outlet	54	198	10.11	8	
後半	医師 I	p.m. outlet	59		9.28	-	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
	平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差	
	193.17	8.93	8.66	1.67	8.31	1.55	

表 9-52 医師 4 名による評価結果 (ID 52)



WL/WW: 100/500

全体像 (閾値 205 HU)

VSD (閾値 205 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
手術記録		muscular outlet	-	-	-	-
エコー		p.m.	-	-	4.8	4.3
CT 読影		p.m.	-	-	6	-
評価 前半	医師 a	muscular outlet	89	199	8.62	6.29
		-	-	205	8.49	6.27
				[170—240]		
	医師 K	p.m. trabecular	70	210	8.65	5.84
		-	-	205	8.8	6.04
				[130—280]		
評価 後半	医師 b	muscular outlet	34	205	8.53	6.07
	医師 l	p.m. trabecular	46		9.45	6.07

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
204.83	3.18	8.76	0.33	6.10	0.15

表 9-53 医師 4 名による評価結果 (ID 53)



WL/WW: 200/500

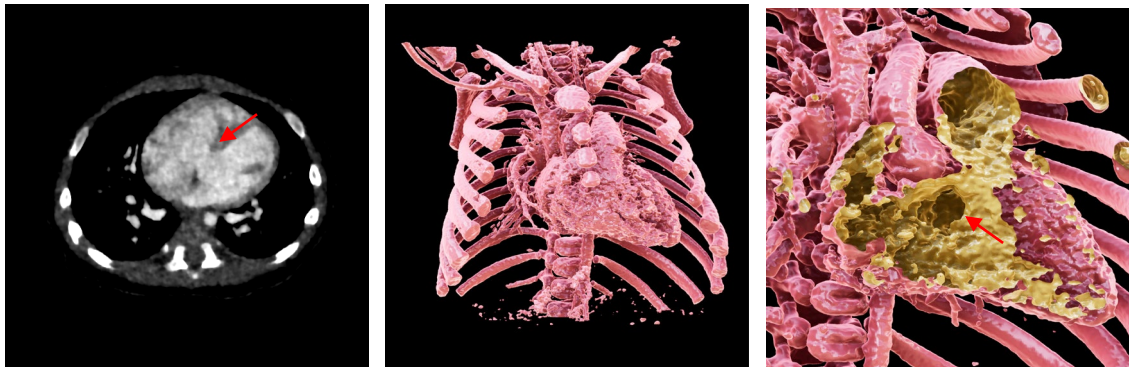
全体像 (閾値 198 HU)

VSD (閾値 198 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)
手術記録		total conal defect	-	-	-	-
エコー		位置記載無し	-	-	10.3	7.7
CT 読影		VSD あり	-	-	8	-
評価 前半	医師 b	Kirklin I	380	190	8.01	-
		-	-	206	7.56	-
	[194—219]					
	医師 K	muscular trabecular	289	230	9.81	9.07
		-	-	190	10.58	9.41
[120—260]						
評価 後半	医師 f	Kirklin I	200	198	8.14	-
	医師 g	Kirklin I	202		7.94	-

閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
202.17	13.66	8.67	1.11	8.36	0.66

表 9-54 医師 4 名による評価結果 (ID 54)



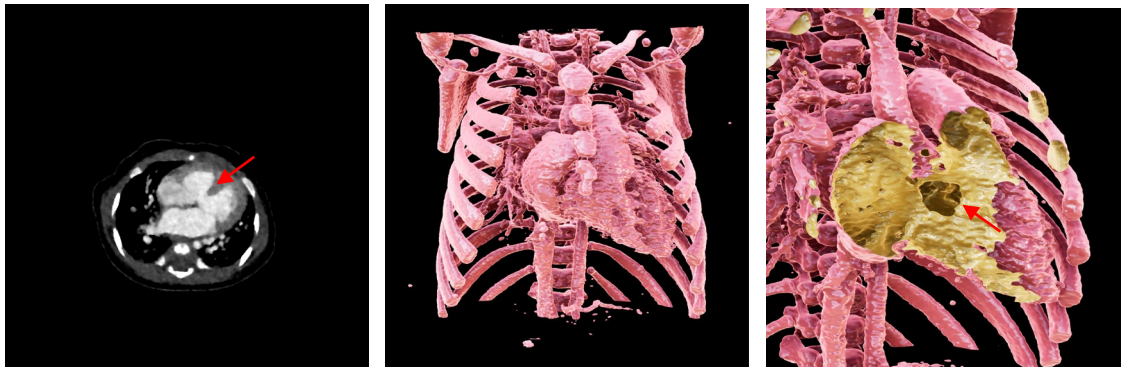
WL/WW: 200/500

全体像 (閾値 236 HU)

VSD (閾値 236 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. trabecular	-	-	-	-	
	エコー	p.m. inlet	-	-	9.2	5.6	
	CT 読影	p.m.	-	-	10	-	
評価 前半	医師 a	p.m. trabecular	107	232	10.65	6.57	
		-	-	232	10.65	6.57	
				[212—252]			
評価 後半	医師 I	p.m. trabecular	60	245	7.73	-	
		-	-	241	6.76	-	
				[217—265]			
評価	医師 b	p.m. outlet	78	236	10.04	6.26	
後半	医師 J	p.m.	37		10.09	-	
		閾値 (HU)	3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)		
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		237.17	4.66	9.32	1.51	7.33	1.32

表 9-55 医師 4 名による評価結果 (ID 55)



WL/WW: 200/600

全体像 (閾値 219 HU)

VSD (閾値 219 HU)

		VSD 分類診断	診断時間 (秒)	閾値 (HU)	長径 (mm)	短径 (mm)	
	手術記録	p.m. trabecular	-	-	-	-	
	エコー	p.m.	-	-	7	-	
	CT 読影	p.m.	-	-	8	-	
評価 前半	医師 e	p.m. trabecular	28	170	9.63	-	
		-	-	190	9.7	-	
				[160—220]			
	医師 J	p.m. trabecular	82	269	9.67	-	
		-	-	248	9.65	-	
				[223—273]			
評価 後半	医師 c	p.m. trabecular	78	219	10.69	-	
	医師 h	p.m. inlet	15		10.74	8.69	
		閾値 (HU)		3D 計測長径 (mm)		3D 計測短径 (mm)	
		平均	標準偏差	平均	標準偏差	平均	標準偏差
		219.17	33.12	10.01	0.50	9.67	0.58

表 10 各症例の位置診断に要した時間（秒）

第1四分位数（47秒）と第3四分位数（135.75秒）との間で白～赤に着色

ID	医師 a		医師 b		医師 c		医師 d		医師 e		医師 f		医師 g		医師 h		医師 I		医師 J		医師 K		医師 L		平均		
	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	閾値任意	閾値固定	
1			123			50									20								112		117.5	35	
2							46				197		88								173				185	67	
3					115				20						21								130		122.5	20.5	
5	108					41				229											25				168.5	33	
6							172					30	84							34					128	32	
7									19	115					59									50	87	34.5	
8		47	107														32	273							190	39.5	
9		40			492						63						140								316	51.5	
10					180			73			124										47				152	60	
11	105			34													200			33					152.5	33.5	
12	220			175													65			120					170	120	
13						61	148						65											106	106.5	83.5	
15							170						63												65.5	102	
16							235						47	93						37					164	42	
17					505					19	100									90					302.5	54.5	
18											222			61	89									130	155.5	95.5	
19									12				40	70									80		75	26	
20						57								120		23			115						117.5	40	
21										267		56	232										95		249.5	75.5	
22										170			68				60							93	119	76.5	
23					89	135								32										125	130	60.5	
24						110					187					18				37					148.5	27.5	
26							93				148						105							214	126.5	153.5	
27										120					74	114				46					117	60	
28		101	372								162								189		76				224	145	
29												183			55									440	311.5	108.5	
31							98		59			31								50					78.5	40.5	
33						40	127						78										39		102.5	39.5	
34			43	189		63	67												95						142	55	
35	108					63												36		79					93.5	49.5	
36	138				108													108		54					123	81	
37			48				249											115				58			182	53	
40						165				35		44						70							117.5	39.5	
41			39										49						23	148					98.5	31	
42			47	149																	24	75			112	35.5	
43					40	270														158		34			214	37	
44					175				70									26		50					112.5	48	
45										15	20			85					55						70	17.5	
46			53			160					119														230.5	86	
47						160				69	93												36		126.5	52.5	
48	82									24		38							80						81	31	
50										12																126.5	40
51						54					172								59	233					202.5	56.5	
52	89				34													46			70				79.5	40	
53						380						200		202										289	334.5	201	
54	107					78																			83.5	57.5	
55							78				28						15				82				55	46.5	
平均	119.6	52.25	198.9	73.25	255.9	60.38	159.3	100.3	142.3	19.5	159.5	60.25	94.88	74.88	87.86	27.29	116.3	59.5	175.6	41	114	51.13	147.1	100	148.23	59.89	
p 値	0.0006		0.005		0.0002		0.038		0.0003		0.007		0.19		0.001		0.01		0.0002		0.038		0.44			2.2E-16	
95%CI	[41—90]		[42—264]		[87—416]		[5—103]		[44—209]		[61—157]		[-11—46]		[38—84]		[15—111]		[58—227]		[8—115]		[-38—80]		[57—85]		
r	1.12		0.95		1.19		0.74		1.15		0.93		0.48		1.13		0.89		1.19		0.74		0.31		0.92		

4.5. VSD の大きさ

症例ごとの VSD の径の計測結果及びその平均と標準偏差、計測時の閾値及びその平均と標準偏差を表 9 に示す。評価前半の医師 2 名それぞれの結果の上段は 1 つの閾値を設定した場合、下段は閾値の上限・下限を設定し、その中点閾値を用いた場合であり、上限と下限は「下限—上限」で表記した。

VSD の大きさと最適な閾値は症例ごとに大きく異なることから、各症例の径の計測値と閾値に関して平均ではなく標準偏差の分布をそれぞれ図 29、図 30 に示した。図 29 における VSD の径の計測時の計測値の標準偏差の平均は 1.06 mm、中央値は 0.97 mm、標準偏差は 0.73 mm であった。また、図 30 における VSD の径の計測時の閾値の標準偏差の平均は 15.81 HU、中央値は 13.67 HU、標準偏差は 9.76 HU であった。

症例ごとの VSD の径の計測時の閾値の標準偏差と、そのときの計測値の標準偏差との関係は図 31 の通りであり、Kendall の順位相関係数は -0.017 ($p = 0.82$) であり相関は認められなかった。

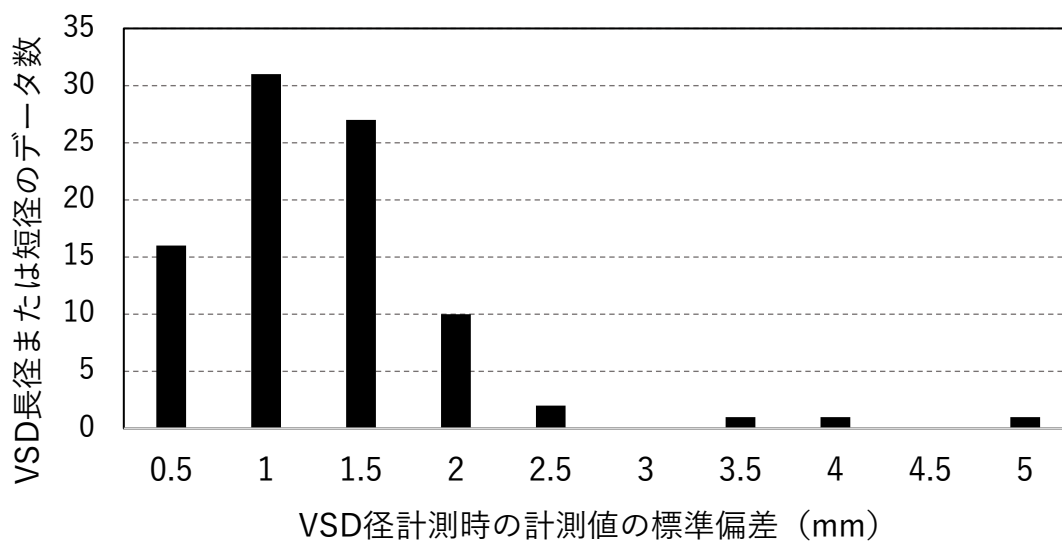


図 29 VSD 径計測時の計測値の標準偏差のヒストグラム

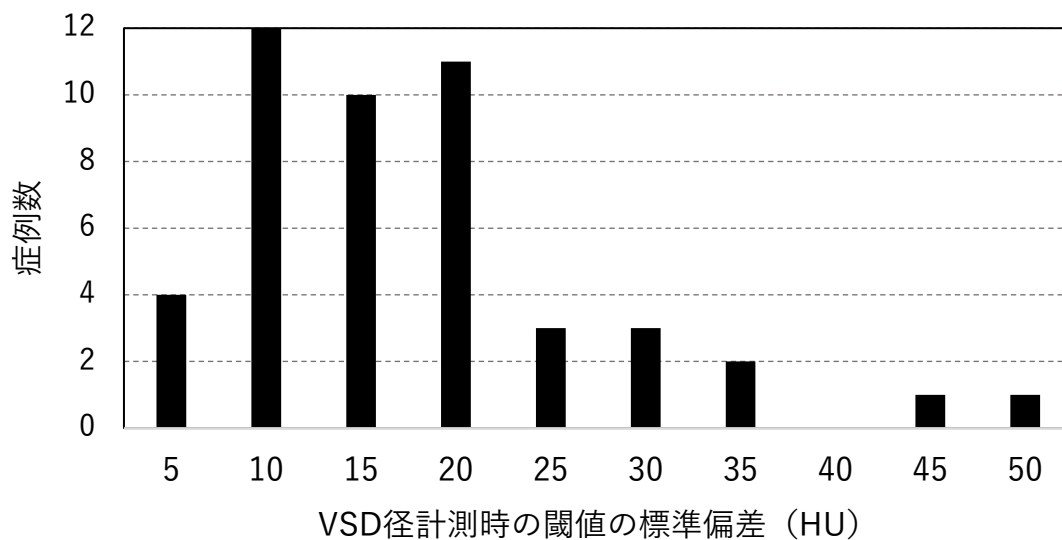


図 30 VSD 径計測時の閾値の標準偏差のヒストグラム

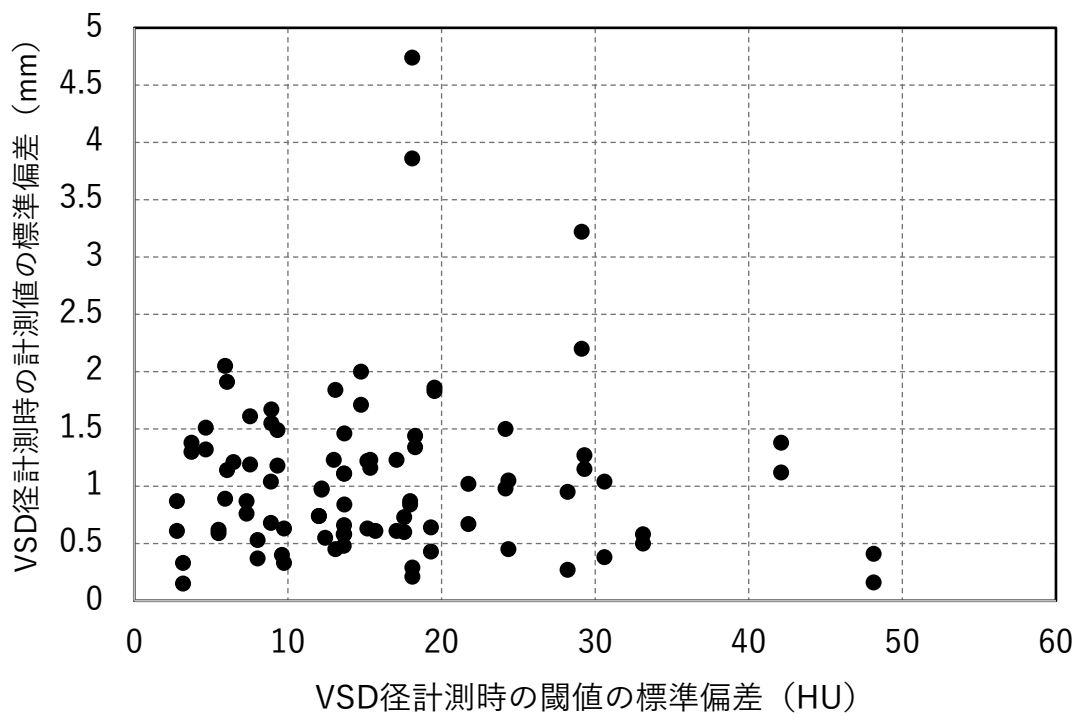


図 31 VSD 径計測時の閾値の標準偏差と計測値の標準偏差との関係
Kendall の順位相関係数 -0.017

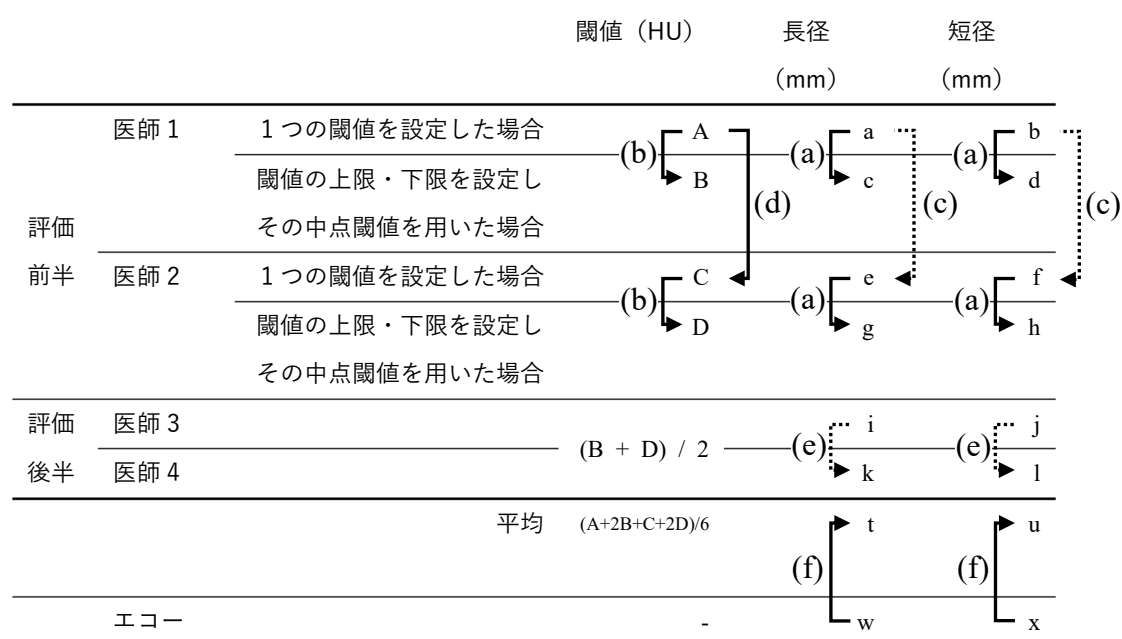


図 32 VSD の径の計測値及び計測時の閾値に関する検定

有意水準 0.05 で実線は有意差あり、点線は有意差無し

(a) $p < 0.001$	95%信頼区間 [0.16 mm—0.43 mm]	効果量 $r = 0.37$
(b) $p = 0.014$	95%信頼区間 [-11.0 HU—-0.5 HU]	効果量 $r = 0.24$
(c) $p = 0.121$	95%信頼区間 [-0.90 mm—0.1 mm]	効果量 $r = 0.19$
(d) $p = 0.043$	95%信頼区間 [-25 HU—0 HU]	効果量 $r = 0.29$
(e) $p = 0.195$	95%信頼区間 [-0.09 mm—0.42 mm]	効果量 $r = 0.14$
(f) $p < 0.001$	95%信頼区間 [-2.44 mm—1.41 mm]	効果量 $r = 0.67$

3.10.3. VSD の大きさに記載した Wilcoxon の符号順位検定の各結果は図 32 のようになった。 図 32(c)では ID 09, 21, 50 の 3 症例を、図 32(e)では ID 02, 17, 28 の 3 症例をそれぞれ検定から除外した。図 32(b)に示すように、同じ評価者でも閾値設定方法の違いにより閾値は有意に異なり、1 つの閾値を設定するほうが 95%信頼区間で 0.5—11.0 HU 低い閾値となったが、その際の計測値の差は図

32(a)に示す通り有意差はあるが 95%信頼区間で 0.5 mm 以下の差であった。また、1つの閾値を設定する方法では、設定する医師が異なることで図 32(d)に示す通り 95%信頼区間で 25 HU 程度の差があるが、その際の計測値の差は図 32(c)に示す通り有意差はなく、95%信頼区間で 0.1 mm 以下の差であった。

異なる医師が同じ閾値で径を計測した場合は図 32(e)に示す通り有意差はなく、95%信頼区間で 0.5 mm 以下の差であった。

心エコーによる計測値と、今回の評価で計測された計測値の平均とでは、心エコーによる計測値のほうが有意に短く、95%信頼区間で 1.41—2.44 mm 短かった。

4.6. アンケート

評価前半終了時のアンケート結果は図 33 及び図 34、評価後半終了時のアンケート結果は図 35 及び図 36 のようになった。また、評価者ごとの評価後半終了時のアンケート結果の対応関係は表 11 のようになり、Wilcoxon の符号順位検定において $p < 0.001$ であり、本研究への参加前後で CT 画像を用いた VSD の位置診断の可能性について、1（否定的）から 5（肯定的）の 5 段階評価の 95%信頼区間において 1.5—3.0 有意に肯定的に転じた。

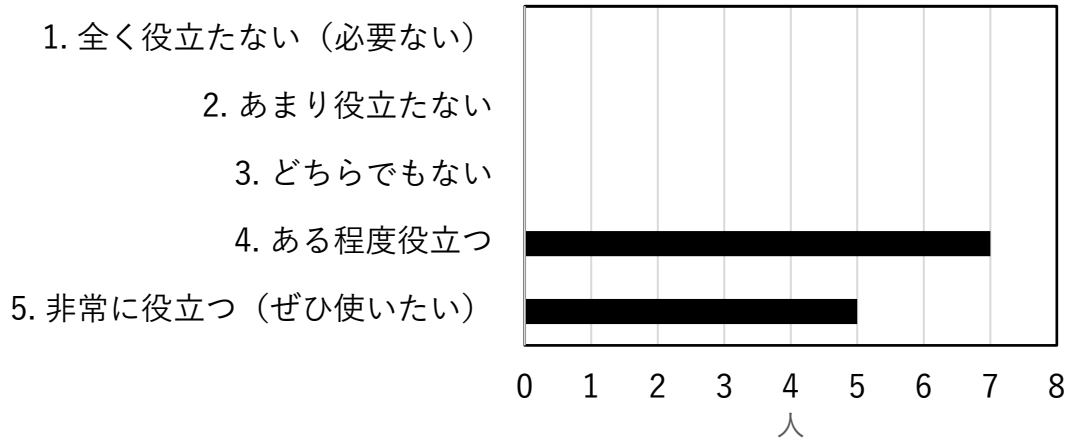


図 33 裸眼立体視が特に VSD の診断において役立ちそうか

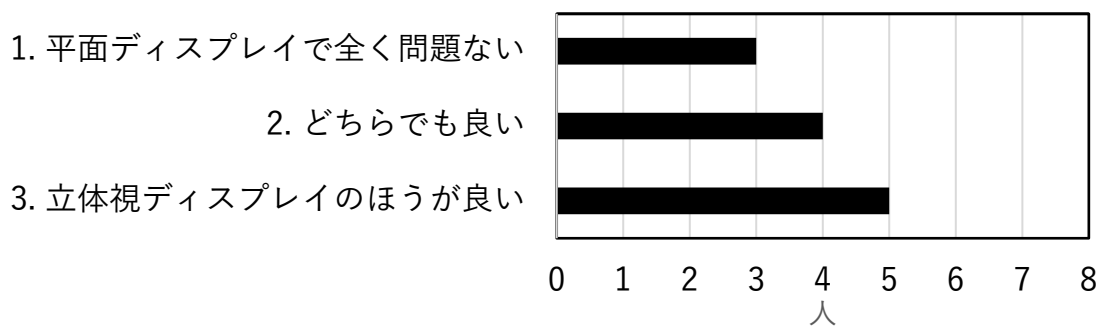


図 34 立体視である必要があるか

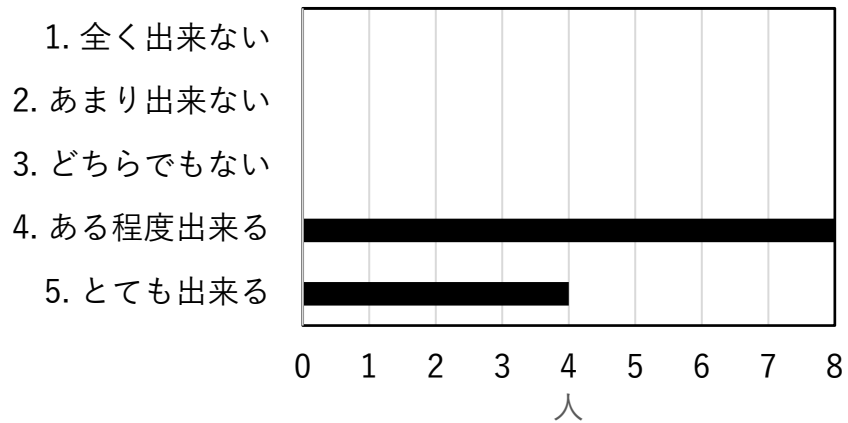


図 35 今回の評価に参加して、
CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思ったか

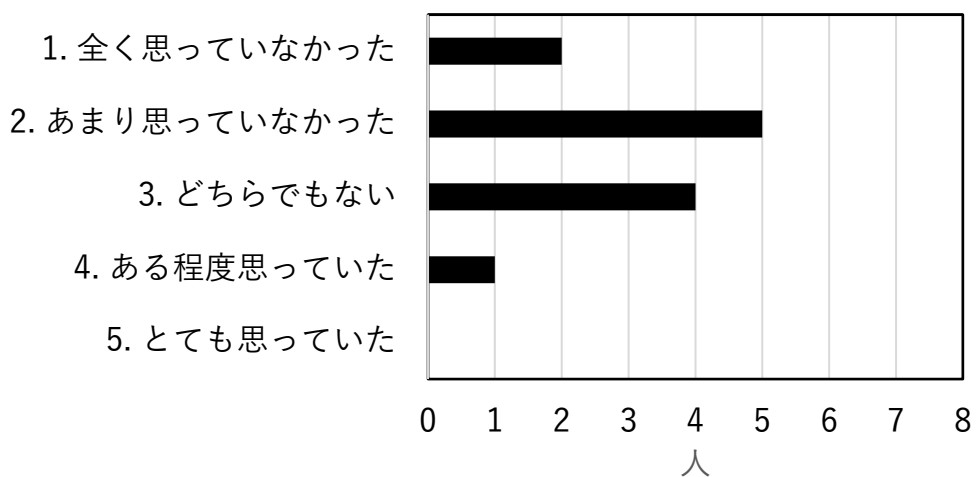


図 36 これまで、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思っていたか

表 11 図 35、図 36 のアンケート結果の評価者ごとの対応関係
 $p < 0.001$ 95%信頼区間 [1.5—3.0] 効果量 $r = 0.88$

評価者	a	b	c	d	e	f	g	h	i	J	K	L
今回の評価に参加して、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思ったか	4	4	5	4	5	4	4	5	4	5	4	4
これまで、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思っていたか	1	3	2	3	2	3	2	3	4	2	1	2

「裸眼立体視が特に VSD の診断において役立ちそうか」の質問に対して「5. 非常に役立つ（ぜひ使いたい）」と回答した医師 5 名中 4 名が「立体視である必要があるか」の質問に対して「3. 立体視ディスプレイのほうが良い」と回答した。当該医師 4 名の自由コメントは以下のとおりである。

- ・VSD と三尖弁(輪)とのなす角が症例ごとに全く異なり、同じ perimembranous の VSD であっても、手術時における三尖弁越しの見え方が全く異なることがよくわかった。平面ディスプレイでは場所の立体的な認識を行うことが難しく、立体視ディスプレイでしか実現出来ない世界だった。VSD の位置及び位置関係を、これまでの分類法以外の方法でどうにか記述してみたい。
- ・リアルタイムに様々な角度から VSD を含めた心臓全体を見ることが出来、VSD の位置を右室側のみならず左室側、短軸側、三尖弁越しなど自由に且つ立体的に確認出来るため、特に内科医の解剖の学習に最適である。現在は標本を用いた学習の機会がほとんど無く、特に若手の医師はエコーでの断面の見え方に基づいて解剖を理解しようとする場合も多いが、本来はまず立体構造としての解剖の理解があり、そのうえでエコーでの見え方を理解し、診断に結びつけるべきであり、その点でも立体視はとても良い。
- ・平面ディスプレイでも立体視ディスプレイでもおそらく位置診断は変わらず可能だとは思いますが、立体視によって奥行き感がとても良くわかる。肺動脈

の走行や、VSD と大動脈弁との位置関係など、頭の中で立体構造を想像する必要が無く、立体視で直接理解することが可能である。Fallot 四徴症などでも立体視を活用してみたい。CT 画像を読み込めば瞬時に 3DCG を構築出来るため、裸眼立体視を基本とし、立体視だけでは難しい症例について 3D プリンタとの併用を行いたい。

- ・これまで 2 次元平面として見てきたエコーや CT 画像は、手術時に最も基本的な情報である穴の大きさや形に加え、血管とのねじれの位置関係や距離感も手術時と全く異なることが多かったが、今回立体視ディスプレイを用いることによって初めて VSD の立体的な形が手術時でなくてもとてもよくわかった。特に大動脈騎乗を合併している VSD では形が楕円状であったり、斜めであったりすることがとてもよくわかり、手術シミュレーションとして非常にイメージしやすい。術前に surgeon's view 以外の様々な視点での確認が出来るため、rerouting 手術時の流出路のシミュレーションなども可能のように思う。手技の練習は 3D プリンタ模型でしか行えないが、3D プリンタ出力していない場所は確認できない。立体視であれば、手技による心臓全体の影響などをイメージすることも出来る。

上記医師 5 名中 1 名は「立体視である必要があるか」の質問に対して「2. ど

ちらでも良い」と回答した。当該医師の自由コメントは以下のとおりである。

- ・理想の断面を出すまでに試行錯誤することが多かったが、VSD の場所自体はすぐに同定出来た。一方、perimembranous であることはすぐにわかっても、CT 画像では弁や medial papillary muscle が写っておらず、サブタイプの診断に時間がかかった。小児科医は普段立体的に心臓を見ておらず、エコーを通じて平面でしか見ていないため、立体的に見える点は非常に有用であり、3D プリンタよりも手軽に行える点も良い。心臓移植時に、どの程度の大きさの心臓であれば体内に収まりそうかを検証することも出来るのではないか。

「立体視である必要があるか」の質問に対して「3. 立体視ディスプレイのほうが良い」と回答した残り 1 名の自由コメントは以下のとおりである。

- ・立体視による奥行き情報が VSD の位置診断に役立つかどうか、今回の検証ではわからなかったが、VSD などを覗き込むことで理解が深まるのは立体視の特徴だった。ただ、立体視での視線追跡が時々うまく認識されず酔ってしまった。エコーとの組み合わせで検証してみたい。また、通常目にする右室側からの見え方に加えて、左室側からも見てみたい。外科医が手術時に見ている視点を学ぶには最適である。3D プリンタを用いて模型を出力して

切断するよりも、今回のようにデジタルで扱えるほうが良い。Fallot 四徴症や DORV でこそ立体視が役立つのではないか。

「立体視である必要があるか」の質問に対して「2. どちらでも良い」と回答した残り 3 名の自由コメントは以下のとおりである。

- ・ 立体を生成する閾値の設定が鍵ではないか。内腔の外側から VSD の位置を確認するなどして、muscular タイプの VSD のスクリーニングが可能ではないか。ざっくり診断できるという意味で把握しやすい。DORV の診断やシャントの位置決めなどの手術デザインにこそ役立つのではないか。エコー時の断面を再現すれば、エコーのスキル向上に非常に有用である。また、立体視で見ることにより、断面の調整を直感的に行うことが出来る。
- ・ 時折視線追跡がうまく認識されず立体視が崩れてしまった。エコーでは必ず見える弁を CG では確認できないため、普段の感覚と異なったが、慣れの問題かもしれない。いずれにしろ、VSD の位置診断の基準がこれまでとは異なってくる。エコーでは断面の出し方に制限があるため、おそらく本当の最大径などは出せておらず、CG でこそ可能ではないか。標本を手にする機会は学会展示や勉強会程度しかなく、エコーと手術所見とから立体構造を把握しているため、勉強には極めて有用である。

- ・理想の断面を出すのに最初は手間取ったが、慣れてしまえば問題ない。VSD に関しては、弁が見えず普段の見え方とは異なるため判断に迷う。VSD 以外に、心内 rerouting が必要な疾患など、症例によっては立体視のほうが良いのではないか。パッチ閉鎖を行う症例で 3D プリント模型を作ることが多いが、立体視であれば何度でも好きな平面で切断可能であり、術前に確認することで効果的ではないか。3D プリンタでの手術シミュレーションとはうまく棲み分け出来るのではないか。ただ、立体視は目が疲れやすい。

「立体視である必要があるか」の質問に対して「1. 平面ディスプレイで全く問題ない」と回答した 3 名の自由コメントは以下のとおりである。

- ・適切な閾値の調整が難しい。VSD に限れば、例えば左室の自由壁が他の色で色分けされていればよりわかりやすいのではないか。VSD よりも、DORV や PA/VSD のように、流出路が複雑な形をしている疾患で位置関係を把握してみたい。容積計算も出来るとさらに良い。
- ・適切な断面の設定が難しい。断面をうまく作れば閾値調整は難しくなく、診断もすぐに行える。もう少しわかりやすいメニューやボタンが欲しい。立体視ディスプレイは複数人で共有出来ないのが欠点ではないか。勉強にはとても良い。

- ・平面と立体視とで大きな違いはないが、奥行き感がわかるのはとても助かる。VSD のみであれば平面ディスプレイで問題ない。立体視は酔ってしまう。

CT 画像による VSD の位置診断の可能性に関して「これまで、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思っていたか」の質問に対して「1. 全く思っていなかった」と回答した 2 名の自由コメントは以下のとおりである。

- ・ CT で VSD の存在は確認出来ても、右心室には造影剤が入りにくいこともあり、VSD が VSD としてしっかり見えるとは思っておらず、3D プリンタ模型でも VSD の位置は間違っていると思っても不思議はないとこれまで思っていた。CT 読影でも VSD の位置が記載されることは稀であったが、CT 画像から VSD の位置診断をそれなりに信頼できることが今回初めて分かった。VSD はエコーでの診断確信度が 90% 近くあることから、CT 画像で VSD の位置診断を行うという発想がそもそもなかった。同じ perimembranous であっても、3D で見ることで外科医にとっては例えば大動脈騎乗では形や見え方が全く異なることがとてもよくわかった。エコーでは時々同じように見えてしまう perimembranous と muscular outlet との区別も CG で可能だった。Kirklin I 型と II 型の区別まで CT で可能だとは全く思っておらず、症例によ

っては perimembranous のサブタイプ (inlet, trabecular, outlet) まではっきりとわかり、位置診断が出来るほどの情報が CT 画像上にあるとは思っていなかった。

- ・エコーと異なり、flow (血流) がのっていない造影剤の one phase でしかない CT 画像で VSD の位置診断が出来るなど全く思っていなかった。しかし、考えてみれば大動脈解離の診断は CT 画像で行われているのだから、先入観があったのかもしれない。

CT 画像による VSD の位置診断の可能性に関して「これまで、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思っていたか」の質問に対して「2. あまり思っていなかった」と回答した 5 名の自由コメントは以下のとおりである。

- ・これまではエコーしか信頼していなかったが、Kirklin 分類であれば CT で診断が可能そうであることが良く分かった。エコーと組み合わせて使いたい。
- ・これまで CT 画像は再構成を含めても axial, coronal, sagittal の 3 方向でしか見ておらず、再構成したところで VSD の位置までわかるとは思っていなかった。VSD はエコーで診断するものであり、CT は心臓外の構造の確認を目的としていた。心尖部付近の muscular タイプ以外の VSD が 1 つだけあると

いう条件であれば、適切な断面を作った瞬間に位置診断が可能であり、「CT画像で VSD の位置診断が出来るか」の質問に対しては 5 段階評価で 8（極めて良く出来る）と答えた。

- ・ CT で VSD の位置診断をするという発想がそもそもなかった。自分が施行したエコーで見たものとの比較や確認のために 3D を活用したい。
- ・ 大雑把な分類程度であれば可能かもしれないと思っていたが、大動脈や肺動脈など、VSD 以外の構造との関係性がここまで見えるとも、perimembranous のサブタイプまで診断できるとも全く思っていなかった。
- ・ 外科医として、CT からここまで立体構造を把握出来ると安心感がとてもある。特に若手の外科医は ASD の次に VSD の手術を担当するが、事前に立体的に構造を把握出来ると極めて参考になる。3D プリント模型は出力コストもかかるため、複雑な限られた症例でしか出力していないが、今回の 3DCG システムを使えるのであれば、自分が VSD 閉鎖を担当する際には間違いなく毎回使う。手術時に初めて上級医と術野を共有するよりも遥かに良い。

CT 画像による VSD の位置診断の可能性に関して「これまで、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思っていたか」の質問に対して「3. どちらでもない」と

回答した4名の自由コメントは以下のとおりである。

- ・CTでは三尖弁が描出されないことから、CTで大雑把に診断できるときもあれば出来ないときもあると考えていたが、言語化しにくい位置情報や形など、CT画像を用いることでしかわからないこともあることがわかった。疑似的に解剖を見ていることと同じであり、3DCGを用いて診断精度を向上することがとても重要であり、VSD診断のためのツールの1つとして十分に機能する。
- ・放射線科による読影レポートでのVSDの大きさが実際とは異なると感じたことがこれまで何度かあり、VSDの存在が不明な状況でCT画像のみからVSDを診断するのは難しいように思う。しかし、手術適応となるような大きなVSDであればCTでVSDの存在に加え、位置まで診断し得ることが今回よくわかった。
- ・VSDの存在が不明な状態でCT画像のみでのVSD診断は、特に心室中隔の薄い部分で本来壁があるはずのところに穴が開いているように見えてしまうことも少なくなく、難しいように思う。しかし、閾値の設定がきちんと出来れば、理にかなった絵を出せることが今回よくわかった。一方ASDは、もともと心房中隔が薄いことから難しいのではないかと感じる。
- ・これまでCT画像でVSDの位置診断を行うという発想が無く、予めエコー

で確認した VSD の位置を CT 画像で表示し、VSD の存在を確認するという認識だった。エコーは術者しか理解することが出来ないが、3D であれば同じ画像を同じ認識で共有することが出来るため、CT 画像から手軽に CG が生成・確認出来るのであればとても便利である。ただし、立体視は共有しづらい。

CT による VSD の位置診断の可能性に関して「これまで、CT 画像で VSD の位置診断が出来ると思っていたか」の質問に対して「4. ある程度思っていた」と回答した 1 名の自由コメントは以下のとおりである。

- ・CT 画像では三尖弁を見ることが出来ないため、今回の評価後も評価前も「ある程度出来る」とした。

5. 考察

5.1. 低線量造影 CT 画像からの 3DCG を用いた VSD の位置診断

推定実効線量平均 0.24 mSv、最大でも 0.39 mSv という、WHO が基準としている実効線量（表 1）の約 1/7～1/12 程度、日本の診断参考レベル（表 3）の約 1/24～1/25 程度の低線量心臓造影 CT 画像であっても、MBIR 法による画像再構成を行うことで、閾値を用いた二値化による心臓内腔の抽出により十分に高品質な 3DCG データを生成することが出来、72.3%（47 症例中 34 症例）で評価者全員が正確な位置診断を、87.2%（41 症例）で評価者全員が VSD の同定を正しく行えることが今回明らかとなった。症例ごとに医師 4 名が位置診断を行ったが、3 名以上が正しく位置診断を行えた症例、2 名以上が正しく位置診断を行えた症例はそれぞれ 47 症例中 44 症例（93.6%）、46 症例（97.9%）であり、4 名全員が位置診断を誤診した症例は muscular apex を perimembranous と誤診した 1 症例（2.1%, ID 08）であった。一方、心エコーが誤診した症例は、perimembranous inlet を large AVSD / inlet と誤診した症例（ID 34）と、muscular outlet を perimembranous と誤診した症例（ID 52）の 2 症例であった。実臨床においては必ず複数の医師で診断の確認及び治療方針を決定することを考慮すると、9 割以上の症例で CT 画像のみからでも適切に 3DCG を生成することによって VSD の位置診断を行えると考えられる。

今回は研究のために、各症例で VSD が存在していることのみを評価者に伝え、その他の事前情報がない中で CT 画像のみで位置診断を行ったが、実臨床では CT 検査よりも前に必ず心エコー検査を行うため、心エコー検査によって VSD の位置や大きさを把握した後で CT 画像からの 3DCG 化を行えば、VSD の同定や位置診断を誤る可能性はさらに低くなると考えられる。

今回の評価に用いられた CT 画像の推定実効線量平均 0.24 mSv は、**1.2.1. CT 画像を用いた VSD の診断**に示した 2019 年の Nau らの報告 [24]の 0.32 mSv よりも低く、平面画像による VSD の位置診断に加え、3DCG による位置診断においても、低線量心臓造影 CT で何ら問題ないことを強く支持するものである。

以下、いくつかの注目すべき個別の症例を見ながら考察する。

医師 4 名全員が VSD の同定も含めて位置診断を誤った 1 症例 (ID 08) では、表 9-08 の CT 読影レポート及び図 37(a), (b)にもあるように膜性部に VSD があるように見えており、**3.9.1.3. 断面初期位置の設定**の方法で断面を生成すると図 37(b)の赤矢印のように、画面中央付近に明らかに膜性部欠損を疑う穴が見えるため、評価者全員が膜性部 VSD と誤診した。しかし図 37(b)をよく見ると、筋性部の大きな VSD も見えていることが確認出来る (白矢印)。断面生成前の心臓内腔全体が表示されている画面でも、図 37(c)のようによく見れば明らかな筋性部 VSD が描出されている (白矢印)。

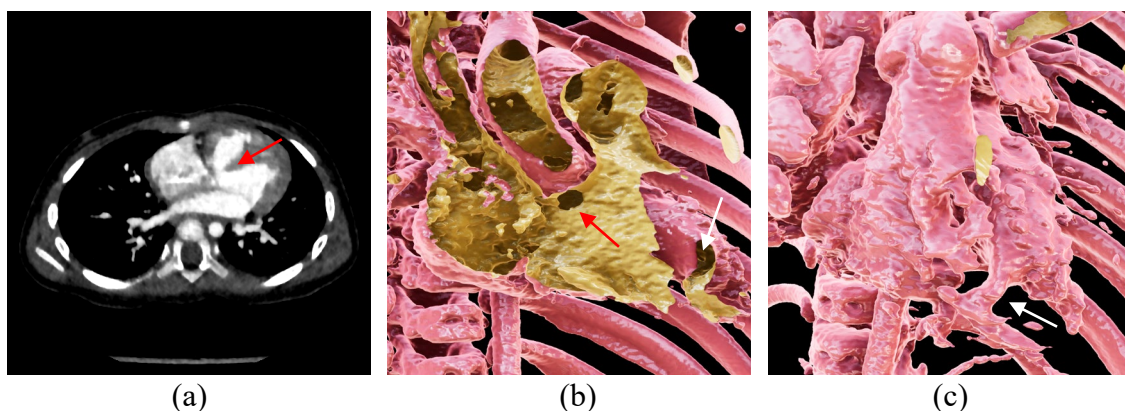


図 37 ID 08 (表 9-08) の症例における
 (a), (b) 膜性部付近の偽 VSD (赤矢印) 及び本来の VSD (白矢印)
 (c) 心臓内腔外側から確認出来る筋性部 VSD (白矢印)

本症例では心エコー検査にて膜性部の VSD は指摘されておらず、一方心尖部付近の VSD は指摘されているため、事前に心エコー検査による診断結果の情報があれば、4 名全員が誤診することはまず無く、CT 所見上の膜性部 VSD 疑いも否定される結論になっていたのではないかと考えられる。

VSD の位置診断を正しく行うためには、**4.6. アンケート**にもあるように、まずは妥当な断面を生成できるかどうか重要であるが、基本的には**3.9.1.3. 断面初期位置の設定**で提案した「1. 三尖弁輪外側」「2. 右室心尖部」「3. 肺動脈起始部付近」の 3 点の指定によって概ね VSD を確認出来ると考えられた。

但し ID 02 (表 9-02) や ID 12 (表 9-12) の症例では初期断面は図 38 のようになり、ID 02 では doubly committed の VSD が断面とは垂直に近い場所に細長い楕円形で存在しており確認しにくく、ID 12 では perimembranous の VSD が

pouch に隠れて確認することが出来ず、肺動脈側から心臓を見下げたり、右心房から右心室を覗き込むような向きに移動して初めて VSD を確認出来るなど、少数だが例外も存在した。



(a) ID 02 (表 9-02)



(b) ID 12 (表 9-12)

図 38 初期断面の典型例 (赤矢印は VSD を指す)

しかしいずれの場合においても、事前に心エコーを行っていれば、心エコーによる VSD 位置診断の情報を基に VSD の同定が試みられるため、大きな問題になるとは考えにくい。寧ろ、右室自由壁を取り除いた典型的な心室中隔の目視では見えにくい位置にある VSD であることが一目瞭然であり、特に術前の位置確認において 3DCG として表現することによって初めて提示出来る情報だと考えられる。また、ID 12 のように、CT 画像によっては pouch も 3DCG 生成によって確認出来ることがわかった。

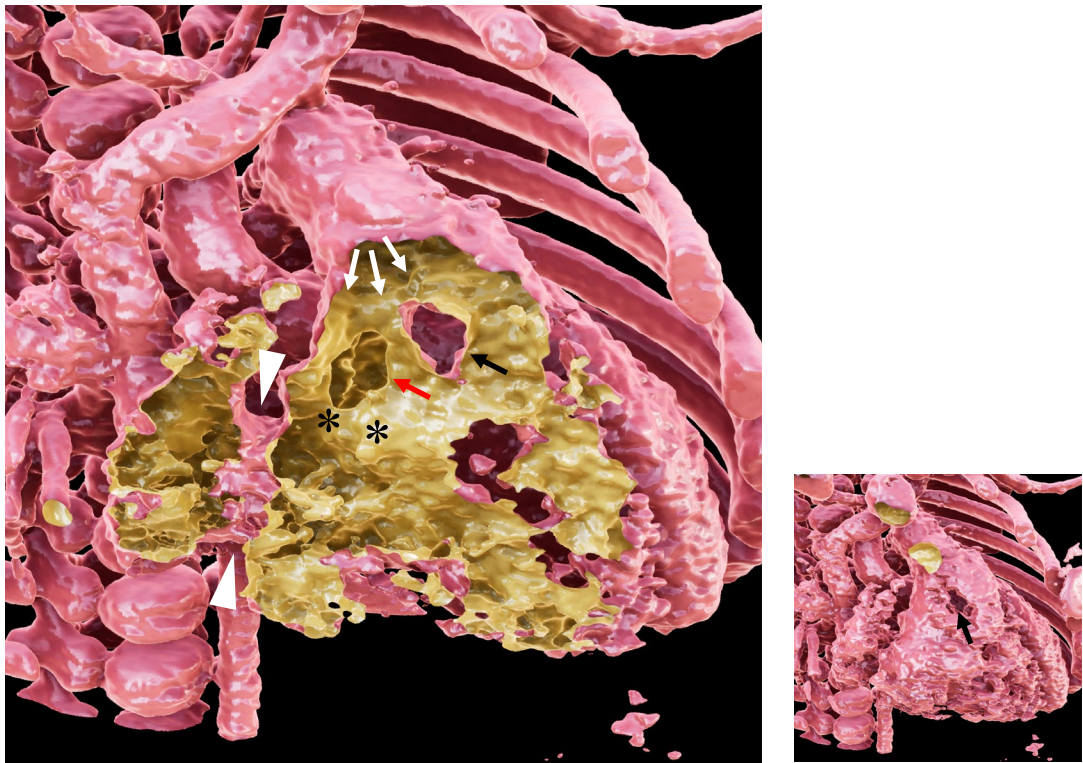
VSD の存在を同定出来なかった医師がいた症例は 47 症例中 ID 09 (表 9-09)

の1症例のみであり、医師1名が同定出来なかった。本症例はCT読影レポートに「造影剤の注入圧が異常に高く（中略）90秒というかなり遅い相での撮像となっています。」と記載されており、CT画像の質が目視で47症例中飛びぬけて悪い症例であった。

VSDの径の計測が不能と回答した医師がいた症例は47症例中ID28（表9-28）の1症例のみであり、医師1名が計測不能と回答した。当該医師は位置診断は正しく行えていた。本症例は大動脈騎乗が非常に激しいVSDであり、他の医師も「閾値設定を行おうとするとこの位置にあるVSDにしてはあり得ないほどの大きなVSDになってしまう」「VSDが大動脈に近すぎるため、距離を測りにくい」と評価中にコメントしており、3Dによる計測では平均8.35mmのVSDとなったが、心エコーでも8.9mmのVSDと診断されており、診断結果を伝えると驚く医師もいた。このように、3DCGとして提示したことでVSDの大きさを疑うものの、実際にもほぼその大きさであった症例も存在した。

ID52（表9-52）の症例は、心エコーでもCTでもperimembranousのVSDと診断されたが、手術時に実際にはmuscular outletであることが判明した特に注目すべき症例である。裸眼立体視ディスプレイを用いた診断でも、医師4名全員がVSDの同定は容易に正しく行えたものの、2名がperimembranousと誤診した。うち1名は三尖弁輪の位置が心臓内腔を見ても良くわからず、perimembranousと

muscular outlet とで迷ったとコメントした。本症例に限らず、また当該医師に限らず、ほとんどの医師は心臓内腔を覗き込むことで VSD の位置診断を行っていたが、図 39 (a)に示すように、心臓内腔を覗き込んで三尖弁輪の場所を同定出来ずとも、心臓内腔を外側から観察すれば、房室間溝 (Atrioventricular groove, AV groove) の同定は容易であるため、三尖弁輪位置も特定可能である。すると本症例は VSD が三尖弁輪からは遠く離れており、perimembranous ではないと判断できる。本症例では肺動脈直下に太い肉柱が走っているという独特な構造もあり、診断を難しくする要因の 1 つである。断面表示した際に肉柱は図 39 (a)黒矢印のように表現され一見戸惑うが、心臓内腔の外側から見ると図 39 (b)に示すように穴が貫通しており、肉柱であると断定できる。本症例では室上稜の位置もわかりにくいですが、三尖弁輪及び肺動脈弁輪の位置を考慮すると、図 39 (a)にて*で示す部分が室上稜と想定でき、本症例は muscular outlet の VSD と診断することが可能である。



(a) 断面図

(b) 外側から見た肉柱

図 39 ID 52 (表 9-52) の VSD

(a) 赤矢印：VSD、白矢印：肺動脈弁輪、黒矢印：肺動脈直下の肉柱

三角形：心臓内腔外側から確認出来る房室間溝 (AV groove)、*：室上稜

(b) 心臓内腔外側から確認出来る肉柱 (黒矢印)

図 35、図 36 及び表 11 に示した通り、これまで CT 画像で VSD の位置診断が出来ると全く思っていなかった、或いはあまり思っていなかった医師 7 名を含め、全 12 名が、今回の評価を通じて、CT 画像で VSD の位置診断がとても出来る、或いはある程度出来ると回答しており、本研究に参加する前後で意識が有意に肯定的に変化した。

加えて、図 33 に示した通り、評価者 12 名全員が、裸眼立体視が VSD の診断

にある程度役立つ、または非常に役立つと回答しており、本研究で使用した Viewtify®のように、CT 画像からリアルタイムに心臓内腔の 3DCG の生成や、閾値調整による微調整を行うことが出来、且つ立体構造把握を行いやすい質感設定を行える状態で、3DCG を裸眼立体視ディスプレイで見ることが出来れば、CT 画像が VSD の位置診断の新たなツールの 1 つとして扱える可能性が強く示唆される。

また、表 4 に示したように、3D プリンタ出力では半日から 1 日近くかかった作業が、Viewtify®を用いることで、CT 画像を読み込んでから平均 2 分半以内に 3DCG を作成し、位置診断まで完了出来ることから、治療器具を用いた実際の手術の事前検証などを行う場合以外は 3DCG を活用することで、3D プリンタ出力のコストを抑えたり、保管場所の確保を行う必要が無くなると考えられる。

5.2. 位置診断に要する時間と閾値設定

位置診断に要した時間は表 10 にあるように、閾値設定を各医師が行う場合には平均 2 分 28 秒であったのに対し、予め閾値が固定されている場合には平均 1 分 0 秒であり、統計学的にも約 1 分の有意な差があった。この時間の差は閾値設定の有無により生じるものであり、位置診断に要する時間の半分以上が閾値設定に費やされることがわかった。評価前半と後半とで、ソフトウェア操作の慣れによる時間の差も否定は出来ないが、前半、後半ともに各評価者は評価開始前

に操作に慣れるまで十分に練習をしているため、影響は小さいと考えられる。

2019 年の Nau らの報告 [24]では位置診断に要する時間は評価されておらず、CT 画像からの VSD の位置診断に必要な時間が今回初めて示された。

5.3. 閾値設定と径の計測との関係

4.5. VSD の大きさ及び図 29 に示した通り、各症例における VSD の径の計測値の標準偏差は平均 1.06 mm であり、1 mm 程度ばらつきは治療方針や手術アプローチ方法に影響を与えるものではない。VSD の径の計測時の閾値は図 30 のように症例によってはある程度ばらつきがあるものの、図 31 に示すように、閾値の標準偏差が 50 近くあっても VSD の径の計測値の標準偏差が 0.5 mm 以下の場合もあった。図 31 における Kendall の順位相関係数が-0.017であることから、VSD の位置診断に妥当と思われる閾値のばらつきと、VSD の径の計測値のばらつきとの間の相関は認められないと言える。一方で、図 32 に示す複数の検定によって、それぞれの計測時の閾値の違いは 95%信頼区間において最大 25 HU 程度あったが、同じ評価者における閾値の設定方法による計測値の違い、閾値の設定方法が同じ場合の異なる評価者による異なる閾値での計測値の違い、及び同じ閾値における異なる評価者による計測値の違いはいずれも 95%信頼区間において 1 mm 以下であった。

以上により、VSD の径の計測時の閾値にある程度のばらつきがあっても、或

いは同じ閾値で異なる評価者が計測しても、計測値のばらつきは最大 1 mm 程度であり、径の計測に影響を及ぼすことはほぼ無いと言える。閾値設定を誤ったことによって VSD の位置診断を正しく出来なかったのは、のべ $47 \times 4 = 188$ 回の位置診断中 ID 50 (表 9-50) の医師 b の 1 回のみ (0.53%) であった。位置診断を行うにあたって 1 分以上が閾値設定に費やされている結果を踏まえると、時間をかけて厳密な閾値設定を試みようとするのではなく、今回の評価のように短時間で閾値の上限と下限とを決め、その中点の閾値で計測を行っても概ね 1 mm 以下のばらつきで計測が可能であることを意味している。

2019 年の Nau らの報告 [24]では、評価を行う医師の違いや CT 画像の表示条件の違いによる計測値のずれの評価は行われておらず、CT 画像を用いた VSD の径の計測を 1 mm 以下のばらつきで再現性を持って行えることが今回初めて示された。

5.4. 3DCG で VSD 診断を行うための工夫

5.1. 低線量造影 CT 画像からの 3DCG を用いた VSD の位置診断で述べたように、多くの場合には「1. 三尖弁輪外側」「2. 右室心尖部」「3. 肺動脈起始部付近」の 3 点の指定による初期断面の生成により VSD を十分に観察可能であった。

perimembranous タイプの VSD の手術で行われる右房切開による見え方を再現しようとした評価者もいたが、造影 CT では右心房には造影剤が最も充満されに

くく、閾値をどのように設定しても右心房内に多くのノイズが発生してしまい、三尖弁（輪）越しに VSD を確認しようと考えても右心房内のノイズによって観察できない症例もあった。ID 17（表 9-17）で位置診断を誤った医師は、当該症例において右心房から VSD を観察しようとしたもののノイズにより確認出来ず、正しい診断が出来なかった。

また、図 37(c)及び図 39(a)のように、心臓内腔の全体像を外側から観察すれば VSD の同定や三尖弁輪の位置の確認が容易な症例もあり、心エコーで見る断面を 3DCG 上で再現しようとしたり、手術時のように常に心臓内腔を覗き込んで立体構造を理解しようとする以外に、心臓内腔のみが立体化されていることの特長性を活用した新しい観察方法を今後検討していくと良いと思われる。任意の平面で自由に断面を作り調整出来ることから、全症例を左室側から見て VSD の特徴理解を試みるなど、これまでに無かった分類アプローチなども今後検討する価値がある。

5.5. 従来の CT 読影との違い

表 6 に示した通り、47 症例中 CT 読影では 21 症例（44.7 %）において VSD の存在は明記されているが位置診断は行われておらず、1 症例では VSD に関する記載が見当たらなかったのに対し、裸眼立体視による 3DCG データを用いた場合は全 47 症例にて VSD の位置診断を行うことが出来た。読影した放射線科

医が敢えて位置診断を記載しなかったのか、或いは位置診断までは出来なかったのかは不明だが、同じ CT 画像を用いた診断において、従来の CT 読影では半数弱で位置診断が行われていなかったものが、小児科医と心臓外科医のみによって全症例での位置診断を行うことが出来たことにより、CT 画像を適切に 3DCG として表示することで、連続平面スライスの確認だけでは判断出来ないものを判断及び診断出来る可能性が強く示唆された。

5.6. 裸眼立体視であることの必要性

主に VSD の診断において、(裸眼) 立体視が出来る必要があるかという質問に対して図 34 にあるように、立体視ディスプレイのほうが良いと回答した医師は 12 名中 5 名であった。しかし、平面ディスプレイで全く問題ないと回答した医師 3 名のうち 1 名は、現時点でのソフトウェアにメニューボタンが存在しないなど、ユーザーインターフェースの問題を指摘し、もう 1 名は立体視による酔いを指摘しており、必ずしも裸眼立体視ディスプレイに限った指摘事項ではなかった。

5.7. 教育ツールとしての有用性

4.6. アンケートにおいて複数の医師が教育ツールとしての有用性の可能性について肯定的にコメントしている。コメントにもあるように、本来、先天性心疾患の立体構造を理解するためには実際の心臓を用いて学習することが理想だが、

近年では標本に接する機会が少なく、新たな標本取得も容易ではない。また、仮に標本を手にすることが出来たとしても、心エコーにてどのように見えるのかを理解するためには心臓を平面で切断し、心エコーの断面を再現することが理想だが、貴重な標本を切開したり切断したり出来る機会はほぼ無い。また、標本は生体ではなく、心臓内部には血液は充満していないため、体内にある状態とは大きく異なっている。

しかし今回のように造影 CT 画像から心臓内腔の 3DCG を作成すれば、心筋を含めた心臓全体を再現することは難しいが、心臓を平面で切断した際の内腔の見え方を再現することは可能であり、3DCG であれば様々な位置と角度で何度でも断面を生成することが出来る。裸眼立体視ディスプレイを用いれば、目の前に標本があるような感覚で生体の心臓を観察することが出来、特に若手医師の教育ツールとして有用であると考えられる。また、医師のみならず、患者本人や患者家族への説明用ツールの 1 つとしても、心エコーの動画や水平断の CT 画像、或いはその場での手描きの図に加えて有用なツールの 1 つになると考えられる。

5.8. perimembranous タイプの VSD のサブタイプ診断の曖昧性

47 症例中、手術時に perimembranous と診断された VSD の中で extension (inlet, trabecular または outlet) の診断が付いた症例は 20 症例であったが、そのうちエ

コーでも extension の診断が付いた症例は 5 症例であり、手術時診断とエコー診断とで extension が一致した症例は 0 症例であった (ID 31 のみ、手術時が perimembranous inlet、エコーが perimembranous inlet and outlet で部分的に一致していた)。サブタイプ無しの perimembranous 及び large perimembranous は全ての方向に extension しているタイプであると解釈した場合、perimembranous の VSD 35 症例中、医師 4 名全員が同じサブタイプを答えた症例は 7 症例であり、4 名全員が異なるサブタイプを回答した症例や、意見が 2 つに分かれる症例も複数あったことから、perimembranous タイプの VSD のサブタイプ診断における曖昧性が示唆された。

サブタイプ診断の重要性については今回の 12 名の評価者の間でも意見が分かれており、「サブタイプによって刺激電導系の経路が異なり、手術時の注意点が異なるため、事前に正確にサブタイプまで診断出来ることはとても重要」という意見がある一方で、「術前に perimembranous であることさえ確実に分かっていたら、あとは手術時に対応可能である。三尖弁と VSD との間に筋肉成分が僅かにも存在する場合には診断名が perimembranous ではなくなるが、それも含めて同じ右房切開でアプローチ可能であり、perimembranous 或いは perimembranous に極めて近いかどうか術前診断出来ていれば十分」という意見もあった。また、**1.1.2. VSD の疫学及び分類**で述べたように、サブタイプ診断の指標となる medial

papillary muscle (MPM) が複数存在する場合や、単一の MPM を同定出来ても VSD 越しに大動脈弁が見えれば perimembranous outlet と診断してしまう場合もあるなど、外科手術で VSD を直視出来る状況でもサブタイプ診断は曖昧となることが少なくない。

多くの CT 画像では弁や MPM を同定することが難しいため、サブタイプ診断を正確に行うことはそもそも難しいが、上記曖昧性を考慮すると、臨床上は perimembranous であるかどうかを正しく判断出来れば十分ではないかと考えられる。なお、CT 画像では弁や MPM に加え腱索もその細さ故映らないことが多いが、実際の手術時においては腱索が VSD の手前に被ることで術野から VSD が良く見えない場合もあり、3DCG で腱索が見えないからこそ VSD の位置や形状を詳しく観察出来る可能性も考えられる。

5.9. 今後の課題

今回、VSD を 3DCG で立体的な形状として表現したものを裸眼立体視ディスプレイ越しに見ることで、より現実味を帯びた立体構造把握や、大動脈や肺動脈との関係性がより直感的且つ詳しくわかるようになった。しかし、例えば VSD の輪郭がどの程度非平面的か、右房切開による三尖弁越しでの観察で VSD を確認出来るそうか、大動脈騎乗がどの程度ありそうかなど、位置診断だけでは表せない特徴の把握を裸眼立体視ディスプレイは可能にしたが、いずれも定量的な評

価を行いにくく、有用性を客観的に示すことが難しい。今後、これらの定量評価のための手法を考える必要がある。

今回は手術が行われた症例のみを用いて評価を行ったが、手術適応ではない小さな大きさの VSD がエコーで確認され、VSD に関する手術の目的以外で造影 CT 検査が行われる場合でも、CT 画像から VSD が確認できるのかなど、CT 及び 3DCG を用いた VSD 診断の限界を調べる必要もある。

また、心エコーや実際の心臓内部の様子と比較すると、CT 画像では多くの場合に心臓内の弁が写らないことが、CT 画像及び 3DCG による VSD の診断における最大の欠点である。厳密な心電図同期や、CT 装置の発展による撮影時間のさらなる短縮によって、今後どの程度まで弁を写せるようになるかが課題である。

医師 4 名全員が誤診をした ID 08 (表 9-08) は muscular apex であったが、muscular apex の症例は今回この 1 症例しかなく、inlet VSD は 0 症例であり、これらの稀な VSD の位置診断能力についても今後検討したい。

[24]でも指摘されている通り、VSD の大きさを計測する確実な方法は現在でも確立されていない。**3.10.3. VSD の大きさ**でも述べた通り、術中計測は行われない場合も多く、行ったとしても誤差が大きい。エコーでは理想的な断面になっているとは限らず、CT でも造影剤の入り方や閾値設定によって数 mm 以上の誤

差が生じる可能性がある。仮に立体的に VSD の形状を正確に把握出来たとしても、最も狭まっている部位を VSD の輪郭とするのか、外科手術においてパッチを縫い付ける部分を輪郭とするのかによっても VSD の大きさは変化し得る。図 32(f)において、心エコーによる計測値のほうが今回の 3DCG による計測値よりも 95%信頼区間で 1.4—2.4 mm 程度有意に短くなる結果となった。VSD の治療において 1, 2 mm の正確性は必要ないが、VSD の真の大きさが不明な状態で径の計測値の評価を行わなければならない。心エコーでは超音波プローブから放射状に発射される弱い超音波ビームであるサイドローブによるアーティファクト [70]に代表される、エコー特有のアーティファクト [71]により、実際よりも短く計測される傾向にあると考えられるが、2019 年の Nau らの報告 [24]においても同様に、心エコーによる VSD の径の計測値のほうが CT 画像による計測値よりも有意に短い結果となっており、本仮説を支持する根拠の 1 つとなる。

今回は VSD のうち、比較的単純な症例のみを対象としたが、Fallot 四徴症や両大血管右室起始症など、より複雑な疾患で裸眼立体視ディスプレイを用いた 3DCG 表示がどのように役立ちそうかなど、今後の発展課題としたい。

6. 結論

本研究によって、MBIR 法で再構成された推定実効線量平均 0.24 mSv の低線量心臓造影 CT 画像を用いて心臓内腔の 3DCG を作成し、裸眼立体視ディスプレイ上で表示及び検討することで、9 割以上の症例で CT 画像のみからでも VSD の位置診断を行えることが検証出来た。大動脈や肺動脈との位置関係や、VSD が天井側に近い位置にあるのかどうかなど、定量評価は行いづらいが VSD の正確な立体構造把握に有用な情報を得られることも明らかになった。

また、閾値設定と VSD の大きさとの関係を詳細に調べた研究はこれまでになく、今回の研究により、VSD についての知識を持つ医師であれば、設定した閾値にある程度のばらつきがあっても、計測される VSD の大きさのばらつきが 1 mm 以内程度であることが初めて示された。

以上より、これまで主に心臓外の血管構造や病変の確認目的で撮影されていた造影 CT 画像から生成した 3DCG による VSD の位置診断及び大きさの計測という、CT 画像の新しい活用方法を提案出来たと言える。加えて、世界的に見ても実効線量の低い低線量造影 CT でも十分に高品質な 3DCG を生成可能であることがわかった。本研究は低線量造影 CT 普及の一要素となると共に、VSD だけに留まらない裸眼立体視ディスプレイを用いた 3DCG の先天性心疾患の診断への活用という新しい可能性を提示した。

謝辞

まずは学生時代から私のことを常に気にかけて下さり、私が放射線治療部の所属にもかかわらず、VSD に関する今回の研究に賛成して下さった、指導教官である東京大学大学院医学系研究科 総合放射線腫瘍学講座 特任教授 中川恵一先生に心より感謝申し上げます。

小児科でも心臓外科でもない私が VSD の研究を始めるきっかけになったのは、大学の同期で当時神奈川県立こども医療センターに勤務されていた小児循環器内科の野木森宜嗣先生が、先天性心疾患領域における 3D プリンタの活用事例や課題に関するメールを 2017 年 12 月 25 日に下さったことでした。その 2 日後には同センター循環器内科 部長 上田秀明先生と共に訪問して下さい、翌年の 2018 年 6 月 1 日には同センターでの講演の機会も下さりました。その講演において、3D プリンタ出力用に作成している 3DCG データをもっと活用出来るのではないかとのヒントを頂きました。試しにプロトタイプ版ソフトウェアを作ってみたところ高評価を頂き、2019 年 6 月末の小児循環器学会で展示させて頂くまでになりました。その学会会場でソフトウェアを見て下さったのが、今回の研究に全面的に協力して下さい、東京大学医学部附属病院 小児科小児循環器班 責任者 講師 犬塚亮先生、及び心臓外科小児心臓班責任者 准教授 平田康隆先生でした。

その後、2019年7月には、私個人で情報処理推進機構 2019年度未踏アドバンス事業に「小児先天性心疾患のリアルタイム 3DCG 可視化」プロジェクトが採択され、7か月間の人件費を頂くことが出来、CT画像を直接読み込めるソフトウェアを開発することが出来ました。2020年初頭には、東京大学総長賞の先輩であり、日本での小児低線量CT普及の第一人者でもいらっしゃる東京大学医学部附属病院 放射線科 コンピュータ画像診断学／予防医学（寄付講座）特任助教 前田恵理子先生にもソフトウェアに興味を持って頂きました。このとき、前田先生と共に低線量CT普及に尽力されていらっしやったのが、私がまだ学生だった2009年に法医学関連のCG制作をしていた際、日本医師会の法医学関連の検討会にゲストとして伺ったときにご一緒させて頂いた、東京大学医学部附属病院 放射線部 副診療放射線技師長 井野賢司さん（2021年3月末に退職）でした。

その後2020年10月末にソニー株式会社から4K解像度の裸眼立体視ディスプレイが発売になったことを知り、先天性心疾患領域で活用出来るのではないかと思います、ソフトウェアを改良したところ、野木森先生に高く評価して頂き、犬塚先生、平田先生を改めてご紹介下さりました。犬塚先生、平田先生共に興味を持って下さった他、せっかく東大で行うのであればぜひ低線量CTを活用したいと思い、再度前田先生と井野さんにも相談したところ、快く賛同して下さいまし

た。前田先生には低線量 CT の基礎から教えて頂き、井野さんには 50 近くある症例の画像匿名化作業を非常に短時間で対応して頂くなど、大変お世話になりました。

神奈川県立こども医療センターの上田先生からも、神奈川と東大との新たな共同研究として進めることに全面的なご賛同を頂き、倫理審査を経て今回の研究を行えることとなりました。犬塚先生、平田先生につきましては、私が部外者であるにもかかわらず、事前検証や研究計画立案の時点から多くの時間を割いて下さり、小児科、心臓外科の先生方への声掛けも行って下さりました。医学部同期の野木森先生、神奈川県立こども医療センターの上田先生、東大病院の犬塚先生、平田先生、前田先生、井野さんに心より感謝申し上げます。

今回の研究は、小児科、心臓外科の先生方の協力無くしては絶対に行えませんでした。犬塚先生、平田先生、野木森先生に加え、お忙しい中お時間を割いて評価に参加して下さった東京大学医学部附属病院 小児科 PICU 責任者 講師 松井彦郎先生、小児科循環器班 浦田晋先生、田中優先生、白神一博先生、大森紹玄先生、小川陽介先生、佐藤要先生、心臓外科小児心臓班 柴田深雪先生、寺川勝也先生、辻重人先生に心より感謝申し上げます。

また、全く専門性が異なるにもかかわらず、常に私の進捗状況や研究内容の議論にお付き合い下さった、東京大学医学部附属病院 放射線科 放射線治療部門

准教授 山下英臣先生、同期の助教 竹中亮介先生、本博士論文を細部まで確認して下さった講師 片野厚人先生、助教 扇田真美先生をはじめとした放射線治療部門の先生方、統計解析のアドバイスを下さった東京大学 法学政治学研究科 法曹養成専攻 向井智哉さん、主に倫理審査関連でアドバイスを下さった放射線診断部門の先生方、利益相反に関して詳しく相談に乗って下さった東京大学大学院医学系研究科 利益相反アドバイザリー室室長 明谷早映子弁護士をはじめ、本研究に協力して下さった全ての方に心より感謝申し上げます。

本研究は数多くのきっかけや出会いによって実現することが出来ました。

引用文献

- [1] 濱岡建城, 石川司朗, 糸井利幸, 越後茂之, 角秀秋, 黒澤博身, 佐野俊二, 長嶋正實, 中西敏雄, 八木原俊克 and others, "先天性心疾患の診断, 病態把握, 治療選択のための検査法の選択ガイドライン," *Circulation journal: official journal of the Japanese Circulation Society*, vol. 73, p. 1115–1139, 2009.
- [2] J. E. Mayer, K. Hill, J. P. Jacobs, D. M. Overman and S. R. Kumar, "The Society of Thoracic Surgeons Congenital Heart Surgery Database: 2020 Update on Outcomes and Research," *The Annals of Thoracic Surgery*, vol. 110, pp. 1809-1818, 2020.
- [3] 今野草二 and 龍野勝彦, "心室中隔欠損症の手術," *胸部外科*, vol. 23, no. 1, pp. 27-31, 1970.
- [4] Y. Liu, S. Chen, L. Zühlke, G. C. Black, M.-k. Choy, N. Li and B. D. Keavney, "Global birth prevalence of congenital heart defects 1970–2017: updated systematic review and meta-analysis of 260 studies," *International Journal of Epidemiology*, vol. 48, pp. 455-463, 2 2019.
- [5] D. van der Linde, E. E. M. Konings, M. A. Slager, M. Witsenburg, W. A. Helbing, J. J. M. Takkenberg and J. W. Roos-Hesselink, "Birth Prevalence of Congenital Heart Disease Worldwide: A Systematic Review and Meta-Analysis," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 58, pp. 2241-2247, 2011.

- [6] P.-L. Bernier, A. Stefanescu, G. Samoukovic and C. I. Tchervenkov, "The challenge of congenital heart disease worldwide: epidemiologic and demographic facts," in *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery: Pediatric Cardiac Surgery Annual*, 2010.
- [7] M. E. Oster, K. A. Lee, M. A. Honein, T. Riehle-Colarusso, M. Shin and A. Correa, "Temporal Trends in Survival Among Infants With Critical Congenital Heart Defects," *Pediatrics*, vol. 131, p. e1502–e1508, 2013.
- [8] Pediatric & Congenital Electrophysiology Society, "Patient Resources: A Child's Heart," [Online]. Available: <http://pediatricpsociety.org/PDFS/2018/A-Child-s-Heart.aspx>. [Accessed 23 3 2020].
- [9] M. S. Minette and D. J. Sahn, "Ventricular septal defects," *Circulation*, vol. 114, p. 2190–2197, 2006.
- [10] L. D. Botto, A. Correa and J. D. Erickson, "Racial and Temporal Variations in the Prevalence of Heart Defects," *Pediatrics*, vol. 107, p. e32–e32, 2001.
- [11] J. Zhang, J. M. Ko, J. M. Guileyardo and W. C. Roberts, "A review of spontaneous closure of ventricular septal defect," in *Baylor University Medical Center Proceedings*, 2015.
- [12] D. G. Moe and W. G. Guntheroth, "Spontaneous closure of uncomplicated

ventricular septal defect," *The American Journal of Cardiology*, vol. 60, pp. 674-678, 1987.

[13] J. W. Kirklin, H. G. Harshbarger, D. E. Donald and J. E. Edwards, "Surgical correction of ventricular septal defect: anatomic and technical considerations," *Journal of Thoracic Surgery*, vol. 33, p. 45–59, 1957.

[14] B. Soto, A. E. Becker, A. J. Moolaert, J. T. Lie and R. H. Anderson, "Classification of ventricular septal defects.," *Heart*, vol. 43, p. 332–343, 1980.

[15] J. P. Jacobs, R. P. Burke, J. A. Quintessenza and C. Mavroudis, "Congenital heart surgery nomenclature and database project: ventricular septal defect," *The Annals of Thoracic Surgery*, vol. 69, p. 25–35, 2000.

[16] P. Ou, D. S. Celermajer, G. Calcagni, F. Brunelle, D. Bonnet and D. Sidi, "Three-dimensional CT scanning: a new diagnostic modality in congenital heart disease," *Heart*, vol. 93, p. 908–913, 2007.

[17] J. R. Dillman and R. J. Hernandez, "Role of CT in the evaluation of congenital cardiovascular disease in children," *American Journal of Roentgenology*, vol. 192, p. 1219–1231, 2009.

[18] M. D. Orly Goitein, M. D. Yishay Salem, M. D. Jeffrey Jacobson, M. D. David Goitein, M. D. David Mishali, M. D. Ashraf Hamdan, M. D. Rafael Kuperstein, M.

- D. Elio Di Segni and M. D. Eli Konen, "The role of cardiac computed tomography in infants with congenital heart disease," *Isr Med Assoc J*, vol. 16, p. 147–5223, 2014.
- [19] S. M. Shehata, F. M. Zaiton, M. A. Warda, D. A. Shahbah and B. R. Ebrahim, "Value of MDCT as a non-invasive modality in evaluation of pediatric congenital cardiovascular anomalies," *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, vol. 48, p. 467–478, 2017.
- [20] K. M. Farooqi, S. C. Uppu, K. Nguyen, S. Srivastava, H. H. Ko, N. Choueiter, A. Wollstein, I. A. Parness, J. Narula, J. Sanz and others, "Application of virtual three-dimensional models for simultaneous visualization of intracardiac anatomic relationships in double outlet right ventricle," *Pediatric cardiology*, vol. 37, p. 90–98, 2016.
- [21] P. B. Dydynski, C. Kiper, D. Kozik, B. B. Keller, E. Austin and B. Holland, "Three-dimensional reconstruction of intracardiac anatomy using CTA and surgical planning for double outlet right ventricle: early experience at a tertiary care congenital heart center," *World Journal for Pediatric and Congenital Heart Surgery*, vol. 7, p. 467–474, 2016.
- [22] S.-J. Chen, M.-T. Lin, K.-L. Liu, C.-I. Chang, H.-Y. Chen, J.-K. Wang, W.-J. Lee,

- Y.-M. Tsang and Y.-W. Li, "Usefulness of 3D reconstructed computed tomography imaging for double outlet right ventricle," *Journal of the Formosan Medical Association*, vol. 107, p. 371–380, 2008.
- [23] K. M. Farooqi, J. C. Nielsen, S. C. Uppu, S. Srivastava, I. A. Parness, J. Sanz and K. Nguyen, "Use of 3-dimensional printing to demonstrate complex intracardiac relationships in double-outlet right ventricle for surgical planning," *Circulation: Cardiovascular Imaging*, vol. 8, p. e003043, 2015.
- [24] D. Nau, W. Wuest, O. Rompel, M. Hammon, M. Gloeckler, O. Toka, S. Dittrich, A. Rueffer, R. Cesnjevar, M. M. Lell and others, "Evaluation of ventricular septal defects using high pitch computed tomography angiography of the chest in children with complex congenital heart defects below one year of age," *Journal of cardiovascular computed tomography*, vol. 13, p. 226–233, 2019.
- [25] J. F. Stark, M. R. De Leval, V. T. Tsang and M. Courtney, *Surgery for congenital heart defects*, John Wiley & Sons, 2006.
- [26] J. N. Johnson, C. P. Hornik, J. S. Li, D. K. Benjamin Jr, T. T. Yoshizumi, R. E. Reiman, D. P. Frush and K. D. Hill, "Cumulative radiation exposure and cancer risk estimation in children with heart disease," *Circulation*, vol. 130, p. 161–167, 2014.
- [27] L. Ait-Ali, M. G. Andreassi, I. Foffa, I. Spadoni, E. Vano and E. Picano,

- "Cumulative patient effective dose and acute radiation-induced chromosomal DNA damage in children with congenital heart disease," *Heart*, vol. 96, p. 269–274, 2010.
- [28] N. R. Council and others, "Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2," 2006.
- [29] W. H. Organization and others, "Communicating radiation risks in pediatric imaging; Information to support healthcare discussions about benefit and risk," *Geneva: World Health Organization*, 2016.
- [30] J. Valentin and others, *Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT)*, Elsevier New York, 2007.
- [31] P. D. Deak, Y. Smal and W. A. Kalender, "Multisection CT Protocols: Sex- and Age-specific Conversion Factors Used to Determine Effective Dose from Dose-Length Product," *Radiology*, vol. 257, pp. 158-166, 2010.
- [32] 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME), “日本の診断参考レベル(2020年版) ,” 2020.
- [33] O. E. C. D. Indicators and O. E. C. D. Hagvísar, *Health at a glance 2019: OECD indicators*, OECD Publishing. Paris, 2019.
- [34] P. K. T. Hui, H. W. Goo, J. Du, J. J. K. Ip, S. Kanzaki, Y. J. Kim, S.

- Kritsaneeapaiboon, O. Lilyasari and S. Siripornpitak, "Asian consortium on radiation dose of pediatric cardiac CT (ASCI-REDCARD)," *Pediatric radiology*, vol. 47, p. 899–910, 2017.
- [35] L. A. Feldkamp, L. C. Davis and J. W. Kress, "Practical cone-beam algorithm," *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 1, p. 612–619, 6 1984.
- [36] J. Sunnegårdh and P.-E. Danielsson, "Regularized iterative weighted filtered backprojection for helical cone-beam CT," *Medical physics*, vol. 35, p. 4173–4185, 2008.
- [37] M. J. Willemink, P. A. de Jong, T. Leiner, L. M. de Heer, R. A. J. Nievelstein, R. P. J. Budde and A. M. R. Schilham, "Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: technical principles," *European radiology*, vol. 23, p. 1623–1631, 2013.
- [38] L. W. Goldman, "Principles of CT: radiation dose and image quality," *Journal of nuclear medicine technology*, vol. 35, p. 213–225, 2007.
- [39] M. J. Willemink and P. B. Noël, "The evolution of image reconstruction for CT— from filtered back projection to artificial intelligence," *European radiology*, vol. 29, p. 2185–2195, 2019.
- [40] M. J. Willemink, R. A. P. Takx, P. A. de Jong, R. P. J. Budde, R. L. A. W. Bleys, M.

- Das, J. E. Wildberger, M. Prokop, N. Buls, J. de Mey and others, "Computed tomography radiation dose reduction: effect of different iterative reconstruction algorithms on image quality," *Journal of computer assisted tomography*, vol. 38, p. 815–823, 2014.
- [41] E. Maeda, G. Shirota, E. Shibata, S. Komatsu, K. Ino, R. Torigoe and O. Abe, "Comparison of image quality between synthetic and patients' electrocardiogram-gated 320-row pediatric cardiac computed tomography," *Pediatric radiology*, vol. 50, p. 180–187, 2020.
- [42] A. M. den Harder, M. J. Willeminck, R. P. J. Budde, A. M. R. Schilham, T. Leiner and P. A. de Jong, "Hybrid and model-based iterative reconstruction techniques for pediatric CT," *American Journal of Roentgenology*, vol. 204, p. 645–653, 2015.
- [43] O. Ecabert, J. Peters, H. Schramm, C. Lorenz, J. von Berg, M. J. Walker, M. Vembar, M. E. Olszewski, K. Subramanyan, G. Lavi and J. Weese, "Automatic Model-Based Segmentation of the Heart in CT Images," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 27, pp. 1189-1201, 9 2008.
- [44] X. Zhuang and J. Shen, "Multi-scale patch and multi-modality atlases for whole heart segmentation of MRI," *Medical Image Analysis*, vol. 31, pp. 77-87, 2016.
- [45] A. Mortazi, J. R. Burt and U. Bagci, "Multi-Planar Deep Segmentation Networks

for Cardiac Substructures from MRI and CT," in *STACOM@MICCAI*, 2017.

[46] J. Li, R. Zhang, L. Shi and D. Wang, "Automatic Whole-Heart Segmentation in Congenital Heart Disease Using Deeply-Supervised 3D FCN," in *Reconstruction, Segmentation, and Analysis of Medical Images*, Cham, 2017.

[47] X. Xu, T. Wang, Y. Shi, H. Yuan, Q. Jia, M. Huang and J. Zhuang, "Whole Heart and Great Vessel Segmentation in Congenital Heart Disease Using Deep Neural Networks and Graph Matching," in *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2019*, Cham, 2019.

[48] M. Bramlet, L. Olivieri, K. Farooqi, B. Ripley and M. Coakley, "Impact of Three-Dimensional Printing on the Study and Treatment of Congenital Heart Disease," *Circulation Research*, vol. 120, pp. 904-907, 2017.

[49] J. Schrot, T. Pietila and A. Sahu, "State of the art: 3D printing for creating compliant patient-specific congenital heart defect models," *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, vol. 16, p. W19, 2014.

[50] M. Vukicevic, B. Mosadegh, J. K. Min and S. H. Little, "Cardiac 3D Printing and its Future Directions," *JACC: Cardiovascular Imaging*, vol. 10, p. 171–184, 2017.

[51] S.-J. Yoo, O. Thabit, E. K. Kim, H. Ide, D. Yim, A. Dragulescu, M. Seed, L. Grosse-Wortmann and G. van Arsdell, "3D printing in medicine of congenital heart

diseases," *3D printing in medicine*, vol. 2, p. 3, 2016.

[52] I. Valverde, G. Gomez-Ciriza, T. Hussain, C. Suarez-Mejias, M. N. Velasco-Forte, N. Byrne, A. Ordoñez, A. Gonzalez-Calle, D. Anderson, M. G. Hazekamp and others, "Three-dimensional printed models for surgical planning of complex congenital heart defects: an international multicentre study," *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, vol. 52, p. 1139–1148, 2017.

[53] S. Anwar, G. K. Singh, J. Miller, M. Sharma, P. Manning, J. J. Billadello, P. Eghtesady and P. K. Woodard, "3D printing is a transformative technology in congenital heart disease," *JACC: Basic to Translational Science*, vol. 3, p. 294–312, 2018.

[54] M. F. Coakley, D. E. Hurt, N. Weber, M. Mtingwa, E. C. Fincher, V. Alekseyev, D. T. Chen, A. Yun, M. Gizaw, J. Swan and others, "The NIH 3D print exchange: a public resource for bioscientific and biomedical 3D prints," *3D printing and additive manufacturing*, vol. 1, p. 137–140, 2014.

[55] Materialise, "3D Medical Image Processing Software | Materialise Mimics," [Online]. Available: <https://www.materialise.com/en/medical/mimics-innovation-suite/mimics>. [Accessed 23 3 2020].

[56] 3D Systems, "D2P™ (DICOM To Print) | 3D Systems," [Online]. Available:

- <https://www.3dsystems.com/dicom-to-print>. [Accessed 23 3 2020].
- [57] A. Fedorov, R. Beichel, J. Kalpathy-Cramer, J. Finet, J.-C. Fillion-Robin, S. Pujol, C. Bauer, D. Jennings, F. Fennessy, M. Sonka and others, "3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network," *Magnetic resonance imaging*, vol. 30, p. 1323–1341, 2012.
- [58] A. Rosset, L. Spadola and O. Ratib, "OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images," *Journal of digital imaging*, vol. 17, p. 205–216, 2004.
- [59] T. M. Bücking, E. R. Hill, J. L. Robertson, E. Maneas, A. A. Plumb and D. I. Nikitichev, "From medical imaging data to 3D printed anatomical models," *PloS one*, vol. 12, p. e0178540, 2017.
- [60] A. A. Giannopoulos, D. Mitsouras, S.-J. Yoo, P. P. Liu, Y. S. Chatzizisis and F. J. Rybicki, "Applications of 3D printing in cardiovascular diseases," *Nature Reviews Cardiology*, vol. 13, p. 701, 2016.
- [61] N. Martelli, C. Serrano, H. van den Brink, J. Pineau, P. Prognon, I. Borget and S. El Batti, "Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: a systematic review," *Surgery*, vol. 159, p. 1485–1500, 2016.
- [62] A. Crean, "Cardiovascular MR and CT in congenital heart disease," *Heart*, vol. 93,

p. 1637–1647, 2007.

[63] Y. Nogimori, H. Seo and H. Ueda, "A three-dimensional computer graphics tool for congenital heart diseases," 2020.

[64] H. Seo and T. Igarashi, "Enhancement techniques for human anatomy visualization," in *SIGGRAPH Asia 2018 Posters*, 2018, p. 1–2.

[65] "Unreal Engine 4," Epic Games, [Online]. Available: <https://www.unrealengine.com>.

[66] 独立行政法人情報処理推進機構, “未踏アドバンスト事業:2019年度実施プロジェクト概要(瀬尾PJ):IPA 独立行政法人 情報処理推進機構,” 18 2019. [オンライン]. Available: https://www.ipa.go.jp/jinzai/advanced/2019/gaiyou_h-1.html.

[67] “空間再現ディスプレイ ELF-SR1,” ソニー株式会社, [オンライン]. Available: <https://www.sony.jp/spatial-reality-display/products/ELF-SR1/>. [アクセス日: 15 4 2021].

[68] A. Juliani, V.-P. Berges, E. Teng, A. Cohen, J. Harper, C. Elion, C. Goy, Y. Gao, H. Henry, M. Mattar and others, "Unity: A general platform for intelligent agents," *arXiv preprint arXiv:1809.02627*, 2018.

[69] RCoreTeam, *R: A Language and Environment for Statistical Computing*, Vienna, Austria, 2021.

[70] F. C. Laing and A. B. Kurtz, "The importance of ultrasonic side-lobe artifacts," *Radiology*, vol. 145, pp. 763-768, 1982.

[71] M. K. Feldman, S. Katyal and M. S. Blackwood, "US Artifacts," *RadioGraphics*, vol. 29, pp. 1179-1189, 2009.