

I S S N 2189-3071

Oct. 2017

# 撮影部会誌

Journal of The Subcommittee of Imaging Techniques and Research

## よりよい撮影技術を求めて

Pursuing Better Imaging Techniques in Radiology

Vol.25 No.2 通巻 69

### 第69回撮影部会

期日：平成29年10月19日（木）～21日（土）

場所：広島国際会議場

## ■第69回撮影部会 2017年10月19日(木)~21日(土) 広島国際会議場

## ■テーマA: 消化管造影検査を再考する

司会: 北海道対がん協会札幌がん検診センター(撮影部会委員) 黒蕨 邦夫

教育講演 『消化管検査技術における標準化の光と影』

講師: 医療法人尚豊会四日市健診クリニック 西川 孝 (2)

ワークショップ 『よりよい撮影技術を求めて(その136)』

『胃がん検診における被ばくを考える~診断参考レベルの確定にむけて~』

座長: 奈良県立医科大学附属病院(撮影部会委員) 中前 光弘 (5)

JCHO 東京山手メディカルセンター 奥田 圭二

(1) 「診断参考レベル: 設定の意義と目的」

聖マリアンナ医科大学病院 佐藤 寛之 (6)

(2) 「がん検診: 集団検診対策型巡回バス検診等における被ばくの実態(DR装置使用施設の基準撮影法1での現状)」

大阪がん循環器病予防センター 山本 兼右 (7)

(3) 「がん検診: 集団検診対策型施設検診等における被ばくの実態(FPD装置使用施設の基準撮影法1での対応)」

倉敷成人病センター 鶴見 和幸 (11)

(4) 「ドック健診: 任意型施設検診等における被ばくの実態(FPD装置使用施設の基準撮影法2での対応)」

福岡県すこやか健康事業団 福岡国際総合健診センター 石本 裕二 (14)

(5) 「まとめ: 消化管検査における診断参考レベル設定にむけた課題の整理」

慶應義塾大学病院 中村 祐二朗 (15)

## ■テーマB: Dual Energy CTの臨床導入とその展望

司会: 東千葉メディカルセンター(撮影部会長) 梁川 範幸

教育講演 『2層検出器スペクトルCTの臨床的有用性について』

講師: 熊本中央病院 片平 和博 (17)

ワークショップ 『よりよい撮影技術を求めて(その137)』

『Dual Energy CTの臨床導入とその展望』

座長: 藤田保健衛生大学病院(撮影部会委員) 井田 義宏 (19)

国立がん研究センター中央病院 石原 敏裕

(1) 「Dual Energy CTの基礎」

広島大学大学院 檜垣 徹 (20)

(2) 「スペクトルCTを利用した循環器画像と展望」

みなみ野循環器病院 望月 純二 (24)

(3) 「Fast kV switching dual-energy CTの臨床応用と今後の展望」

東京女子医科大学東医療センター 福井 利佳 (28)

(4) 「Dual Source Dual Energy CTの基礎特性を踏まえた臨床画像の可能性」

埼玉県済生会川口総合病院 富田 博信 (32)

## ■第68回撮影部会報告

テーマA 「Hybrid OR構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について」

神戸大学医学部附属病院(撮影部会委員) 甲山 精二 (36)

テーマB 「逐次近似再構成画像の臨床導入」

藤田保健衛生大学病院(撮影部会委員) 井田 義宏 (38)

テーマC 「MRIの血流イメージング: 基礎から臨床まで」

群馬県立県民健康科学大学(撮影部会委員) 林 則夫 (40)

## ■お知らせ・編集後記

## 『情報を知識へ』

新潟大学医歯学総合病院（撮影部会委員）

金沢 勉

JSRT の組織改編に伴い放射線撮影分科会から撮影部会に名称変更されたのが 2015 年 4 月のことであり、その前身である撮影分科会は 1983 年に発足しました。30 年を超える伝統ある部会に私も今年度から部会委員として参加させていただいている。部会誌の第 69 号という積み重ねの数字を見ても歴史を感じずにはいれませんが、偉大な先輩方が築き上げてきた撮影部会を支えさらに発展できるよう微力ながら貢献していく所存です。撮影部会は網羅している領域がとても広く、一般撮影から血管撮影、消化管撮影、超音波検査、CT 検査、MRI 検査があり、一般撮影、CT、MRI の 3 つの分科会で構成されています。梁川範幸部会長を中心として、「豊富な知識を持った会員を中心にエビデンスに基づいた技術を医療に提供できるように、環境を整備し情報を共有するとともに、最先端の研究を推進すること」を事業目的に掲げ、「よりよい撮影技術を求めて」をキーワードに活動を行っています。研究、臨床どちらに興味がある方でも、情報を得るという意味では必ず役立つと思いますので、是非とも撮影部会に入会していただければと思います。

さて、事業目的にある「情報の共有」は、学会開催の目的の一つだと思いますが、あまりある情報を取捨選択するにはかなりの労力を要し、得た多数の情報を有効に利用できるかどうかは個人によるため難しい問題だと思います。現代の情報社会では、インターネットを通じて「情報」を得る機会が多いように思いますが、それを自身が持つ経験を含めた五感を通じ自分のものとすることで「知識」に変えることが出来ると考えます。普段から情報を得るためのネットワークをひろげ、知識に変えるための情報を蓄積し、後の経験や別の知見により「知識」として身につけられるようになればと思います。医療においては、単純に発信された情報を共有し実践しても患者さんの利益につながらないこともあります。單なる自己満足で終わってしまうことがあります。情報を知識に変えるために必要な自ら考える力は、現代では必要な力だろうと思います。

撮影部会は、情報を提供する場であるとともに情報を知識という上位概念に育て、これを臨床や研究につなげていく最先端の研究推進の支援をすることが大事な役割であると考えており、総合学術大会や秋季学術大会で、「より良い撮影技術を求めて」をテーマにワークショップや入門専門講座を開催し、さらに他の専門部会や地方支部と共に多彩なセミナーを開催しています。多くの日本放射線技術学会員の皆様には、興味のある内容が揃っているはずです。それらに是非参加し、自分自身で見て聞いて情報を得ることを是非始めていただき、さらに自ら考えることで知識を身につけてください。その先には、きっと自分が探している研究テーマのヒントがあると思います。また普段自分が行っている検査に対して疑問を持ち、もっと別の方法はないだろうか「よりよい」を模索しているのであれば、そのアイデアを掴むことができると思います。

今回、広島で開催される第 45 回日本放射線技術学会秋季学術大会での撮影部会の企画としては、「胃がん検診における被ばくを考える～診断参考レベルの設定を目指して～」と、「Dual Energy CT の臨床導入とその展望」のふたつのワークショップと、乳腺撮影、CT、MRI で 3 つの入門、専門講座が開催されます。ぜひ、撮影部会の企画に参加をして情報を知識に変えてください。また、撮影部会委員一同今後も有益となるような企画を提供していきたいと思います。

## 教育講演

テーマ A (一般) : 消化管造影検査を再考する

### 『消化管検査技術における標準化の光と影』

Light and Shadow by Standardization of

Gastrointestinal Examination (Radiological Technology)

医療法人尚豊会四日市健診クリニック

西川 孝

#### 1. はじめに

日本放射線技術学会(以下、本会)に限らず、近年消化管のX線検査技術に関する研究は、極端に減少している。1990年代には総会、秋季等の学術大会において多数のシンポジウムやワークショップが催され、一般演題でも多数の演題発表があり活気づいていた。あれから4半世紀が過ぎた頃から、現在に至っては一般演題ですら1セッションが設けられない現状が続いている。しかし、第44回秋季大会では、梁川大会長の強い意向により『消化管検査が今後の研究テーマに成り得るか』を検証するためワークショップが企画され、復活の兆しが少し垣間見えた。しかし、消化管検査が研究のテーマから遠ざかった間に失った影響は大きく、その回復には多大な努力が必要であると思われる。

確かに一般診療業務における消化管X線造影検査の検査数は上部・下部とも著しく減少しているが、一方ではがん検診をはじめとする予防医学の領域に於いて、未だに700万人前後(図1)<sup>1)</sup>の受診者が胃X線検査を受診している。その中で従来から危惧されていた課題が、検査精度における施設間格差であり、術者間格差ある。

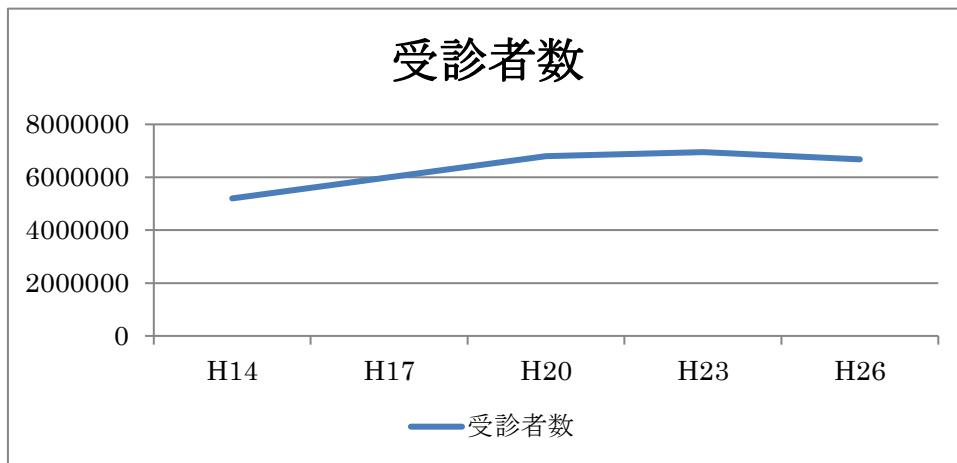


図 1 胃がん検診の受診者推移<sup>1)</sup>

この問題を克服するため検査の標準化は古くから議論され、2005年には日本消化器がん検診学会が新・胃X線撮影法ガイドラインを作成し、更に2011年NPO法人日本消化器がん検診精度管理機構が中心となった基準撮影法を基に、日本消化器はガイドラインの改訂をした。さて、標準化の意味を問うと、JISにおいては、

「標準」の定義を『関係する人々の間で利益又は利便が公正に得られるように統一し、単純化を図る目的で、ものの(生産活動の産出物)及びもの以外(組織、責任権限、システム、方法など)について定めた決めのことを指し、相互運用のための広く合意されたガイドラインという意味も含まれる。』としており、医療分野におけるガイドラインの考え方は、Statements that include recommendations intended to optimize patient care that are informed by systematic review of evidence and an assessment of the benefit and harms of alternative care options とされ、『推奨』を含めた、『系統的レビュー』による『利益』と『不利益』の『評価』に基づいて決定される<sup>2)</sup>。とされている。

## 2. 標準化がもたらした光

さて、標準化(ガイドライン)がもたらした効果について検討すると、統計的な観点からみた検診精度の評価で比較することができる。清水ら<sup>3)</sup>によるとガイドライン撮影法採用前の胃がん発見率は0.12%であったが、ガイドライン撮影法採用後は0.2%に向上したとしており、更に受診者の死亡率減少効果に大きく関与する早期がん比率をみると、ガイドライン撮影法採用前の66.0%に対しガイドライン撮影法採用後は82.3%に大幅な向上示したと報告している。がん検診の有効性を評価する手法の指標の一つとしてNNS(number needed to screen)やNNR(number needed to recall)が用いられる<sup>4)</sup>が、NNSとはがんによる死者1名を救命するのに必要ながん検診の総受診者数で、検診における受診者の利益の根拠となる死亡率減少効果に反映するものであり、一方のNNRはがんによる死者1名を救命するのに必要ながん検診の精査受診者数を示し、検診における受診者の不利益の根拠となる検診効果を示すものである。NNS、NNRから導き出される胃がん検診の有効指標はNNS≤1000人、NNR≥100人とされ、がん発見率0.2%で早期がん率82.3%であるのなら胃がん検診は有効であると思われる。

## 3. 標準化で取り残された課題

本邦における胃がん検診の受診者数が700万人に上る現状を鑑みるとガイドライン撮影法による標準化が一步進んだ現在こそ、胃X線検診が国民及ぼす公衆被ばくへの影響を検証する必要が生まれて来る。即ち、如何に胃がん検診の有効性を証明したにしても、公衆被ばくの影響への正当化を証明出来なければ、胃X線検診への否定的な意見を覆すことは出来ず、本来最も消化管検査が診断参考レベル(以下DRLsと称す)の設定を議論すべきでは無いかと思われる。

しかし、その議論の場とすべき日本消化器がん検診学会は、がん検診の有効性、即ち死亡率減少効果への貢献が優先的に議論され、また、もう一方の議論の場とするべきNPO法人日本消化器がん検診精度管理評価機構は、画質の精度向上と読影精度の向上が議論の中心となり、胃がん検診に伴う被ばくの影響とその評価の議論をするまでには至っていない。そこで、本会の果たす役割は大きいと思われる。先ず本会において議論の基礎となる研究報告の取りまとめを期待する。

次に、近年本会のテーマとして多く取り組んでいる『読影の補助』に関し、術者間格差が縮減されるような議論を期待したい。

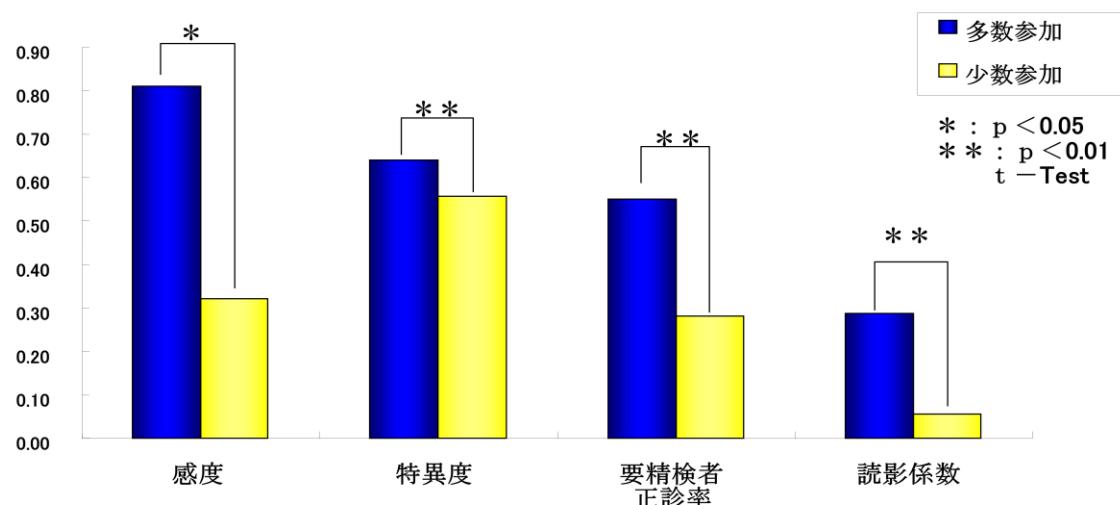


図2 術者間における読影補助精度の格差

図2は、本会第71回総会『専門部会合同シンポジウム: 研究テーマとして考える画像診断における読影補助』

にて報告したものであるが、胃部 X 線像に於いて、その読影精度は、感度、特異度、正診率の何れにおいても術者間格差がみられ、その成績は学会・研究会等への参加が多い術者が有意に成績が良いことを示しており、その背景には認定制度が係わっていた事実を示したものである。

#### 4. まとめ

消化管 X 線検査の標準化に於いて本会の果たす役割が期待される。その最大の理由は、先にも述べた通り、本邦では現在 700 万人の国民が胃がん X 線検診を受診しており、公衆被ばくの観点から捉えた場合、多大なる影響を与えていると事実と、予防医学における被ばくの正当性を担保する必要があるからである。一応、全国的に基準撮影法が撮影手順として統一された。今後更に、装置の標準仕様、安全管理の標準仕様、読影環境の標準仕様が進み、最終的に読影補助のための標準化が構築され、負の部分とされる被ばくの影響が DRLs の提唱によって解決されることで、漸く消化管造影検査の将来が見据えられるのではなかろうか。

#### 参考文献

- 1) 日本消化器がん検診学会全国集計委員会. 平成 26 年度消化器がん検診全国集計. 日消がん検誌; 2017 (55) : 52-79
- 2) 祖父江友孝. 胃がん検診ガイドラインの考え方. 胃と腸; 2015 (50) : 995-999
- 3) 清水建策, 国弘佳枝, 小野田秀子, 他. 新・胃 X 線撮影法移行期における検討—早期癌比率を中心に—. 日消がん検誌; 2009 (47) : 35-42
- 4) 山本精一郎, 溝田友里. 胃がん検診はいつまで必要か—疫学的な立場から—. 胃と腸; 2015 (50) : 1001-1006

## 『胃がん検診における被ばくを考える～診断参考レベルの確定にむけて～』

座長：奈良県立医科大学附属病院（撮影部会委員） 中前 光弘

JCHO 東京山手メディカルセンター 奥田 圭二

---

一般診療業務における消化管検査は、上部消化管検査に限らず下部注腸検査もその検査数は減少している。しかし、その一方で胃がんの X 線検診では約690万人もの受診者がいると日本消化器がん検診学会編：平成 26 年度消化器がん検診全国集計資料で報告されている。国民の公衆被ばくへの影響を考慮した場合、消化管検査は非常に重要な位置を占めていると言っても過言ではない。

一方で、2015 年 J-RIME が発表した『最新の国内実態調査に基づく診断参考レベルの設定 (DRLs 2015)』では、放射線防護の最適化のツールとして一般撮影や乳房撮影をはじめ CT 検査などの数値を公表している。しかし、消化管検査については、数値の掲載がなされていなかった。

そこで、本ワークショップでは、まず「診断参考レベル：設定の意義と目的」について、聖マリアンナ医科大学病院 佐藤寛之先生に解説をいただく。

また、胃がん検診における撮影法については、日本消化器がん検診学会ならびに NPO 法人日本消化器がん検診精度管理機構により「ガイドライン撮影法（基準撮影法）」が提唱されており、検査手順や撮影体位、撮影枚数などは、標準化されている。そのため、厚生労働省のがん検診実施施設に向けた施設評価の基準となるチェックリストにも詳細が記載されており、それらから得られたデータを基に「集団検診対策型巡回バス検診等における被ばくの実態 (DR 装置；基準撮影法1)」大阪がん循環器病予防センター 山本兼右先生、「集団検診対策型施設検診等における被ばくの実態 (FPD 装置；基準撮影法1)」倉敷成人病センター 鷲見和幸先生、「任意型施設検診等における被ばくの実態 (FPD 装置；基準撮影法2)」福岡国際総合健診センター 石本裕二先生にご報告をいただく。

そこで基準撮影法における胃がん検診の診断参考レベルを設定するために、「消化管検査における診断参考レベル設定にむけた課題の整理」と題して、慶應義塾大学病院 中村祐二朗先生に問題提起をしていただきます。

その後のパネルディスカッションでは、オブザーバーに防護委員会 五十嵐委員長、防護部会 塚本部会長、撮影部会 梁川部会長をお招きし、教育講演の西川先生とパネリストの4名の先生を迎えて、消化管検査における診断参考レベルの設定について、活発な議論を計画している。

なお、本ワークショップは、防護部会の共催と一般社団法人日本消化器がん検診学会の後援をいただいた。多くの会員の皆さんと有意義な討論ができるることを祈念している。

文責：中前光弘

# ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その 136） 一般

テーマ A：胃がん検診における被ばくを考える～診断参考レベルの確定にむけて～

## 『診断参考レベル：設定の意義と目的』

Diagnostic Reference Levels (Upper GI fluoroscopy)

： The Significance of the Setting and the Purpose

聖マリアンナ医科大学病院

佐藤 寛之

### 1. はじめに

2015 年 6 月, J-RIME (Japan network for Research and Information on Medical Exposure) より本邦の現状に沿った DRLs2015 (Diagnostic Reference Levels 2015) が発表された。モダリティは「X 線検査」「CT」「IVR」「乳房撮影」「核医学検査」となっており、消化管検査を含む「透視検査」は未発表であった。本邦では上部消化管検査が多く施行されており、「上部消化管検査を含んだ DRL 改訂」が望まれる。

### 2. 検査線量の把握と最適化

国際放射線防護委員会 (ICRP) は、Publication60 において「類似の X 線検査における被ばく線量の範囲は現状では 2 衍程度の幅があり、医療被ばくにおける行為の正当化 (179 項) がなされ、医療被ばくにおける防護の最適化 (180 項) に際しては、線量拘束値または調査レベルの使用を考慮すべき」<sup>1)</sup>としている。

Fig.1 は 2013 年に行われた上部消化管検査時の透視線量率に関する調査結果になるが、背臥位時の入射表面における線量率を値の少ない施設順に並べたものになる。「50 パーセンタイル値」で 13.0mGy/min、「75 パーセンタイル値」で 19.4mGy/min と報告されている<sup>2)</sup>。パルス透視使用の有無が線量格差の大きな原因と考えられるが、ICRP が指摘している施設間格差が、X 線量の自動制御を多用する上部消化管検査でもあることが確認できる。検査中の透視による情報が重要視される上部消化管検査ではあるが、この線量調査結果からも「最適化」による更なる被ばく線量の軽減が期待できる。

上部消化管検査は、撮影や透視に用いられる管電圧や管電流を自動制御にしているため、被検者の体位変換などにより X 線量を決定する諸条件が常に変動している。また、検査を施行する施設により曝射回数や透視時間が異なるため、線量把握や各施設間・装置間での線量比較が難しくなっている。上部消化管検査における X 線量の測定方法確立や線量調査の実施が、上部消化管検査の診断参考レベル設定に大きく関係しており、今後の関係学会の活動が期待される。

### 参考文献

1)国際放射線防護委員会:ICRP Publication 60 国際放射線防護委員会の 1990 年勧告、日本アソシエーション会翻訳 1991, 52-53

2)佐藤寛之:X 線透視撮影の診断参考レベル(DRL)設定に向けた取り組みと課題、INNERVISION 2016(31・12), 18-20

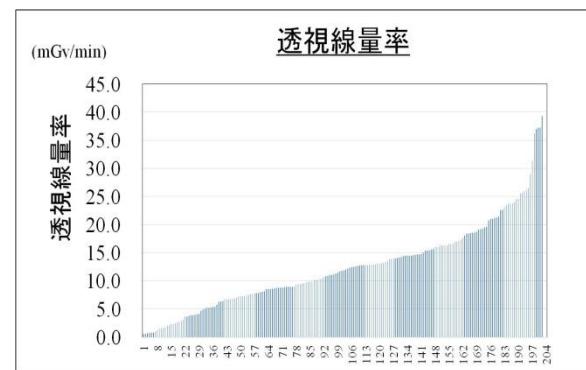


Fig. 1 上部消化管検査の背臥位時透視線量率<sup>2)</sup>

ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その 136） 一般

テーマ A：胃がん検診における被ばくを考える～診断参考レベルの確定にむけて～

## 『がん検診：集団検診対策型巡回バス検診等における被ばくの実態 (DR 装置使用施設の基準撮影法 1 での現状)』

Cancer Screening : Radiation Dose in Population-Based Screening for Gastric Cancer with Mobile Screening Unit.(Standard Radiography 1 Using I.I.DR. Digital Radiography)

公益財団法人大阪府保健医療財団 大阪がん循環器病予防センター

山本 兼右

### 1. はじめに

丸山ら<sup>1,2)</sup>は、ファントム実験と実態調査により、実効線量当量を推定し、小山ら<sup>3)</sup>は、ファントム実験とアンケートにより、表面吸収線量を推定した。加藤ら<sup>4)</sup>は、アンケートにより Numerical Dose Determination (NDD) 法で、入射表面線量を推定した。また、国連科学委員会 United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) 2000 年報告書<sup>5)</sup>では 19 か国平均(実効線量)が 3.6mSv、日本が 3.33mSv と報告された。

### 2. 対象と方法

対象は、2013 年 1 月 1 日～2013 年 11 月 30 日まで、大阪がん循環器病予防センター(当センター)で胃がん検診(基準撮影法1・2)を受診した 40,456 名から男女別、影法別に無作為に抽出した 240 名(男性 120 名、女性 120 名)であった<sup>6)</sup>。

- 1)基準撮影法1と2の比較
- 2)受診者の男女別の比較
- 3)撮影技師の経験年数による差の分析
- 4)受診者の年齢と実効線量の相関
- 5)受診者の Body Mass Index (BMI)と実効線量の関係

対象者 240 名の内、BMI が分かっている基準撮影法1で撮影した 60 名と、基準撮影法2で撮影した 60 名、合計 120 名で解析を行った。

- 6)間接フィルム法による「胃集検間接撮影の基準 A-2 法」と「間接撮影法、1.新・撮影法」と比較

当センター受診における 1998 年 4 月 1 日～2002 年 3 月 31 日で 150 名であった<sup>6)</sup>。

- 7)I.I.DR (Image intensifier digital radiography)装置と Flat Panel Detectors 方式のデジタル X 線 TV 透視撮影装置(以下 FPD 装置)の比較

対象は、2015 年 7 月 1 日から 2017 年 3 月 31 日までの期間に、当センターで胃がん X 線検診を受診した 11,405 名(基準撮影法12880 名、基準撮影法27962 名、精密検査 563 名)であった。検査装置である、FPD 装置と I.I.DR 装置の比較では、基準撮影法1はそれぞれ 195 名、基準撮影法2はそれぞれ 718 名の受診者が対象であった。

- 8)生涯がん死亡リスクの推定<sup>8)</sup>

- 9)注腸 X 線検査と比較

胃検診対象者は 1998 年～2002 年、受診者 200 名(男性 100 名、女性 100 名)であった。

### 3. 結果

#### 1) 基準撮影法1と2の比較

基準撮影法1の実効線量と入射表面線量は、4.41mSv, 33.97mGy、基準撮影法2は、5.15mSv, 46.92mGy であった。両撮影法の実効線量と入射表面線量の間で有意な差 ( $P<0.05$ ) を認めた。(図 1, 図 2) t 検定を用いた。

#### 2) 受診者の男女別の比較

基準撮影法1で撮影した男性受診者の実効線量は 4.80mSv, 36.41mGy、女性は 3.75mSv, 31.52mGy であり有意な差 ( $P<0.05$ ) を認めた。(図 3)

基準撮影法2で撮影した男性受診者の実効線量は 5.60mSv, 50.04mGy、女性は 4.42mSv, 43.80mGy であり有意な差 ( $P<0.05$ ) を認めた。(図 4) 基準撮影法1・2ともに、男性受診者の実効線量が多い結果となった。t 検定を用いた。

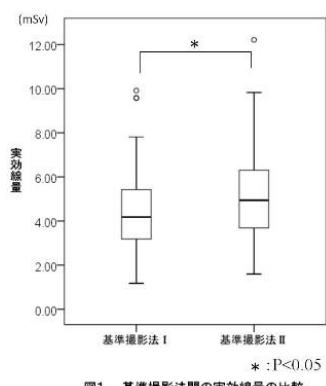


図1 基準撮影法間の実効線量の比較

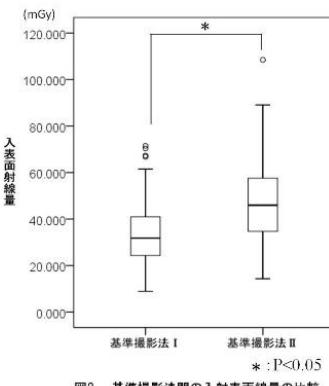


図2 基準撮影法間の入射表面線量の比較

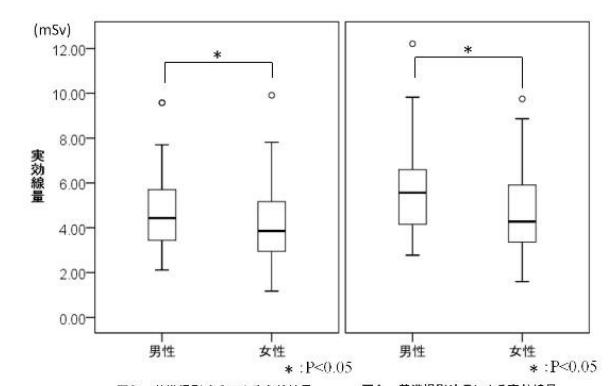


図3 基準撮影法 Iによる実効線量  
—受診者男女間の比較—

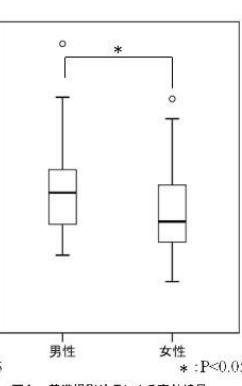


図4 基準撮影法 IIによる実効線量  
—受診者男女間の比較—

#### 3)撮影技師の経験年数による差の分析

基準撮影法1で撮影した経験年数 5 年未満の技師 (5 名) の実効線量は 5.12mSv, 38.23mGy、20 年以上の技師 (7 名) の実効線量は 3.54mSv, 28.15mGy であり有意な差 ( $P<0.05$ ) を認めた。(図 5)

基準撮影法2で撮影した経験年数 5 年未満の技師 (5 名) の実効線量は 6.15mSv, 53.97mGy、20 年以上の技師 (7 名) の実効線量は 4.15mSv, 29.87mGy であり有意な差 ( $P<0.05$ ) を認めた。(図 6)

基準撮影法1・2ともに、経験年数 5 年未満 (5 名) の技師の実効線量が多い結果となった。t 検定を用いた。

#### 4)受診者の年齢と実効線量の関係

基準撮影法1と2において、受診者の年齢と実効線量の関係は相関関係がなかった。

(1:  $r = 0.075$ ,  $P > 0.05$ , 2:  $r = 0.070$ ,  $P > 0.05$ )

#### 5)受診者の Body Mass Index (BMI)と実効線量の関係

基準撮影法1において、受診者の BMI と実効線量の関係は、正の相関関係があり ( $r = 0.500$ ,  $P < 0.05$ )、実効線量は BMI により式(1)のように予測できることが、統計的に有意 ( $P < 0.05$ ) に確認された。(図 7)

基準撮影法2において、1 受診者の BMI と実効線量の関係は、正の相関関係があり ( $r = 0.584$ ,  $P < 0.05$ )、実効線量は BMI により式(2)のように予測できることが、統計的に有意 ( $P < 0.05$ ) に確認された。(図 8) Pearson's 相関係数検定と単回帰によって解析した。

$$y = 0.249x - 1.24 \quad \text{式 (1)}$$

$$y = 0.338x - 2.77 \quad \text{式 (2)}$$

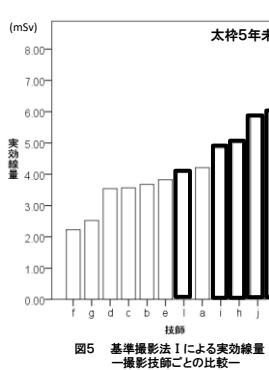


図5 基準撮影法 I による実効線量  
—撮影技師ごとの比較—

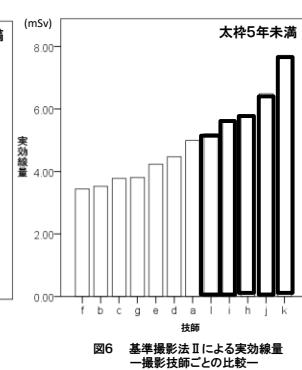


図6 基準撮影法 II による実効線量  
—撮影技師ごとの比較—

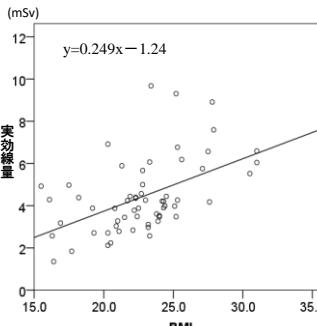


図7 基準撮影法 I による実効線量  
とBMIの関係

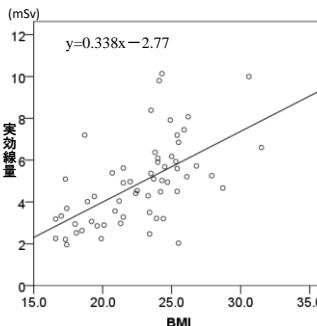


図8 基準撮影法 II による実効線量  
とBMIの関係

#### 6)間接フィルム法による「胃集検間接撮影の基準 A-2 法」と「間接撮影法, 1.新・撮影法」と比較

間接撮影の基準 A-2 法 3.44mSv, 基準撮影法1 3.39mSv である. t 検定を用いた. (図 9)

#### 7)I.I.DR 装置と FPD 装置の比較

基準撮影法1はI.I.DR 装置は4.98mSv, FPD 装置は10.79mSv, 基準撮影法2はI.I.DR 装置は5.50mSv, FPD 装置は12.29mSv ある. Mann-WhitneyU 検定を用いた. FPD 装置は I.I.DR 装置より高かった. ( $P < 0.05$ ) (図 10)

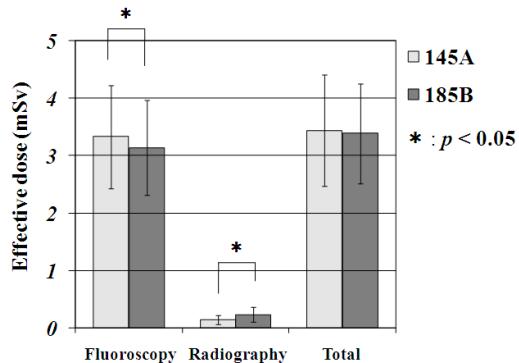


図9 「胃集検間接撮影の基準 A-2 法」と  
「間接撮影法, 1.新・撮影法」との比較

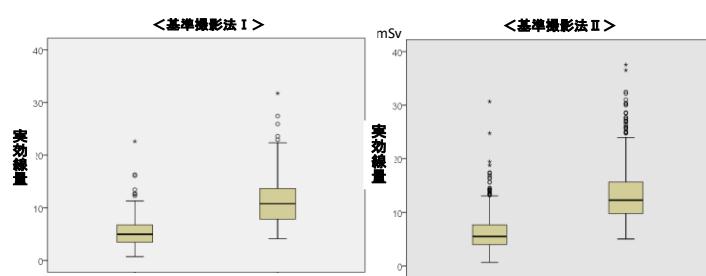


図10 I.I.DR 装置と FPD 装置を比較

#### 8)生涯がん死亡リスクの推定

間接撮影の基準 A-2 法は男性が 29.80%, 女性が 20.90%, 基準撮影法1は男性が 29.79%, 女性が 20.89% であった. ( $P < 0.05$ )(表1)

#### 9)注腸 X 線検査と比較

撮影枚数:全面 14 枚、2 分割 4 枚、4 分割 0 枚、合計 18 枚(22 曝射)であった. 透視線量は, 5.12mSv, 撮影線量は 4.43mSv, 合計線量は 9.55mSv であった. ( $P < 0.05$ )

| 生涯がん死亡リスク       |                         |                        |
|-----------------|-------------------------|------------------------|
|                 | 男性                      | 女性                     |
| 未検査 (1999年)     | 29.40%<br>(10万対29400名)  | 20.50%<br>(10万対20500名) |
| 間接撮影の基準<br>A-2法 | 29.80%<br>(10万対29800名)* | 20.90%<br>(10万対20900名) |
| 基準撮影法 I         | 29.79%<br>(10万対29794名)  | 20.89%<br>(10万対20894名) |

カイ2乗検定 \* : P < 0.05

(表1) 生涯がん死亡リスクの推定

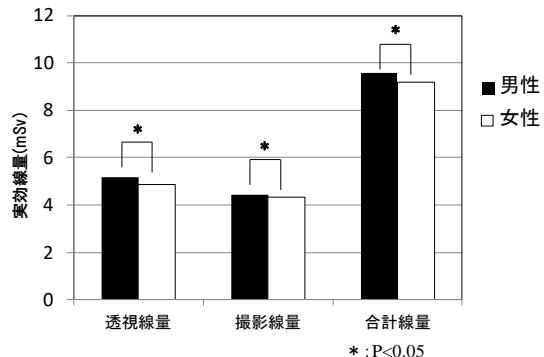


図11 注腸 X 線検査と比較

#### 4. 結論

I.I.DR 方式デジタル撮影法における対策型検診撮影法 (基準撮影法1) の実効線量と入射表面線量は, 4.41mSv, 33.97mGy であった. 任意検診撮影法 (基準撮影法2) の実効線量と入射表面線量は, 5.15mSv, 46.92mGy であった.

実効線量を算出するには, 4 項目, ①受診者の BMI, ②X線 TV 透視撮影装置の型式(間接・直接フィルム, I.I.DR, FPD, CR), ③撮影方法(高硫酸バリウム、発泡剤等), ④撮影技師の経験年数を考慮する必要があった.

#### 参考文献

- 丸山隆司. 医療被ばくの頻度と実効線量. 放射線科学 1995 ; 386 (9):317 - 325.
- 丸山隆司, 岩井一男, 西沢かな枝, 他. X 線診断による臓器・組織線量, 実効線量および集団実効線量. Radioisotopes 1996 ; 45 (12) :761 - 773.
- 小山一郎, 星野欽一郎, 久保田博, 他. X 線透視系の被曝線量調査班 報告書. 日本放射線技術学会雑誌 1997 ; 53 (5) :609 - 620.
- 加藤英幸, 磯辺智子, 高木 韶, 他. 消化管 X 線検査における被曝線量の施設間格差の評価法. 日本放射線技術学会雑誌 1999 ; 55 (7) :13 655 - 664.
- 原 子 放 射 線 の 影 韻 に 関 す る 国 連 科 学 委 員 会 の 総 会 に 対 す る UNSCEAR2000 年報告書, 2002 年 実業公報社
- 山本兼右, 山崎秀男, 高倉玲奈, 他, 胃がん検診における基準撮影法を用いた受診者の実効線量 — I.I.DR デジタル撮影 — 日本消化器がん検診学会雑誌 53(3)365-375 2015
- K. Yamamoto, A. Masami, C. Kuroda at al, Radiation Dose in Mass Screening for Gastric Cancer with High-Concentration Barium Sulfate Compared with Moderate-Concentration Barium Sulfate Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine vol 32, No.2, 88-91, 2009
- Yamamoto K, Takeda Y, Chikazumi, el al, Decrease in the Estimated Lifetime Cancer Mortality Risk using Lead Acrylic Filters in Mass Screening for Gastric Cancer Mem. Osaka Kyoiku Univ. Ser. III, vol.58, No.2, 19-26, 2010

ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その 136） 一般

テーマ A：胃がん検診における被ばくを考える～診断参考レベルの確定にむけて～

## 『がん検診：集団検診対策型施設検診等における被ばくの実態 (FPD 装置使用施設の基準撮影法 1 での対応)』

Gastric Cancer Screening : The Radiation Exposure in the Population Based Screening  
(In the Case of Medical Check Up Facilities Carrying Out Standard Method 1  
with the F.P.D Device)

倉敷成人病センター

鷺見 和幸

### 1. はじめに

上部消化管検査の精度管理における受診者被ばく線量領域は、長い間施設や個人間での撮影技術手技の違いや方針により撮影技術の一定化がなされなかつたことから、正当な線量限度値を定義することは難しい課題点であった。昨今、新胃X線ガイドラインや、基準撮影法の普及により、施設や個々の撮影手技が一定化されつつあることから、この課題点に向けた取り組みを行うことは上部消化管検査領域にとって急務である。更にさまざまな地域や施設で受診者被ばく線量について再度検討し、適切なDRL設定に向けた取り組みを行うべきである。今回、集団検診対策型施設検診における被ばくの実態という立場で、当施設で行った以下の被ばく線量測定手法を参考に検討して頂ければ幸いである。

### 2. 画質評価

被ばく線量を測定する前に、施設で実際に使用している透視撮影機器の画質評価を行い、適正な条件設定で撮影を行っているかを把握した。主な画質評価には、以下の評価項目がある。

#### 2.1 解像度

解像度とは、観測対象がどこまで詳しく測定(描写)されているかを意味する。

#### 2.2 CNR

低コントラスト分解能とは、どこまで少ない濃度差まで判別して認識することができるのかを意味する。

#### 2.3 粒状性

濃度ばらつきに起因する粒状のランダムなテクスチャを意味する。

### 3. 被ばく線量測定

上部消化管検査における被ばく線量は、撮影と透視線量の合算値である。今回の検討では、以下について実測し検討を行った。

3.1 基準撮影法 1(曝射回数 8 回)による被ばく線量の実測値とNDD計算値を計測し、実測値と計算値のバラツキを比較した。

3.2 基準撮影法 1 での被験者被ばく線量概算値を求めた。

3.3 で得られた結果をもとに、実測値とNDD計算値との差から係数を算出し、実際の被ばく線量概算値を求めた。

### 4. 使用機材および材料

透視撮影装置 ①DIAVISTA(HITACHI) 検出器 FPD 画像処理 DR-V

②EXAVISTA(HITACHI) 検出器 FPD 画像処理 DR-V NEXTSTAGE1+

線量計 指頭型線量計 RADCAL MOD 10X5-6

## ファントム PTW NORMI 13 ファントム 61223-3-1(IEC 規格)FPD 精度管理用ファントム

### 5. 実験方法

#### 5.1 基準撮影法 1 による被ばく線量の実測値とNDD計算値について

①Fig.1, Fig.2 の実験配置図に従って線量計を配置した.

②Full Auto の条件で以下の項目ごとに測定した.

③透視線量は、透視線量率を用いた.

④付加フィルタ

L : 0.5 mm Al+0.10 mm Cu

M : 0.5 mm Al+0.05 mm Cu

H : なし

L, M, H の 3 項目

⑤fps

7.5 plus

15 plus

30 plus

7.5 f/s, 15 f/s, 30 f/s の 3 項目

⑥アクリル

15 cm 相当

20 cm 相当

25 cm 相当

15 cm, 20 cm, 25 cm の 3 項目

⑦空気カーマ吸收線量測定を行った

⑧実測線量とNDD 計算値との差(%)を検証した.

#### 5.2 基準撮影法 1 での被験者被ばく線量概算値について

⑧の検証により、実際の上部消化管撮影機器に備え付けの NDD 計算値から線量予想値を算出した.

### 6. 実験結果

#### 6.1 基準撮影法 1 による被ばく線量の実測値とNDD計算値について

| X線条件 |     |    |     | 入射線量率 [mGy/min] |        |         | 誤差(%) |
|------|-----|----|-----|-----------------|--------|---------|-------|
| FC   | fps | kV | mA  | 計算              | Radcal | 対Radcal |       |
| L    | 7.5 | 76 | 0.6 | 1.5             | 1.7    | -11.8   |       |
|      | 15  | 78 | 1.2 | 3               | 3.4    | -11.8   |       |
|      | 30  | 78 | 2.5 | 5.9             | 6.7    | -11.9   |       |
| M    | 7.5 | 76 | 0.6 | 2               | 2.2    | -9.1    |       |
|      | 15  | 86 | 1.2 | 4.1             | 4.6    | -10.9   |       |
|      | 30  | 86 | 2.5 | 8.2             | 9.2    | -10.9   |       |
| H    | 7.5 | 86 | 0.6 | 3.5             | 4      | -12.5   |       |
|      | 15  | 86 | 1.2 | 7               | 7.8    | -10.3   |       |
|      | 30  | 78 | 2.5 | 14              | 16     | -12.5   |       |

Fig.3 EXAVISTA 透視線量率 15 cm

| アクリル0cm(アクリル15cm相当の条件でマニュアル透視) |     |    |     | 入射線量率 [mGy/min] |        |         | 誤差(%) |
|--------------------------------|-----|----|-----|-----------------|--------|---------|-------|
| X線条件                           |     |    |     | 計算              | Radcal | 対Radcal |       |
| FC                             | fps | kV | mA  | 計算              | Radcal | 対Radcal |       |
| L                              | 7.5 | 76 | 0.6 | 1.9             | 1.92   | -1.0    |       |
|                                | 15  | 78 | 1.2 | 3.8             | 3.92   | -3.1    |       |
|                                | 30  | 78 | 2.5 | 7.6             | 7.88   | -3.6    |       |
| M                              | 7.5 | 76 | 0.6 | 2.6             | 2.65   | -1.9    |       |
|                                | 15  | 86 | 1.2 | 5.1             | 5.31   | -4.0    |       |
|                                | 30  | 86 | 2.5 | 10.2            | 10.59  | -3.7    |       |
| H                              | 7.5 | 86 | 0.6 | 4.2             | 4.44   | -5.4    |       |
|                                | 15  | 86 | 1.3 | 8.4             | 8.72   | -3.7    |       |
|                                | 30  | 78 | 2.5 | 16.8            | 17.6   | -4.5    |       |

Fig.4 EXAVISTA 透視線量率 空気カーマ

| X線条件 |     |    |     | 入射線量率 [mGy/min] |        |         | 誤差(%) |
|------|-----|----|-----|-----------------|--------|---------|-------|
| FC   | fps | kV | mA  | 計算              | Radcal | 対Radcal |       |
| L    | 7.5 | 89 | 0.8 | 2.6             | 3.1    | -16.1   |       |
|      | 15  | 89 | 1.6 | 5.3             | 6.3    | -15.9   |       |
|      | 30  | 90 | 3.4 | 11.3            | 13.3   | -15.0   |       |
| M    | 7.5 | 89 | 0.8 | 3.5             | 4.1    | -14.6   |       |
|      | 15  | 89 | 1.6 | 7               | 8.2    | -14.6   |       |
|      | 30  | 89 | 3.2 | 13.9            | 16.4   | -15.2   |       |
| H    | 7.5 | 89 | 0.8 | 5.7             | 6.8    | -16.2   |       |
|      | 15  | 89 | 1.6 | 11.3            | 13.1   | -13.7   |       |
|      | 30  | 89 | 3.2 | 22.6            | 26.5   | -14.7   |       |

Fig.5 EXAVISTA 透視線量率 20 cm

| アクリル0cm(アクリル20cm相当の条件でマニュアル透視) |     |    |     | 入射線量率 [mGy/min] |        |         | 誤差(%) |
|--------------------------------|-----|----|-----|-----------------|--------|---------|-------|
| X線条件                           |     |    |     | 計算              | Radcal | 対Radcal |       |
| FC                             | fps | kV | mA  | 計算              | Radcal | 対Radcal |       |
| L                              | 7.5 | 89 | 0.8 | 2.6             | 2.64   | -1.5    |       |
|                                | 15  | 89 | 1.6 | 5.3             | 5.33   | -0.6    |       |
|                                | 30  | 89 | 3.2 | 10.6            | 10.5   | 1.0     |       |
| M                              | 7.5 | 89 | 0.8 | 3.5             | 3.54   | -1.1    |       |
|                                | 15  | 89 | 1.6 | 7               | 7.12   | -1.7    |       |
|                                | 30  | 89 | 3.2 | 14              | 14.12  | -0.8    |       |
| H                              | 7.5 | 89 | 0.8 | 5.7             | 5.89   | -3.2    |       |
|                                | 15  | 89 | 1.6 | 11.3            | 11.78  | -4.1    |       |
|                                | 30  | 89 | 3.2 | 22.7            | 23.3   | -2.6    |       |

Fig.6 EXAVISTA 透視線量率 空気カーマ

| X線条件 |     |      |     | 入射線量率<br>[mGy/min] |        | 誤差(%)   |
|------|-----|------|-----|--------------------|--------|---------|
| FC   | fps | kV   | mA  | 計算                 | Radcal | 対Radcal |
| L    | 7.5 | 102  | 1.2 | 5.3                | 6.5    | -18.5   |
|      | 15  | 102  | 2.4 | 10.5               | 13.6   | -22.8   |
|      | 30  | 102  | 4.7 | 21                 | 27.5   | -23.6   |
| M    | 7.5 | 102  | 1.2 | 6.7                | 9.8    | -31.6   |
|      | 15  | 102  | 2.4 | 13.4               | 17.3   | -22.5   |
|      | 30  | 102  | 4.7 | 26.7               | 34.7   | -23.1   |
| H    | 7.5 | 1.02 | 1.2 | 10                 | 13.4   | -25.4   |
|      | 15  | 102  | 2.4 | 20.6               | 26.7   | -22.8   |
|      | 30  | 102  | 4.7 | 41.2               | 52.4   | -21.4   |

Fig.7 EXAVISTA 透視線量率 25 cm

| X線条件 |     |      |     | 入射線量率<br>[mGy/min] |        | 誤差(%)   |
|------|-----|------|-----|--------------------|--------|---------|
| FC   | fps | kV   | mA  | 計算                 | Radcal | 対Radcal |
| L    | 7.5 | 102  | 1.2 | 5.3                | 5.39   | -1.7    |
|      | 15  | 102  | 2.4 | 10.5               | 10.75  | -2.3    |
|      | 30  | 102  | 4.7 | 20.9               | 20.9   | 0.0     |
| M    | 7.5 | 102  | 1.2 | 6.7                | 6.84   | -2.0    |
|      | 15  | 102  | 2.4 | 13.3               | 13.4   | -0.7    |
|      | 30  | 102  | 4.7 | 26.6               | 26.8   | -0.7    |
| H    | 7.5 | 1.02 | 1.2 | 10.3               | 10.35  | -0.5    |
|      | 15  | 102  | 2.4 | 20.5               | 21.5   | -4.7    |
|      | 30  | 102  | 4.7 | 41.1               | 41.25  | -0.4    |

Fig.8 EXAVISTA 透視線量率 空気カーマ

付加フィルタにより、入射線量は低くなることが分かった。フィルタなしでは、入射線量が最大で約 2 倍程度高くなることが分かった。パルスでは、7.5 f/s と 30 f/s で約 4 倍程度の線量差があることが分かった。アクリルでは、アクリル厚0cmでの線量測定結果は、計算値と実測値の誤差はほとんど生じていないものの、アクリル厚が厚くなるほど、誤差は大きくなるという結果であった。

## 6.2 基準撮影法 1 での被験者被ばく線量概算値について

詳細は当日の資料にて表示する予定であるが、実際の上部消化管撮影では、パルスを抑えることが被ばく線量の低下に最も効果があることが分かった。

## 7.まとめ

集団検診対策型施設検診における被ばく線量測定を実測値とNDD 計算値をもとに算出した。実際の現場で消化管検査に携わる我々は、撮影技術や病変描出の精度向上に目を向けるため、必要以上の透視時間や追加撮影を行う傾向が強いと感じる。これはすなわち受診者の被ばく增加に直結してくる問題である。撮影に対する精度管理が確立しつつある現状であるからこそ、受診者に対する被ばく線量管理を更に充実させる必要がある。そのために必要なことは、各施設で機器の画質評価を含めた撮影機器の管理、付加フィルタやパルスなどの見直しなどで診断に影響を及ぼさない可能な限りの方法で低線量化を進める必要があると考える。DRL 設定に向けた取り組みは、まずこれらのが全国で統一化された後に行うべきであり、今後皆様の活発なご活動とご検討を願っております。

## 参考文献

- 1)米倉義晴.最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定(J-RIME);2015:1-36
- 2)International Commission on Radiological Protection, 1996. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. Ann;ICRP 26 (2)

## ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その 136） 一般

テーマ A：胃がん検診における被ばくを考える～診断参考レベルの確定にむけて～

### 『ドック健診：任意型施設検診等における被ばくの実態 (FPD 装置使用施設の基準撮影法 2 での対応)』

Approach to Diagnostic Reference Levels in Gastrointestinal Series

福岡県すこやか健康事業団 福岡国際総合健診センター

石本 裕二

現在、胃 X 線検査法における撮影法として日本消化器がん検診学会ならびに NPO 日本消化器がん検診精度管理評価機構が提唱したガイドラインとして基準撮影法が各施設において実施されている。

基準撮影法は、2011 年に改訂され標準的な撮影法で主に胃 X 線検(健)診で実施され上部消化管 X 線検査の撮影法として厚生労働省が定める対策型と任意型として区分され受診者対象に合わせて撮影法を選択している。撮影法は医療技術の進歩により効率的な撮影法として進歩しているとともに X 線装置の進歩も著しく現在では、FPD(直接変換・間接変換方式)装置が主流になりつつあり、任意型における施設検(健)診では、顕著に FPD 装置や DR 装置のデジタル装置である。

近年、デジタル装置は、技術進歩における高画質の撮影像や透視像が開発されデジタル補償フィルタや画像処理・被ばく低減の技術(パルス透視)が搭載されており、特に被ばく線量を管理することが可能となってきた。胃X線検査における被ばく線量は、丸山ら<sup>1)2)3)</sup>の報告(1986, 1997)、透視と撮影を合計した皮膚表面吸収線量に関する実態調査として小山ら<sup>4)</sup>の報告(1997)や NDD 法を用いたアンケート調査に基づいた加藤ら<sup>5)</sup>の報告(1999)がされている。これらの報告は、現在の撮影法である基準撮影法と相違しているが近年では山本ら<sup>6)</sup>(2015)が基準撮影法を用いた実効線量の報告をしている。2015 年 J-RIME が発表した『最新の国内実態調査に基づく診断参考レベルの設定(DRLs 2015)』では、放射線防護の最適化のツールとして数値を公表しているが、消化管検査についての数値の掲載がなされていなかったのは、根拠となるものがなかったからであろうかと考えられる。

今回、撮影法として標準化されている基準撮影法で任意型施設においての被ばく線量の実態を報告するとともに今後の診断参考レベルの設定に参考になればと思う。

#### 参考文献

- 1) 丸山 隆司, 隅元 芳一, 西沢 かな枝, 他. X 線診断における撮影および透視. 1986. 6.RADIOISOTOPES 1993;42:113-119
- 2) 丸山 隆司. 医療被ばくの頻度と実効線量. 放射線科 1995;38:317-325
- 3) 丸山 隆司, 岩井 一男, 西沢 かな枝, 他. X 線診断による臓器・組織線量 実効線量および集団実効線量. RADIOISOTOPES 1996;45:761-773
- 4) 小山 一郎, 星野 欽一郎, 久保田 博, 他. X 線透視系の被曝線量調査報告書. 日放技学誌 1997;53:609-620
- 5) 加藤 英幸, 磐波 智子, 高木 卓, 他. 消化管 X 線検査における被曝線量の施設間格差の評価法. 日放技学誌 1999;55:655-664
- 6) 山本 兼右, 山崎 秀男, 高倉 玲奈, 他. 胃がん検診における基準撮影法を用いた受診者の実効線量. 日本消化器がん検診学会誌 2015;53:365-375

## 『まとめ：消化管検査における診断参考レベル設定にむけた課題の整理』

Approach to Diagnostic Reference Levels in Gastrointestinal Series

慶應義塾大学病院

中村 祐二郎

### 1. はじめに

消化管造影検査の診断参考レベルを設定する場合、大きく分けて 3 つ（撮影法・装置・人的）の要因を考慮しなければならない。本ワークショップでは「胃がん検診における被ばく」がテーマであり、1 つ目の撮影法については基準撮影法の場合が想定される。2 つ目は X 線透視装置（以下：装置）の形式や X 線条件、検出器などの設定が影響すると考えられる。3 つ目は人的な技術力の差（撮影者）と受信者の体厚による影響が考慮される。撮影法と撮影者については他の演者と同じ意見になると思い、私は装置を中心に検討したので報告する。

### 2. 背景

X 線透視検査は、透視像と撮影像の両方を活用し検査を施行している。特に検診の胃 X 線検査においては、基準撮影法に準拠した撮影体位や撮影順序・体位変換が定められている。検査中に透視像で異常所見を発見した場合、追加撮影を行うことにより信頼性の高い撮影像が得られ精度の高い検査となる。

使用している装置については、アナログ（フィルム／スクリーンシステム）の時代から微細病変が描出できるよう各施設が工夫し、装置の設定やフィルムや増感紙のタイプ・現像機の調整まで 1 枚毎の写真にこだわりを持って撮影した。それに伴って、各種メーカーが装置の開発・改良を行い高画質への追求に繋がった。

近年はデジタル化が進み、装置メーカーが発表する最新の装置には高精細な撮影像と透視像が各種デジタルフィルタや画像処理技術によって簡単に得られ、被ばく低減する機能（パルス透視・線量モード等）も搭載された装置である。一方で各施設のデジタル装置の環境は様々で、装置の形状もオーバーテーブルチューブ型とアンダーテーブルチューブ型（C アーム型含む）、検出器も I.I.-DR (1M-4M) や FPD (直接変換・間接変換方式) など機種による差異がある。装置の X 線条件や画像処理条件においては、メーカーのパラメータ設定もそれぞれ特徴があり、推奨する設定がその施設の画質や被ばく線量に影響する。

そこで今回は、国内メーカーの装置の変遷から最新装置の画質と被ばく低減に向けた準備について現状を調査し、メーカーと私たちの意識の共有や診断参考レベルに向けた準備になればと考える。

また、当院の装置と機器管理・線量測定の環境を紹介することにより、皆さんの施設と同等の装置や環境であれば、今後の課題や問題点の整理に繋がる。

### 3. 内容

#### (1) 国内メーカーの現状調査

- ① メーカーが検討してきた装置の変遷を再確認する。
- ② 最新機種の画質と被ばく低減に影響するパラメータについて調査する。

#### (2) 当院の装置と環境を紹介

- ① 当院の装置に対し(1)で調査したパラメータを参考に、各機種の設定や撮影環境を比較する。
- ② 装置の機器管理や線量測定の環境について紹介する。

## 参考文献

- 1) ICRP Publication103. 国際放射線防護委員会の 2007 年勧告. 日本アイソトープ協会. 2009
- 2) 市川勝弘,石田隆行,他. 標準ディジタル X 線画像計測. 日本放射線技術学会. 2010
- 3) Horst Aichinger, Joachim Dierker,他. 笠井俊文,加藤博和,監訳. 診断 X 線の基礎. オーム社. 2004
- 4) 佐藤寛之. X 線透視撮影の診断参考レベル(DRL) 設定に向けた取り組みと課題. INNERVISION (31・12)2016
- 5) 山本兼右,山崎秀男,他. 胃がん検診における基準撮影法を用いた受診者の実効線量. 日本消化器がん検診学会誌, 2015;53:365-375

## 教育講演

テーマ B (CT) : Dual Energy CT の臨床導入とその展望

### 『2層検出器スペクトラル CT の臨床的有用性について』

Clinical utility of double-layer detector spectral CT

熊本中央病院

片平 和博

#### 1. はじめに

2層検出器スペクトラル CT とは、従来からの異なる管電圧の X 線を切り替えて照射しその上でスペクトラル解析を行いういわゆる dual energy CT と異なり、検出器側で異なるエネルギーを収集することでスペクトラル画像を作成する装置のことである。このような方式とすることで、従来の方式では問題となる場合もある異なる X 線間の時間的・空間的ズレが皆無になることで正確なスペクトラル解析を行うことが可能となる。さらに実際の X 線照射は 120kVp で行うことから、一般的な画像である 120kVp の画像はルーチン画像として取得可能である。従来の方式では 120kVp 相当の仮想単色 X 線画像を作成することと対照的である。なぜならば日常臨床の大部分を占める経過観察の CT 検査の前回比較が容易になるため、CT 画像の経過観察にて 120kVp 画像と仮想単色 X 線画像と比較は本来望ましくないからである。このように日常ルーチン検査として扱いやすい2層検出器スペクトラル CT(以後 IQon と表記)を用いた臨床的有用性について報告したい。

#### 2. Spectral is always on

IQon を用いた日常 CT では、基本的に従来の CT 撮影と何ら変化はない。Philips 社製の CT を使用している施設であれば、導入当日から何ら違和感なく使いこなせるであろう。従来と同様に撮影を行い、従来と同様に 120kVp の画像がアウトプットされる、それだけである。実はそこにこの IQon の良さが凝集されている。その良さとは、”さあ、この症例はスペクトラル画像を作るぞ”と思わなくてよいのである。IQon で撮影する、そのことさえ決めてしまえば、retrospective に全例スペクトラル画像が作成できるのである。従来の方式では、スペクトラル解析を行う場合は prospective な決断、すなわち通常画像である 120kVp 画像を取得できないため”この症例をスペクトラルモードで撮影してよいだろうか？”という悩みや決断に迫られるため限られた症例のみのスペクトラル解析になりがちである。そのように考えると、この装置の特徴である”Spectral is always on.”という意味は臨床的な価値は高いと考えられる。

#### 3. 仮想単色 X 線画像の有用性

スペクトラル画像の有用性としてまずは仮想単色 X 線画像が作成できることが挙げられる。通常の CT 撮影では連続 X 線を用いているが、連続 X 線をエネルギー毎に分離できないため実際は管電圧毎の実効エネルギーと等価の CT 画像を作成していることになる。実際は、低エネルギー側でも高エネルギー側でもそれぞれのメリットがあり 1 回の撮影でそれらの画像からの情報を得ることができれば有用性が高いことは容易に想像できる。様々な有用性はあるが、代表的な例として低エネルギーレベルの仮想単色 X 線画像では造影 CT でのコントラスト改善、高エネルギーレベルの仮想単色 X 線画像では金属アーチファクトの軽減が挙げられる。特に低エネルギーレベルの仮想単色 X 線画像での造影コントラスト改善の臨床的有用性は特筆すべき<sup>1)</sup>で、従来の造影 CT で不明確な造影効果であった部分が明瞭なコントラストとなり多血性腫瘍に有用であることは容易に想像できるが、膵癌のような乏血性腫瘍であっても周囲の正常膵実質の造影効果が上昇することによるコントラスト上昇

効果があり有用となる。さらに虚血性腸管疾患なども造影不良域が明瞭化し急患疾患に特に有効な場面も多い。当院では、急患は優先的に IQon で撮影している(時間外はほぼ全例)。

なお造影効果が上昇するということは、逆に言えばその造影効果を見越して造影剤を減量可能ということになる<sup>2)</sup>。当院でのファントム実験の結果では、従来の 120kVp 相当のコントラストを得るために必要な造影剤量は、40keV, 50keV, 55keV でそれぞれ 25%, 40%, 50% であった。このことよりつまり腎機能障害患者では最大 1/4 の造影剤量で、従来と同等の造影コントラストが得られるということである。近年増えてきた慢性腎臓病(日本では 8 人に 1 人は慢性腎臓病という報告あり)患者にも”腎臓に優しい”IQon-CT ということになる。当院での初期検討では、造影剤減量プロトコールで行った 20-30ml 程度の造影剤量では、造影前後で腎機能は統計学的有意差なく、造影が必要な腎機能障害患者でも従来よりかなり造影が行いやすい環境になったと実感できる。特に急患の場合に造影ができないために正しい診断ができず病状が悪化するような場合が少なくなるであろう。

#### 4. その他のスペクトラル画像の有用性

仮想単色 X 線画像以外にも実効原子番号イメージや、仮想単純 CT 画像、Iodine 画像などが有用である。

実効原子番号イメージでは、尿管結石における尿酸結石か否かの評価に有効である。尿酸結石であれば治療法が異なるため尿酸結石の診断は臨床的有効性が高い。なお尿酸結石の実効原子番号は低いがこの部分を強調した画像を作成することも可能でわかりやすい。また胆道系結石においてもいわゆる X 線陰性結石の検出に有用である。X 線陰性結石では 120kVp と等価である 70keV 仮想単色 X 線画像が同様の CT 値となるコレステロール系結石の場合が多く、実際は 120kVp が同濃度であっても 40keV 仮想単色 X 線画像では X 線陰性結石が著明低濃度となる、すなわち実効原子番号イメージで低い値をとることで評価が可能となる。

仮想単純 CT を作成可能ということは、造影 CT 検査の場合に単純 CT を省略可能ということである。実際に省略するか否かは施設の判断になるが、少なくとも例えば造影 CT のみの撮影で高濃度となった陰影が元々高濃度であったのか造影されたのかは、仮想単純 CT 画像を作成することで解決する。さらに心臓 CT での高度石灰化冠動脈症例において、造影 CT から仮想単純 CT を subtraction することで内腔の描出が容易となるメリットもある。この場合、撮影は一回であるので解剖学的位置は完全に合致しており subtraction の精度はこの上ない。

Iodine 画像としては肺動脈血栓塞栓症における肺血流マップ作成時に重宝する。肺血流の分布がカラーマップ化されるので視覚的にわかりやすく患者結果説明にインパクトが大きい。また虚血性腸管疾患の場合でも実際の造影剤の分布が視覚化されるため、造影効果が低い腸管の分布が一目でわかり臨床的に有用である<sup>3)</sup>。

#### 5. まとめ

IQon の臨床的有用性の概略を紹介したが、実際の臨床的有用性はその他にも盛りだくさんである。全ての症例でスペクトラル解析を行うメリットはやはり大きく、今後多くの施設で新たな知見が増えることが望まれる。

#### 参考文献

- 1) Agrawal MD, Pinho DF, Kulkarni NM, et al. Oncologic application of dual-energy CT in the abdomen. RadioGraphics 2014; 34:589-612
- 2) Dong J, Wang X, Jiang X, et al. Low-contrast agent dose dual-energy CT monochromatic imaging in pulmonary angiography versus routine CT. J Comput Assist Tomogr 2013;37:618-625
- 3) Potretzke TA, Brace CL, Lubner MG, et al. Early small-bowel ischemia: dual-energy CT improves conspicuity compared with conventional CT in a swine model. Radiology 2015;275:119-126

## ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その137） CT

テーマB： Dual Energy CT の臨床導入とその展望

### 『Dual Energy CT の基礎と臨床応用』

座長：藤田保健衛生大学病院（撮影部会委員）井田 義宏

国立がん研究センター中央病院 石原 敏裕

---

Dual Energy CT は X 線を媒体として画像化する CT にとっては新たなコントラストを生み出し診断や治療支援に期待が高まっている。歴史としては 1970 年代には発表されているため革新的なものではないが、当時は装置のハードウェアや解析技術が未熟であり実用化には至らなかった。しかし、十年ほど前より複数のメーカーが Dual Energy CT を実用化し様々な臨床応用が進んできた。

一方、日本放射線技術学会撮影部会では 2015 年 9 月 25 日「X 線 CT 撮影における標準化」— GALACTIC— 改訂 2 版を発行したが Dual Energy に関しては記載には至らず、エビデンスの構築、集約が課題となっている。また、Dual Energy CT は投影データを収集する手法はメーカーごとに異なっておりそれぞれの特徴を生かす運用がされていることも見逃せない。

今回のワークショップでは、Dual Energy CT の研究、実用に対し経験豊富な 4 名の演者を迎える、臨床導入に対するポイントやピットホールなどの議論を通じて現時点での有効な利用法や限界を探り、今後の研究課題を明らかにしたいと考えている。

このワークショップを契機に研究が進むことを期待し、さらに数年後に控えた GALACTIC の改訂時には、Dual Energy CT に関する記載がされることを望んでいる。

## 1. はじめに

Dual energy computed tomography (DECT) は、同一の対象を 2 つの異なるエネルギーの X 線で撮影する CT 撮影法である。エネルギー毎の減弱係数の違いを利用してすることで、様々な定量画像や解析画像を得ることができる。1977 年の報告<sup>1)</sup>以降、全身のあらゆる領域でその有用性が報告されているが<sup>2-7)</sup>、その一方でルーチン検査に浸透しているとは言い難いのが現状である。その大きな理由の 1 つとして撮影の難しさが挙げられるであろう。2 回の撮影の間に対象が動いてしまったり、被ばく量が増加してしまったりするなど、敷居の高い検査であった。しかし近年の技術の向上に伴い、dual energy 撮影に適した CT 装置が登場したり、被ばく低減が可能な再構成法が登場したりするなど、徐々にその障壁は取り除かれてきている。本稿では、現在利用されている DECT に関する撮影法や解析法などの基礎的な事項について解説する。

## 2. DECT の解析方式

DECT は 2 つの異なるエネルギーの X 線で撮影した画像をもとにした解析法であるが、Projection data と Image data という 2 つ領域での解析に大別される<sup>8)</sup>。Fig.1(a)(c)に示す投影データの空間を Projection-space と呼び、この空間における DE 解析を Projection data based analysis と呼ぶ。一方で Fig.1(b)(d)のような画像再構成後の画像空間 (Image-space) における DE 解析を Image data based analysis と呼ぶ。

### 2.1 Projection data based analysis

Projection data based analysis では、2 つのエネルギー画像が全く同じ空間および対象を撮影してあることが前提となる。すなわち、撮影時の X 線管球の軌道が 2 つのエネルギーで全く同じである必要がある。そのため撮影方式によっては本解析を行うことができない。また、投影データどうしの画像位置合わせは原理的に不可能であることから、2 回の撮影の間に対象が動いてしまうと正確な解析を行うことができない。

Fig.1(a)(c)は、全く同じ軌道で撮影された 135 kV および 80 kV の投影データである。対応する位置の画素ペアごとに、撮影対象が 2 つの物質 (Basis material) から構成されているという仮定を置くことで、画素ごとの構成要素や線減弱係数を推定することができる<sup>9)</sup>。投影データ上で得たこれらの情報を用いることで、基準物質画像や仮想単色 X 線画像等を生成することができるのが、Projection data based analysis の特徴である。

### 2.2 Image data based analysis

Image data based analysis は、同じ断面の画像が 2 つのエネルギーで撮影されていれば、その撮影方式について問われない。2 つの画像間に動きなどを原因とする位置ずれがある場合には、画像位置合わせ法を用いて位置ずれを補正することができる。再構成処理後の画像をもとに解析を行うため、再構成のプロセスで生じたアーチファクト (再構成関数によるボケやオーバー/アンダーシュート、線質硬化アーチファクト、ストリークアーチファクト等) により CT 値の正確性が低下した場合、解析結果にも悪影響を及ぼす。

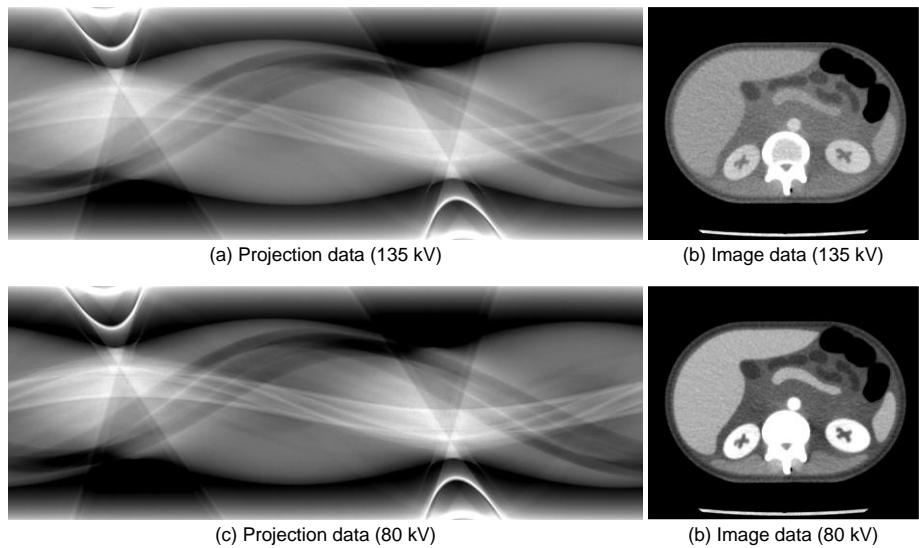


Fig.1 管電圧ごとの Projection data および Image data

Fig.1(b)(d)は、同じ断面を 135 kV および 80 kV で撮影した画像である。対応する位置の画素ペアごとに、CT 値の違いを利用して結石の成分を分類したり、ヨードマップ画像を生成したりすることができる。また、一部のベンダからは Image data based analysis にも関わらず仮想単色 X 線画像などを生成することができるアプリケーションが提供されている。

### 3. DECT の収集方式<sup>7,10-12)</sup>

DECT の収集方式については各 CT ベンダから様々な方法が提供されている。Fig.2(a)に示す Sequential 方式は、連続的に 2 回スキャンすることで 2 つのエネルギーの画像を得る収集方式で、特殊なハードを必要としない。寝台を動かさずに 2 つのエネルギーで撮影する DE-Volume 撮影では、全く同じ管球軌道の投影データが得られるため Projection data based analysis が可能である。ヘリカル撮影を行う場合には、ヘリカルピッチを小さく設定し一定間隔で高管電圧と低管電圧を切り替えながら撮影する。ヘリカル撮影の場合には管球軌道がずれることから Image data based analysis のみ可能である。管電圧の切り替えには 0.2-0.5 秒程度必要であるが、確実な管電圧の切り替えと管電圧毎の任意の電流出力が可能であることから、定量性の高い DE イメージングが可能である。一方で、管電圧の切り替え時間は他の方式と比べて長いことから、撮影対象の動きが大きな問題となる。Fig.2(b)に示す Fast kV Switching 方式では、極めて短い時間間隔で高管電圧と低管電圧を切り替えることではほぼ同時に 2 つのエネルギーの画像を収集する。ヘリカル撮影であっても同じ軌道(厳密には 1 view 隣)の投影データが得られるため Projection data based analysis が可能である。管電圧の切り替えは数 ms 以下と極めて短く、動きのある臓器や造影早期相においても問題が生じない。一方で、管電流を変調できないため、2 つのエネルギーの画像間でノイズ量の調整に工夫が必要となる。Fig.2(c)の Dual layer detector 方式では、2 層構造の検出器により X 線を 2 つのエネルギー帯に分離することで、2 つのエネルギーの画像を収集する。空間的・時間的に完全に一致した投影データが得られることから Projection data based analysis が可能であるほか、レトロスペクティブに DE 解析ができるという点も大きな利点である。動きのある臓器や造影早期相においても問題が生じない。一方で、1 つのスペクトルの X 線を検出器側で 2 つに分離するため、それぞれの画像でのエネルギースペクトルの重複が大きい。Fig.2(d)に示す Dual source 方式では、X 線管球と検出器のペアを 2 つ約 90 度ずらして配置することで 2 つのエネルギーの画像を収集する。それぞれの X 線管球で任意の管電圧と管電流の設定が可

能であり、時間差無く 2 つのエネルギーの画像を得ることができる。動きのある臓器や造影早期相においても問題が生じない一方で、管球の軌道は 90 度ずれることから Image data based analysis のみ可能となる。また X 線源が複数あるため散乱線が多いという問題がある。Fig.2(e)に示す Twin beam 方式では、高エネルギーの X 線を吸収しやすい金と、低エネルギーの X 線を吸収しやすい錫をフィルタとして用いることで 2 つのエネルギースペクトルを作り出し、2 つのエネルギーの画像を得る収集方式である。X 線のコーン角を頭尾方向に 2 分割するようにそれぞれのフィルタを挿入する。2 つのエネルギーで頭尾方向に異なる位置を撮影していることから、Image data based analysis のみ可能である。

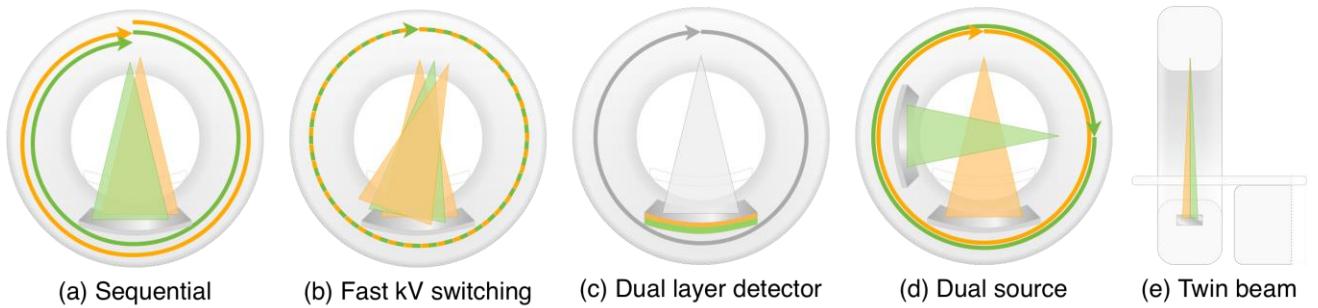


Fig.2 Dual Energy CT のさまざまな収集方式

#### 4. DECT の解析アプリケーション

##### 4.1 仮想単色 X 線画像

仮想単色 X 線画像 (Virtual Monochromatic x-ray Image: VMI) は、仮想的に任意のエネルギーの単色 X 線で撮影したような画像が得られる解析法であり、基本的には Projection data based analysis でのみ使用可能である。投影データ上での処理において線質硬化現象 (Beam Hardening Effect: BHE) の影響を考慮して線減弱係数を推定しており、再構成画像の BHE を大幅に低減することができる。Fig.3 には Image data based analysis で得られた 120 kV 等価画像 (a) と VMI (b) を示す。高吸収体の間に生じた BHE アーチファクトが VMI ではほぼ消失していることがわかる。

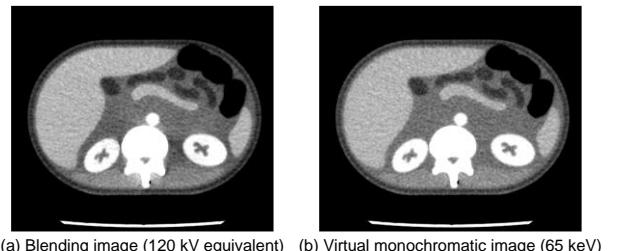


Fig.3 仮想単色 X 線(65 keV)画像と 120 kV 等価画像

##### 4.2 Iodine map

Iodine map は、造影画像からヨードの成分のみを抽出する解析法であり、Projection data based analysis と Image data based analysis のいずれでも使用可能であるが、4.1 からわかるように Projection data based analysis を用いたほうが精度は高い。また、抽出した Iodine map をもとの画像から引き算することで造影画像から造影効果を取り除いた仮想単純画像 (Virtual Non-Contrast image: VNC) を生成することができる。

Fig.4 に示す希釈ヨード造影剤を含む評価用のファントムを撮影し、解析方式ごとの Iodine map および VNC の精度を検証した。Fig.5(a)(b)の比較から、Image data based analysis の Iodine map にはアーチファクトが多く、Projection data based analysis のほうが精度が高いことが確認できる。Fig.5(c)(d)に示す VNC の比較では、Projection data based analysis では希釈ヨード造影剤の試料はすべて水濃度になっているのに対し、Image data based analysis ではヨード濃度が上昇するにつれて造影効果が残存している。

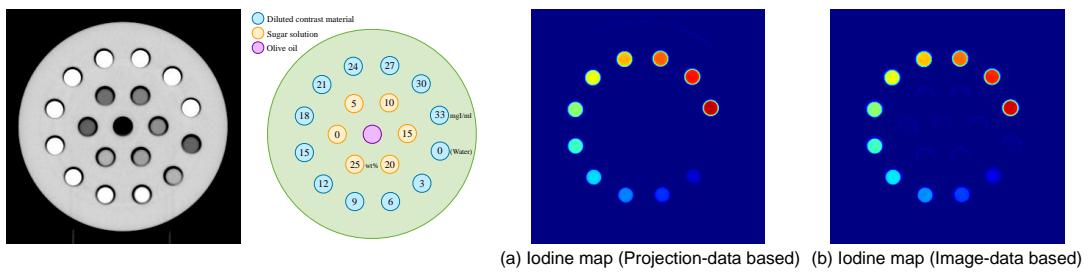


Fig.4 ファントムの断面画像と構成要素

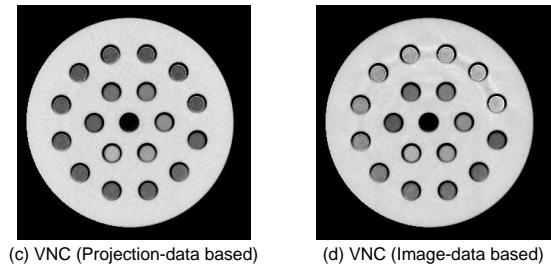


Fig.5 解析方式ごとのヨードマップと  
仮想単純 (VNC) 画像

### 4.3 Material decomposition

Material decomposition は、X 線エネルギーごとの減弱係数の違いから対象の物質を推定する解析方法であり、Projection data based analysis でのみ使用可能なものや Image data based analysis でも使用可能なものなど方法により様々である。結石の成分を弁別するものから脂肪成分や鉄成分を推定するものなどがある。

## 5. おわりに

本稿では、DECT の基礎として解析方法や収集方式などについて解説した。使用する装置の特徴を最大限に活かすためには、方式による違いを理解することが重要である。今ある装置を活用することで、来たるべき Photon counting CT の時代に向けて、より一層の経験が蓄積されることを期待する。

## 参考文献

- 1) Genant HK, et al. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiology*. 1977; 12(6): 545-551.
  - 2) Machida H, et.al. Dual-Energy Spectral CT: Various Clinical Vascular Applications. *Radiographics*. 2016; 36(4): 1215-1232.
  - 3) Ginat DT, et al. Clinical applications of dual-energy CT in head and neck imaging. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2016; 273(3): 547-553.
  - 4) Otrakji A, et al. Dual-Energy CT: Spectrum of Thoracic Abnormalities. *Radiographics*. 2016; 36(1): 38-52.
  - 5) Jin KN, et al. Myocardial perfusion imaging with dual energy CT. *Eur J Radiol*. 2016; 85(10): 1914-1921.
  - 6) Marin D, et al. State of the Art: Dual-Energy CT of the Abdomen. *Radiology*. 2014; 271(2): 327-342.
  - 7) Kaza RK, et al. Dual-energy CT with single- and dual-source scanners: current applications in evaluating the genitourinary tract. *Radiographics*. 2012; 32(2): 353-369.
  - 8) Mileto A, et al. Virtual Monochromatic Images from Dual-Energy Multidetector CT: Variance in CT Numbers from the Same Lesion between Single-Source Projection-based and Dual-Source Image-based Implementations. *Radiology*. 2016; 279(1): 269-277.
  - 9) Goodsitt MM, et al. Accuracies of the synthesized monochromatic CT numbers and effective atomic numbers obtained with a rapid kVp switching dual energy CT scanner. *Med Phys*. 2011; 38(4): 2222-2232.
  - 10) McCollough CH, et al. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015; 276(3): 637-653.
  - 11) Kraśnicki T, et al. Novel clinical applications of dual energy computed tomography. *Adv Clin Exp Med*. 2012; 21(6): 831-841.
  - 12) Euler A, et al. Initial Results of a Single-Source Dual-Energy Computed Tomography Technique Using a Split-Filter: Assessment of Image Quality, Radiation Dose, and Accuracy of Dual-Energy Applications in an In Vitro and In Vivo Study. *Invest Radiol*. 2016; 51(8): 491-498.

# ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その137） CT

テーマB: Dual Energy CT の臨床導入とその展望

## 『スペクトル CT を利用した循環器画像と展望』

The Cardiovascular Imaging and Prospect Using Spectral CT

みなみ野循環器病院

望月 純二

### 1. はじめに

近年, CT の時間分解能の向上や検出器の多列化が図られたことにより, 循環器領域における CT の役割は冠動脈の形態評価に留まらず, 心筋の形態および性状評価など, その役割は拡大している. 中でも Dual Energy CT の登場がパラダイムシフトを起こしていることは周知の事実であり, 今後の展開が注目されている. 本稿ではフィリップス社製 二層検出器 IQon スペクトル CT の画像の特徴と臨床利用について自施設例を述べる.

### 2. IQon スペクトル CT について

IQon スペクトルCTは世界初の二層検出器を搭載したマルチスライスCTである. 上層の検出器で主に低エネルギーX線を収集し, 上層を通過した高エネルギーX線を下層検出器で収集している. 収集されたエネルギーデータからは低エネルギーのRaw dateと高エネルギーのRaw dateが作成される. この二つのRaw dateに対し不正な信号の補正を行った後に, 光電効果とコンプトン散乱の領域に分けて画像再構成を行い, それぞれの画像に各種キャリブレーションをしたうえで, spectral based image(SBI)と呼ばれるデータセットが作成される. SBIから展開できるスペクトル画像は仮想単純画像, ヨード密度画像, 実効原子番号画像等である. IQon スペクトル CTの特筆すべき利点は, 従来のCT撮影と同一の撮影条件で時間的や空間的にずれのないスペクトル画像を得るところである. これは心電図同期撮影においても同様であり, 撮影条件における制約なく新たな情報を得ることが可能になるといえる.

### 3. スペクトル画像の臨床利用について

我々が重視しているスペクトル画像として, 仮想単色X線画像(MonoE)を取り上げる. MonoEは, 40keVから200keVまで1keVごとにエネルギー値を変更し表示することが可能である. 通常のDual Energy CTによる仮想単色X線では, エネルギーノイズの増加が懸念される. しかし, IQonスペクトルCTでは逐次近似を応用した画像再構成により過度なSDの低下がない画像を得ることが可能である. 理論上は最も高いcontrast to noise ratio(CNR)が最も低いkeV画像で取得可能と想定される. 当院の検討では45keV以下や120keV以上の画像においてSDの低下は認めないが, noise power spectrum(NPS)による評価では画像ノイズ特性が変化しており, NPSは低空間周波数領域で高値となった. これはSDでは評価できない視覚的な違和感を示していると考えられる. しかし, WWやWLを調整するようにエネルギー(keV値)を変更し画像表示することができるため, ノイズ特性を理解したうえで目的に応じた画像表示の設定が求められると考える.

Fig. 1に MonoE の大動脈, 骨皮質, 筋肉, 脂肪の ROI を設定した時の各エネルギー(keV)に対する CT 値の変化を表した. 右に HU Attenuation Plot と呼ばれるグラフを示す. 低エネルギーの MonoE 画像

は光電効果の割合が高くなり原子番号による影響を受ける。結果として大動脈は造影剤によるヨード、骨皮質はカルシウムを反映しエネルギーが低いほど CT 値は上昇する。他方で筋肉内の CT 値はエネルギーの変化による影響を受けない。脂肪はエネルギーが低いほど CT 値が低下する。

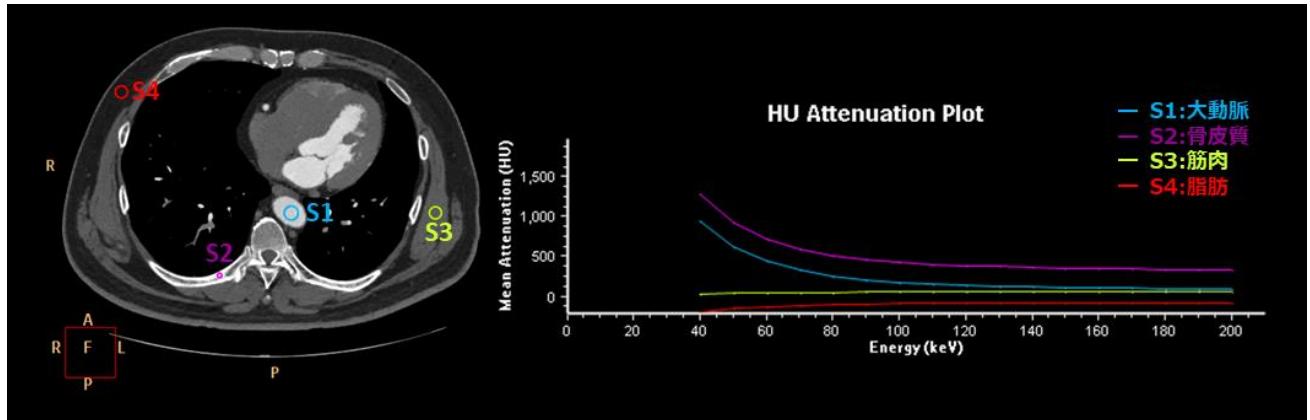


Fig.1 MonoEにおけるエネルギーとCT値の推移

高エネルギーの MonoE ではコンプトン散乱の割合が高くなるため、造影剤の CT 値は低下しコントラストはつきにくくなるが、物質への透過力が上がることで金属アーチファクトを低減可能になる (Fig.2)。

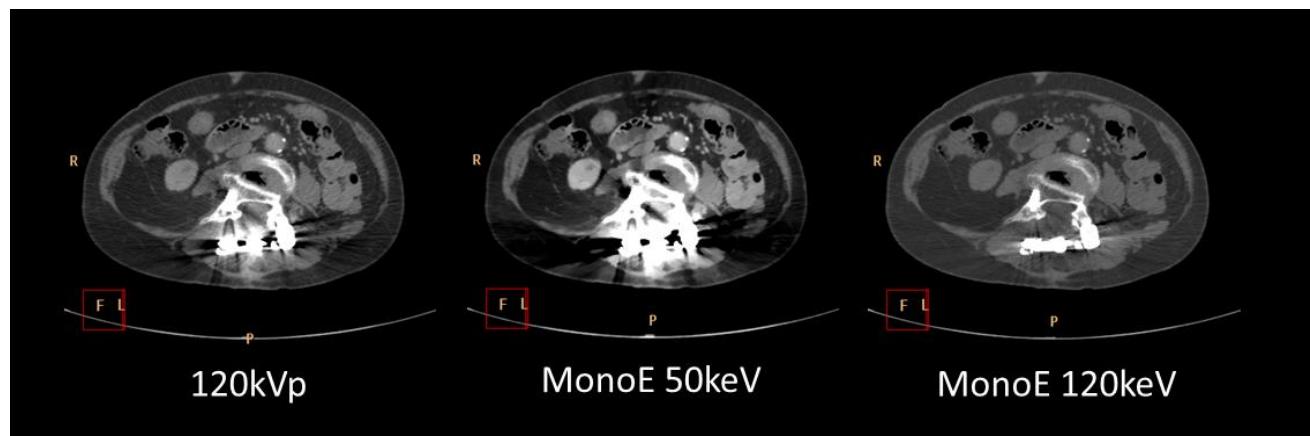


Fig.2 120kVp 画像と MonoE 画像の比較

#### 4. MonoE 低エネルギー画像による造影剤低減効果について

造影剤の投与は造影剤腎症発症のリスクファクターの一つであり、造影検査における投与量は必要最小限にすることが推奨されている<sup>1)</sup>。また、虚血性心疾患が疑われる患者は高齢なケースが多く、腎機能が低下している場合が少なくないため、心臓 CT では特に造影剤の使用量を慎重に決定する必要がある。当院の心臓CTは注入時間を固定し 245mgI/kg で施行し LMT の CT 値 350HU を目標に投与している。造影剤を低減すると冠動脈内の CT 値が低下し、狭窄度の評価が困難になるケースがある。そこで、我々は低減したヨード量に応じて MonoE の keV 値を変更して解析することで、通常量の像影剤を使用した撮影条件と同程度の冠動脈内 CT 値を担保することに成功している。実際の撮影では通常の造影剤注入時間と注入スピードを固定して、ヨード量を対象者の腎機能及び年齢に応じて最大で 1/3 まで低減する方法を採用している。

## 5. MonoE を使用した心筋灌流評価について

心臓 CT では左室心筋の造影剤効果をみることで心筋の性状評価を行うことができる。造影剤の first pass に近いタイミングの早期相における造影欠損(early defect : ED)は心筋の灌流低下や毛細血管床の低下を示しており、心筋虚血や梗塞を疑う所見である。ED は安静時の撮像でも描出される報告があり<sup>2)</sup>、虚血性心疾患の診断に有用な可能性がある。Fig.3 は、心電団変化を認めないが、持続する胸痛に対して心臓 CT を撮影した症例である。120kVp では明らかな病変を指摘できないが、MonoE の 40keV では前壁で造影低下した領域が明瞭に描出されている。従来画像による安静時心臓 CT では、灌流異常によって生じる造影低下領域と正常領域の CT 値の差が小さいため、詳細な評価が困難なケースも存在したが、低エネルギー画像では両者の CT 値の差が顕在化することで観察が容易になる。また、MonoE 40 keV から VR 画像(Fig.4)を作成すると、灌流異常領域を走行する冠動脈の同定が可能となり、責任病変の推定に有用である。

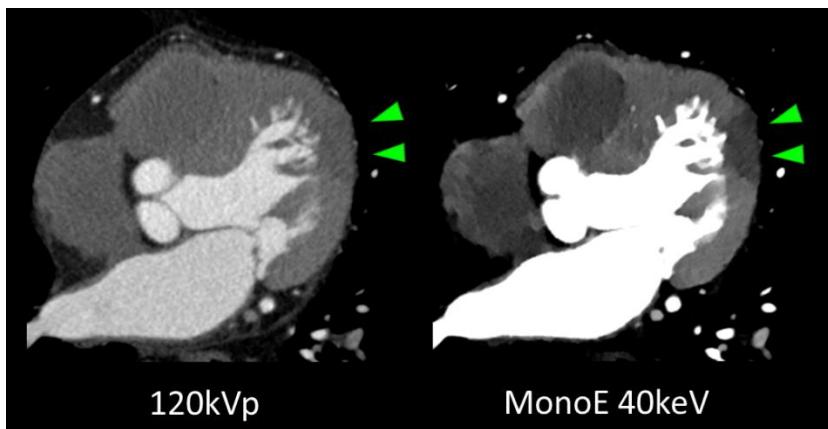


Fig.3 120kVp 画像と MonoE40keV 画像による心筋画像



Fig.4 MonoE40keV VR 画像

従来の CT 画像では心筋の性状評価を行う際に、左室内腔の造影剤や下行大動脈の造影剤によるビームハードニングが下壁の CT 値の低下させてしまい診断の障害であった。ビームハードニングは X 線管から照射された連続 X 線が高吸収体を通過することにより、高いエネルギーにシフトすることが原因で生じるアーチファクトである。

このエネルギーシフトは真の単色 X 線では起こらないとされているが、仮想的な単色 X 線である MonoE では完全に排除するまでには至っていない。しかし、120kVp の画像と比較すると MonoE70keV ではビームハードニングの影響を低減することが可能になり、心筋灌流評価の診断能は格段に向上している (Fig.5)。

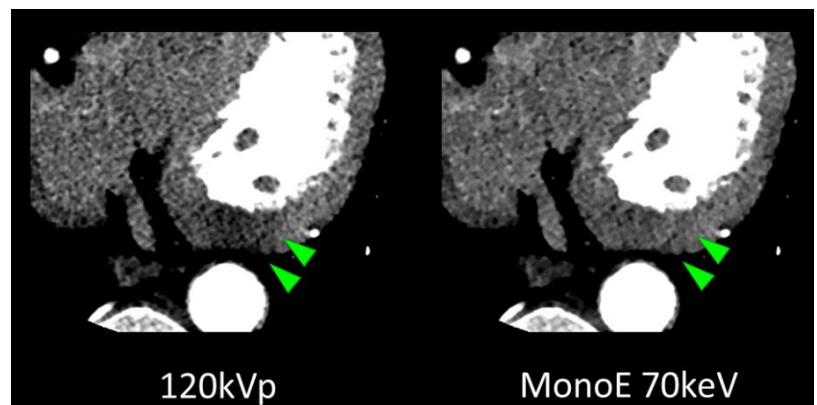


Fig.5 120kVp 画像と MonoE70keV によるビームハードニング

## 6. 今後の課題と展望

心臓 CTにおいて冠動脈の内腔評価を困難にさせる原因の一つに冠動脈石灰化がある。冠動脈に高度石灰化が存在することは、血管内腔の評価が困難になり診断能低下の要因となっている<sup>3)</sup>。原因として考えられることは石灰化によるブルーミングアーチファクトの影響や空間分解能不足があげられる。当院においても、高度石灰化病変の内腔評価は診断に苦慮するケースは少なくない。IQon スペクトラル CT を導入後にスペクトラル画像から、石灰化病変への対応として、造影画像と位置や時相のずれのない仮想単純画像から石灰化をサブトラクションすることで内腔の評価を行う研究を続けている。現状ではエビデンスの構築には至っていないが、今後多くの症例に対応することにより、石灰化の状態に影響なく除去できる方法を確立していきたい。

経皮的冠動脈形成術後のステント内狭窄の評価にも心臓 CT は有用である。しかし、ステントによるビームハードニングやブルーミングアーチファクトによりステント内腔の評価には限界があると指摘されている。特に 3mm 未満のステント内狭窄の評価は困難であることが報告されており<sup>4) 5)</sup>、心臓 CT の課題であるといえる。ステント再狭窄評価へのアプローチとしては、冠動脈解析時に MonoE のエネルギーを変更しながら最適なエネルギーを選択しステント内を評価している。高 keV 画像はビームハードニングやブルーミングアーチファクトを抑制しステントストラット厚は薄く表示されるが、ステント内の造影剤の CT 値が低下することにより、造影剤とplaquerや新生内膜とのコントラスト差が低下する症例もある。一方でヨード密度画像にもブルーミングアーチファクト低減の可能性があり、現在その有用性について研究している。

## 7. さいごに

二層検出器 IQon スペクトラル CT の導入により、従来の心臓 CT で指摘されていた課題の一部は克服されている実感を得ている。現状では、本装置が稼働している施設は限られており、十分なエビデンスの構築には至っていない。一方で二層検出器 CT の最大の利点はすべての撮影でスペクトラル画像を得られることであり、撮像した画像の解析を進めることにより様々な可能性はある。今後その能力を最大限に引き出し、診断能を向上させるために更なる検討が必要であると考える。

## 8. 参考文献

- 1) 日本腎臓学会,日本医学放射線学会,日本循環器学会.共同編集.腎障害患者におけるヨード造影剤使用に関するガイドライン 2012.東京医学社
- 2) Nagao M.,et al.:Quantification of Myocardial Perfusion by Contrast-Enhanced 64-MDCT: Characterization of Ischemic Myocardium.ARJ Am J Roentgenol,2008,191:19-25.
- 3) Armin Arbab-Zadeh, John Hoe. Quantification of Coronary Arterial Stenoses by Multidetector CT Angiography in Comparison With Conventional Angiography.JACC Cardiovascular imaging 2011;4:191-202
- 4) 山科章,他.冠動脈病変の非侵襲的診断法に関するガイドライン.循環器病の診断と治療に関するガイドライン(2007-2008年度合同研究班報告).Circ J.2009;73:1019-89
- 5) Papini GD et al: In vivo assessment of coronary stents with 64-row multidetector computed tomography: analysis of metal artifacts. J Comput Assist Tomogr. Nov-Dec;34(6):921-926, 2010

## 『Fast kV switching dual-energy CT の臨床応用と今後の展望』

Fast kV Switching Dual-Energy CT: Clinical Introduction and Future Outlook

東京女子医科大学東医療センター

福井 利佳

### 1. はじめに

現在, Dual Energy CT は広く臨床応用されている. Single Energy CT に対する Dual Energy CT の特長として, さまざまなエネルギーの仮想単色 X 線画像が再構成できること, 物質弁別が可能であること, ビームハードニングアーチファクトの低減などが挙げられ, Single Energy CT では困難であったなさまざまな臨床応用が実現可能となっている.

本稿では, 当院で使用している Fast kV switching Dual Energy CT の臨床応用と今後の展望について紹介する.

### 2. Fast kV switching Dual Energy CT

Dual Energy の撮影においては, 2 つの異なる管電圧の X 線を照射する際の時間・位置のずれがないこと, また2種類のX線のエネルギー差があることが望ましい. Dual Energy CT の撮影方式にはさまざまな種類があるが, 当院では GE ヘルスケア社の Discovery CT750HD を使用しており, この装置は一回転中に 2 つの異なる管電圧を 0.25mSec 毎に切り替える方式:Fast kV switching Dual Energy CT 法 (Gemstone Spectral Imaging:GSI) である. この方式により, 2 つの異なる管電圧の取得データにおいて位置・時間のずれが極小である, また 80kV と 140kV の 2 種類の管電圧を照射するためエネルギー差についても確保が可能となり, 結果として投影データ上での高精度な Dual Energy 解析を行うことが可能である.

CT 値が診断に用いる唯一のパラメータである Single Energy CT に対し, Dual Energy CT は CT 値の精度が高い仮想単色 X 線画像や, 密度画像(物質弁別画像)などの様々な画像や解析ツールを用いることにより, 多角的な診断が可能となる. GSI は他の方法よりも精度が高いことが他研究でも立証されているため, 臨床において有用な情報を提供する Dual Energy 解析を全身領域で対応可能としている. 実臨床において, どのような症例にどの画像や解析ツールが有用であるのかはまだ手探りの状態ではあるが, 従来の Single Energy に比べ圧倒的に症例に対する診断のアプローチは拡大していると言える.

これまで述べたように, GSI は臨床において非常に有用な診断装置であるが, 現状, 臨床応用においていくつかの問題点が存在する. 従来の Single Energy に比べ, 画像一枚当たりのデータ容量は 2.5 倍～5 倍となる. よって, Dual Energy 撮影をルーチン化する際には画像再構成時間の延長や画像保存方法などに課題があり, この課題をクリアする必要がある. また GSI では, Single Energy で使用可能な画像再構成関数のすべてが使用できるわけではないため, 画質においてまだ不十分な点があるのが現状である.

### 3. Fast kV switching Dual Energy CT の臨床応用

GSI では, エネルギーレベルが 40～140keV (1keV 間隔) の範囲において, 仮想単色 X 線画像の取得が可能である. 仮想単色 X 線画像は低エネルギーレベル, 標準エネルギーレベル, 高エネルギーレベルの 3 種類

のエネルギーレベルに大きく分けられ、そのエネルギーレベルにより臨床応用方法が異なる。GSIの場合、おおよそではあるが、40～55keV は低エネルギーレベル、65～75keV(70keV 前後)は標準エネルギーレベル、100～140keV は高エネルギーレベルに相当し、低エネルギーレベルは病変の検出能の改善や造影剤低減、標準エネルギーは 120kV の Single Energy 画像の代替、高エネルギーレベルは金属アーチファクト低減を主な目的として臨床応用される。



標準エネルギー (70keV) 低エネルギー (50keV)

Fig.1 は、腎機能低下のため通常使用する造影剤の半量で大動脈 CTA を GSI にて撮影した症例である。標準エネルギーレベル(70keV)の仮想単色 X 線画像による volume rendering(VR)画像に比べ、低エネルギーレベル(50keV)の VR 画像は CT 値が高く、末梢血管が良好に描出されている。GSI では VR 画像のエネルギーレベルをワークステーション上で任意に変更できるため、最適なエネルギーレベルの決定が容易であり、これは Single Energy CT による低管電圧撮影にはない利点である。また、通常量の造影剤を使用してもコントラストがつきにくい門脈や静脈の 3 次元画像表示において、低エネルギー画像は非常に有用である。当施設では、下肢静脈瘤症例の CT venography(CTV)検査にて、低エネルギーレベル

標準エネルギー (70keV)      低エネルギー (50keV)

Fig.1 造影剤低減時の大動脈CTA



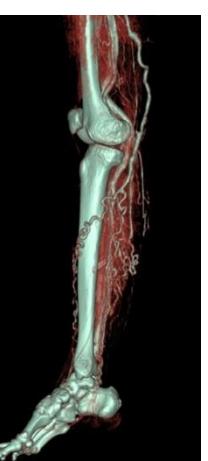
標準エネルギー (70keV)



低エネルギー (50keV)



標準エネルギー (70keV)



低エネルギー (50keV)

Fig.2 下肢静脈瘤の3次元CTV

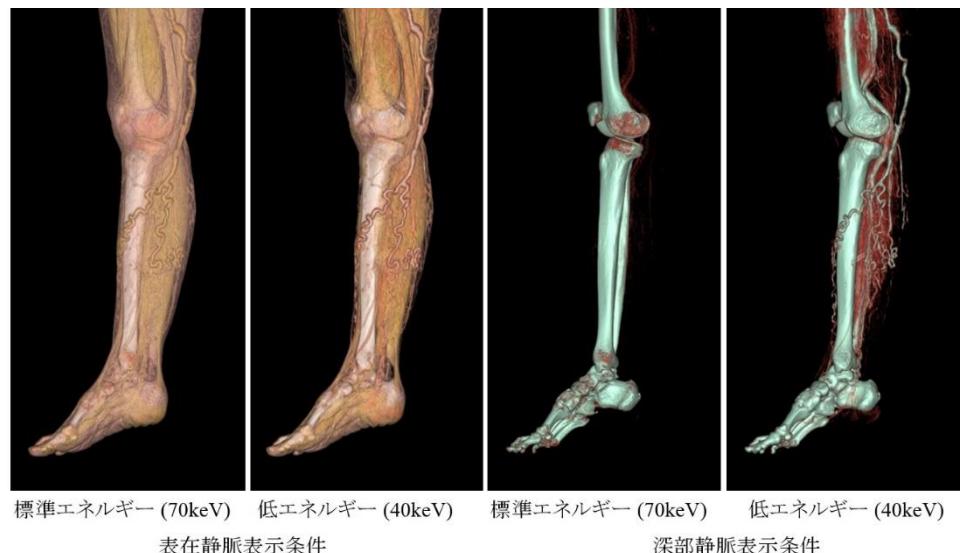


Fig.2 下肢静脈瘤の3次元CTV

の仮想単色 X 線画像による VR 画像作成をルーチン化している<sup>1)</sup>(Fig.2). これにより、表在静脈、深部静脈、および両者をつなぐ穿通枝または交通枝の立体的な位置関係を容易に把握できる. Fig.3 は、胸椎椎体後方固定術後の症例である. 標準エネルギーレベル(70keV)の画像において金属アーチファクトが認められる. このような金属アーチファクトの低減には、GSI では 110~140keV が至的なエネルギーレベルと報告されている<sup>2~4)</sup>. 本症例においても、高エネルギーレベル(140keV)の画像において著明に金属アーチファクトが低減されている.

仮想単色 X 線画像の他に, GSI では任意の 2 種類の物質を基準とした物質密度画像が作成できる. ヨードと水を基準にした場合, ヨード(水)密度画像と水(ヨード)密度画像を作成でき, 前者は物質のヨード密度値の差を強調しつつ水密度の影響を無視するのに対し, 後者はその逆である. よって, 造影 CT のヨード(水)密度画像は造影効果を強調でき, 水(ヨード)密度画像は仮想単純 CT として利用できる. Fig.4 は, 肺動脈血栓塞栓症の症

例である。右肺動脈に血栓(矢印)を認め、ヨード(水)密度画像にて、その末梢に楔上の肺灌流低下域(矢頭)を認める。また、ヨード(水)密度画像をカラー表示にすることにより、その描出が明瞭となっている。

さらに GSI では、実効原子番号画像の作成も可能である。目的とする組織の実効原子番号と、実効原子番号が既知である物質の実効原子番号を対比することにより、その組織の構成成分を推測することが可能であり、結石の成分分析などに用いられている。

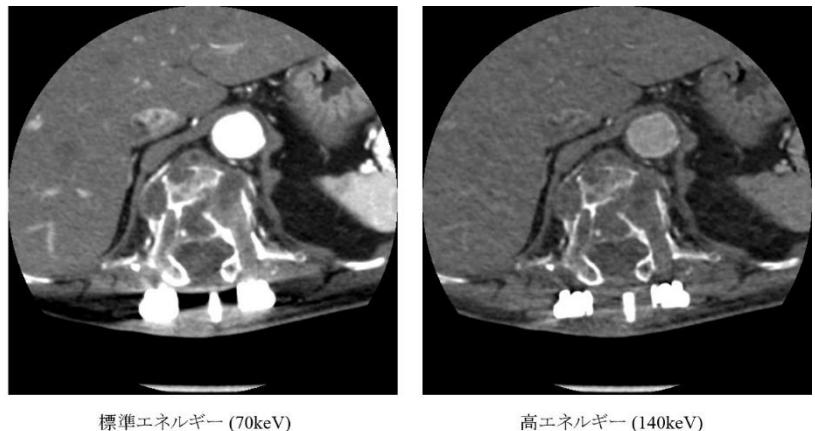


Fig.3 金属アーチファクトの低減



Fig.4 肺動脈血栓塞栓症

#### 4. 今後の展望

Fast kV switching Dual Energy CT の今後の展望として、Dual Energy 撮影のルーチン化が期待される。しかし、前述したように、ルーチン化にはいくつかの克服しなければならない課題が存在する。

その 1 つに再構成時間の延長が挙げられるが、当院が使用しているシステムについてもバージョンアップを行うことで画像再構成時間も短縮が図られており、今後更なる高速化が見込まれる。また、GE 社製 Revolution CT に搭載されている GSI Xtream では、2000 枚を 1 分程度の時間内で画像再構成できるため、すべての検査を Dual Energy で行うことも可能であると言える。もう 1 つの課題である再構成閾数についても、最新のバージョンでは新たな再構成閾数が追加搭載されており、画質の面でも向上が図られている。

さらに、Dual Energy において被ばくの増加は懸念の 1 つであるが、GSI では逐次近似画像再構成との併用が可能であるとともに、最新のバージョンではデノイズ処理の精度も向上しており、Single Energy より低被ばくで同等の画質を得ることが可能である。

このように、GSI においてこれまで存在した課題は最新のバージョンにおいて多く克服され、また今後さらに改善されると考えられる。その結果、Single Energy に対するディスアドバンテージはなくなり、Dual Energy のルーチン化はそう遠くはないと考えられる。

## 5. おわりに

本稿では, Fast kV switching Dual Energy CT の臨床応用と今後の展望について紹介した. 様々な画像や解析ツールを用いることができる Dual Energy は, Single Energy では診断が困難であった症例において診断精度を向上させると考える. 本稿により, 様々な領域において Fast kV switching Dual Energy CT の有効活用が広がる一助となれば幸いである.

## 参考文献

- 1) 上野恵子, 他. スペクトル CT－基本原理と応用. 学研メディカル秀潤社, 東京, 2013
- 2) Wang Y et al. Metal artifacts reduction using monochromatic images from spectral CT: evaluation of pedicle screws in patients with scoliosis. *Eur J Radiol*; 2013 82(8) : e360-e366.
- 3) Srinivasan A et al. Utility of dual-energy CT virtual keV monochromatic series for the assessment of spinal transpedicular hardware-bone interface. *AJR*; 2013 201(4) : 878-883.
- 4) 町田治彦, 他. Dual energy CT の現状と展望-次世代の標準的CTに向けて-骨軟部. *臨床画像*; 2015 31 : 498-507.

## 『Dual Source Dual Energy CT の基礎特性を踏まえた臨床画像の可能性』

Possibility of Clinical Images Based on Basic Characteristics of  
Dual Source Dual Energy CT

埼玉県済生会川口総合病院

富田 博信

### 1. はじめに

Dual Source Dual Energy CT 装置の基礎特性(造影剤感度 SD CNR NPS MTF など)を平易に解説し, それを踏まえた臨床使用における工夫点を含め, 実際の使用例を報告する. さらには, その有用性と, 現時点での問題点や限界, 今後の展望について考察する.

### 2. Dual Energy CT 画像の基礎特性

臨床において, 良く用いられる仮想単色画像は, 造影剤感度を任意に調整可能であり, 病変の検出能向上や, 造影剤低減にも寄与するとされている. 論文<sup>1)2)</sup>などでも, 低エネルギー(keV)画像による造影剤低減法が多く報告<sup>3)</sup>され臨床での有用性が示されている. 仮想単色画像において, 低 Kev 画像はノイズ増加による画像劣化することは既知とされていたが, 近年改善された処理法 MONO+が臨床においても使用できるようになった. この画像評価をするにあたり, 仮想単色画像は, エネルギーの違いにより造影剤感度が変化するので, 対象物の特性を加味したファントムによる定量的評価が重要と思われる. 逐次近似応用再構成画像の評価と同様に, 対象物により特性も変化することが想定される. このことから, 造影剤を対象とするため, 自作ファントムにより造影剤濃度を変化させたファントムを用い, 撮影線量と仮想単色画像の keV を変化させ, CT 値, SD, CNR, NPS, MTF について新再構成法(MONO+)と従来再構成法(MONO)についてそれぞれどのように変化するかを提示する.

#### 2-1 仮想単色画像基礎特性

MONO+の CT 値は, 従来法と比較し変化は無かった. ノイズは MONO に比べ, 最大 1/3 に低下した. NPS<sup>Fig.1</sup> は低周波数領域での改善は悪く中から高周波領域においては良好に改善されていた. MTF<sup>Fig.2</sup> 被写体対しては若干の低下が見られた. CNR<sup>Fig.3</sup> は低 keV になるほど向上した.

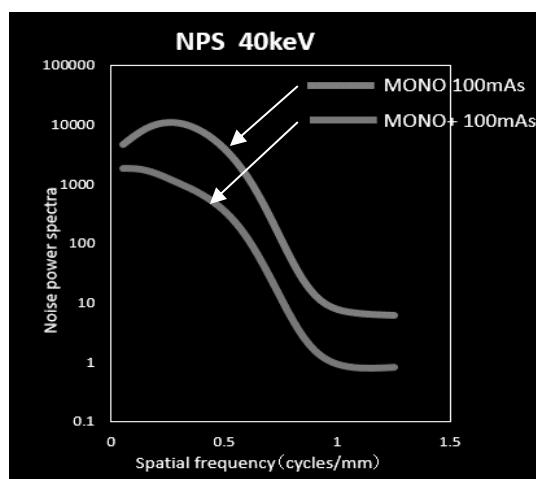


Fig.1 MONO と MONO+ の NPS

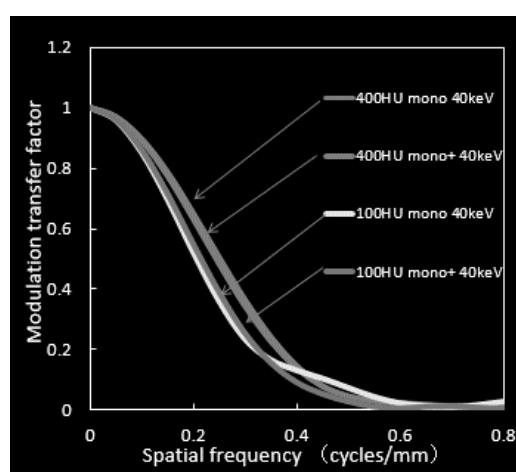


Fig.2 MONO と MONO+ の MTF

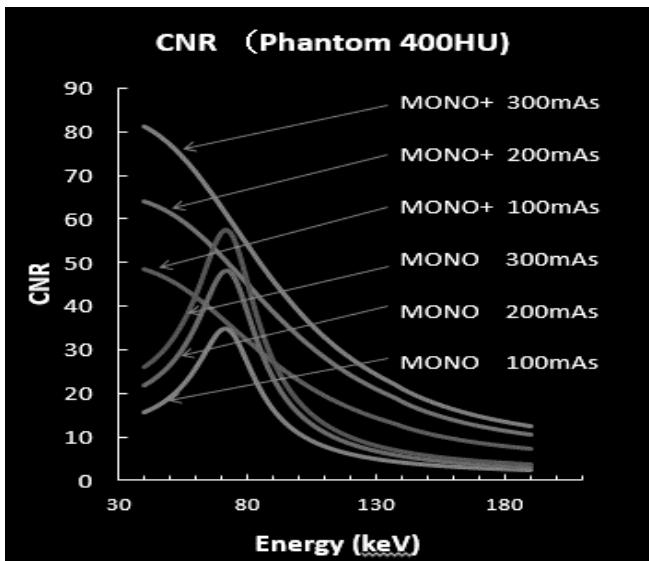


Fig.3 エネルギー変化と CNR の関係

## 2-2 仮想単純画像特性

仮想単純画像の画像単純の代わりになるか？の検証を MTF 測定, CT 値測定の結果を示す。

仮想単色画像とシングルエネルギー画像の MTF<sup>Fig. 4</sup>はほぼ同等であるが仮想単純画像は若干の劣化があった。豚の骨, 希釈造影剤ファントムを Dual Energy にて撮影し, CT 値の変化<sup>Fig.5</sup>を調べた。造影剤の CT 値は仮想単純画像では十分に抑えられているものの骨の CT 値も低下しているために注意が必要と考える。

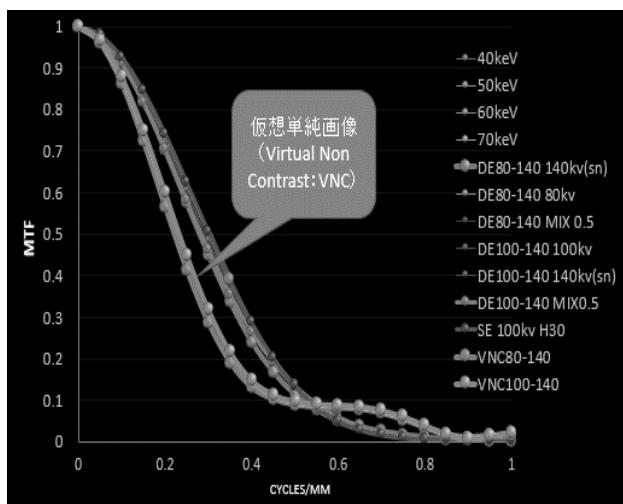


Fig. 4 仮想単純画像, 仮想単色画像, シングルエネルギー画像の MTF  
※測定はワイヤー法

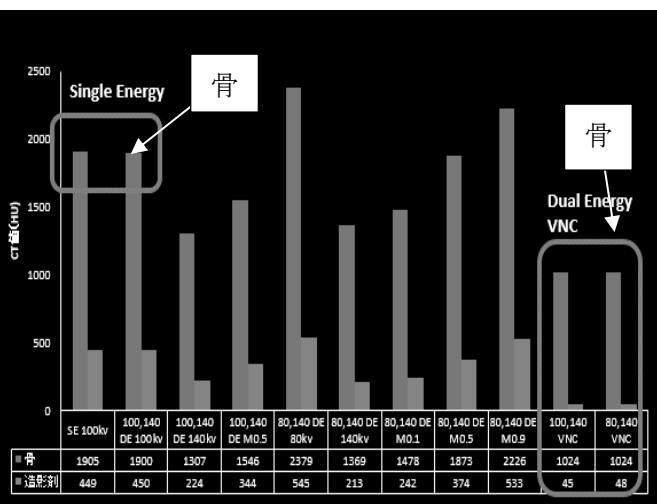
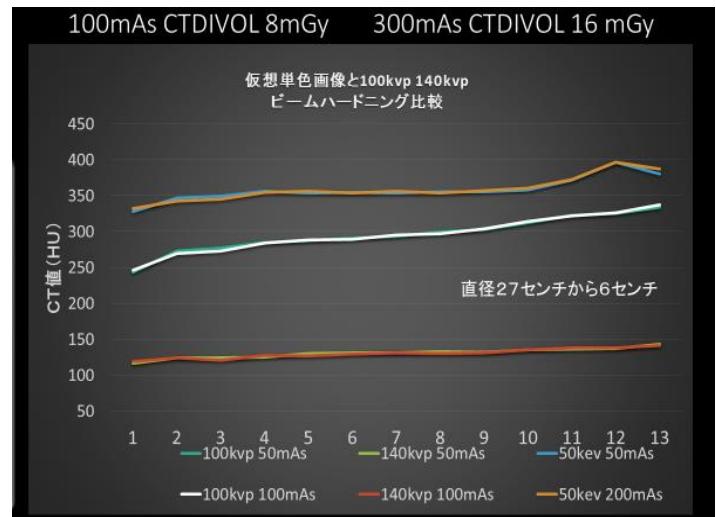
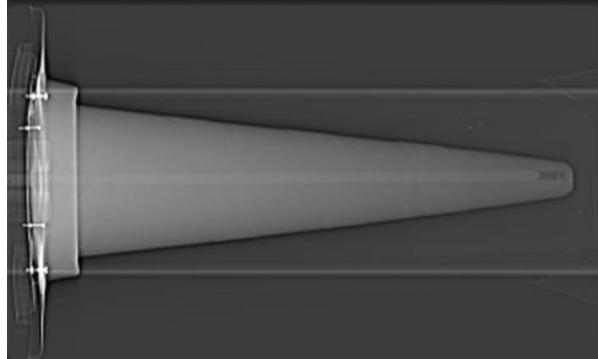


Fig. 5 仮想単純画像, 仮想単色画像, シングルエネルギー画像の CT 値の変動

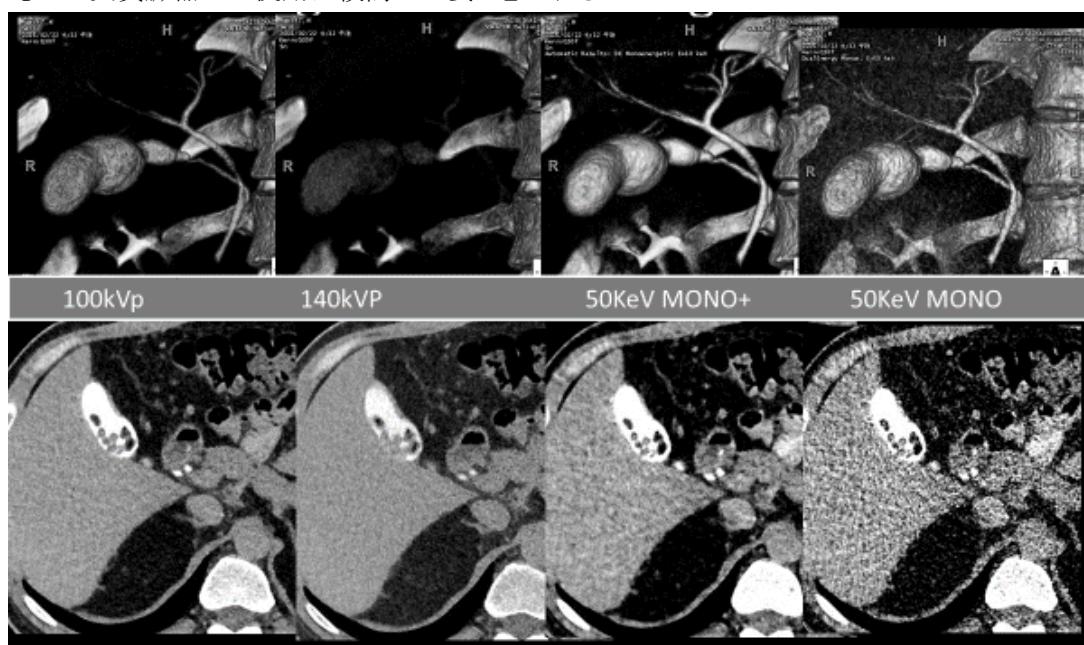
### 3. ビームハードニング抑制効果の検証

最大直径 34cm の円錐状ファントム内に寒天を充填し、希釈造影剤を封入したアクリルロッドを、中心に固定したファントム Fig.6 にてビームハードニングの抑制効果を測定した。仮想単色画像を用いることで、仮想の線スペクトル画像が作成されることより、シングルエネルギーと比ベファントム中心の造影剤変動 Fig.7 はかなり抑えられている。



### 4. 臨床における使用の考察

臨床使用において、DIC-3D Fig.8 の画像を提示する。3D画像は低 50KeV MONO+ は非常にきれいであるが、Axial画像を見ると肝臓実質の画質は良いとは言えない。ノイズ(SD)は向上しているが、NPSの結果のごとく低周波数領域のノイズ改善が難しく、粒子の大きいノイズが肝臓内に目立つ。故に、造影剤増強効果は低 keV では大きいものの実質臓器での使用は検討が必要と思われる。



## 5. 実際の臨床使用

### ① 骨除去

頭頸部の CTA における、物質弁別機能を用いた、骨除去、下肢動脈ASO症例の石灰化除去、骨除去に有用。しかし、高度石灰化病変部は大きく石灰化部分が除去されてしまうので、臨床においては元画像(Axial)との比較も重要となる。

### ② 仮想単色画像の高 keV 使用によるエネルギー変化による金属アーチファクトの低減。

現在の、再構成によるアーチファクト除去と比べ

### ③ 肺動脈血栓症例への肺 Perfusion

### ④ 泌尿器系結石における成分解析

### ⑤ 仮想単色画像を用いた造影剤低減(血管系 3D)

### ⑥ スペクトラルHUカーブを用いた物質解析

### ⑦ 仮想単純画像を用いた

## 6. まとめ

Dual Energy Imaging における画質向上のための要素は、①異なる2つの撮影管電圧の X 線エネルギー差はできるだけ大きくする。②2つの投影データには、空間的・時間的誤差が限りなく小さく。③撮影された画像の低エネルギー側、高エネルギー側双方とも、同等の画質(SNR)である。④連続X線のエネルギー調整(Snフィルターなど)と、理論上はされているが、実際の装置の特性の把握は必要と考える。Dual Energy CT による画像特性や、被ばくなども踏まえ総合的にプロトコルも検討する必要性があると思われる。

現状、造影剤低減に関しては、低管電圧撮影では、表面線量は増加することは知られているが、Dual Energy撮影では、装置にもよるが、若干の線量増加になる可能性がある。この旨も十分に加味する必要があると思われる。臨床では必要画質を十分理解したうえで、症例に応じた使い分けが望まれる。

## 参考文献

- 1) Pontana F, Pagniez J, Duhamel A, Flohr T, Faivre JB, Murphy C, Remy J, Remy-Jardin M. Reduced-dose low-voltage chest CT angiography with Sinogram-affirmed iterative reconstruction versus standard-dose filtered back projection. *Radiology*. 2013
- 2) Faggioni L, Neri E, Sbragia P, Pascale R, D'Errico L, Caramella D, Bartolozzi C. 80-kV pulmonary CT angiography with 40 mL of iodinated contrast material in lean patients: comparison of vascular enhancement with iodixanol (320 mg I/mL) and iomeprol (400 mg I/mL). *AJR Am J Roentgenol*. 2013
- 3) Faggioni L, Neri E, Sbragia P, Pascale R, D'Errico L, Caramella D, Bartolozzi C. 80-kV pulmonary CT angiography with 40 mL of iodinated contrast material in lean patients: comparison of vascular enhancement with iodixanol (320 mg I/mL) and iomeprol (400 mg I/mL). *AJR Am J Roentgenol*. 2012
- 4) Faggioni L, Neri E, Sbragia P, Pascale R, D'Errico L, Caramella D, Bartolozzi C. 80-kV pulmonary CT angiography with 40 mL of iodinated contrast material in lean patients: comparison of vascular enhancement with iodixanol (320 mg I/mL) and iomeprol (400 mg I/mL). *AJR Am J Roentgenol*. 2012

## ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その 133） 一般

テーマ：Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について

### 『Hybrid OR 構築の使用経験に基づく手術支援環境の留意点について』

座長： 大阪市立大学医学部附属病院（撮影部会委員） 市田 隆雄  
神戸大学医学部附属病院（撮影部会委員） 甲山 精二

現在、Hybrid OR に求められる手技は、心大血管、腹部血管、四肢血管領域を中心に、頭部や整形外科領域に至り、多種多様化が求められる。

このような現状で、血管造影室と手術室の機能を併せ持った Hybrid OR の導入は、増加傾向を示し、手術支援環境の構築は、手技の安全性を担保しつつ、患者負担の低減や手技効率の向上に大きく影響を与える、その重要性は高まりつつある。

教育講演では、整形外科領域への適応拡大として、講師に臨床経験の豊富な湘南藤沢徳州会病院の江原宗平先生を迎えて、『さらなる Hybrid OR の可能性を求めて～脊椎手術および脊椎側彎症手術における有用性～』脊椎手術を中心とした手術紹介の最新情報をご講演いただいた。3D 画像およびナビゲーションシステムの併用により、解剖学的情報の確認と、スクリューの正確なガイドが可能となり、検査時間の短縮や、手術精度の向上により大幅に手術件数が増加し、臨床的のみならず経営的にも優れた、今後、術中撮影方法の標準化や、3D ナビゲーションとの検証等、多くの臨床的研究が続けられることを期待したい。また、我々放射線技師に求められる手術支援画像の提供について、読影の補助に結び付く‘画像を見る’ことの重要性を再認識でき、興味深いく拝聴させていただいた。

ワークショップでは、『Hybrid OR 構築 の使用経験に基づく手技別手術支援環境の現状と留意点について、また装置メーカーより、最新のトピックスについて講演をいただいた。

- 1.「ステントグラフト内装術」 東京慈恵会医科大学附属病院 山下 慎一 先生
- 2.「経カテーテル的大動脈弁留置術」 大阪市立大学医学部附属病院 高尾 由範 先生
- 3.「脳血管治療」 兵庫医科大学病院 松本 一真 先生
- 4.「Hybrid OR の最新のトピックス」 シーメンスヘルスケア株式会社 岩花 永以子 先生

会場より（質問 1）、「装置の設置方法について、天吊りおよび、床据え置きタイプでのデメリットは？」の質問に対し（コメント 1）設置方法に対して、周辺機器の配置工夫により特に問題となることはないが、空気清浄度の確保位置が異なる点や、ヘッドエリアのフリースペースが異なる点また、無影灯やモニタ等天吊り周辺機器の設置場所の制限が異なること等、装置の特徴を把握することが重要。（質問 2）、「装置導入後、レイアウトで問題となっていることは？」（コメント 2）各施設より異なるが、各手技ならびにアプローチ方法や術者の立ち位置により、周辺機器の配置を変更し工夫しているため、現状では特に問題ない。（質問 3）、「手術支援画像作成時の留意点は？」（コメント 3）検査時と手術時の患者ポジショニングを考慮することで、より有用なデータを得る工夫が必要、また画像を見る力も重要となる。（質問 4）、「Hybrid OR システムでの DRL との比較は？」（コメント 4）IVR の DRL 以下になっているまた、スタッフからの要望により、可能な限り被ばくの低減を図っている。この他にも多くの質疑が交わされたが、座長の不手際もあり、時間内にまとめきることができなかった点をお詫びしたい。

今回のワークショップでは、Hybrid OR における手術支援環境の構築について検討してきたが、重要なポイントとして、①作業環境の確保（効率的な作業姿勢を得るためにスタッフの動線の確保や作業スペースの確保、周辺機器のレイアウト）、②観察環境の確保（視野角、弁別視野、有効視野、安定注視野等人間の視覚特性に応じた、モニタの配置や大画面モニタへの出力レイアウト）、③手術支援画像の作成（透視時間の短縮、造影剤使用量を減らすことによる患者負担の低減、安全を担保した検査の効率化）等挙げられ、このためには撮影技術のみならず‘画像を見る力’を習得し、人間工学に基づく優れた環境を考慮するため、今後の研究の一助とし、皆様の活躍を期待したい。  
(文責：甲山)



## 『逐次近似再構成画像の臨床導入』

座長：千葉市立海浜病院 高木 卓

藤田保健衛生大学病院（撮影部会委員） 井田 義宏

---

日本放射線技術学会撮影部会では 2015 年 9 月 25 日「X 線 CT 撮影における標準化」—GALACTC— 改訂 2 版を発行した。改訂にあたり逐次近似再構成法の標準化に関する議論も多くなされた。X 線 CT における逐次近似（応用）再構成は、画質改善、特に画像ノイズの低減効果を期待され、被ばく低減のツールとしても臨床利用が進んできている。今回のワークショップでは、臨床導入に対するポイントやピットホールなどの議論を通じて現時点での有効な利用法や限界を探り、今後の研究課題を明らかにする目的で企画した。

初めに後藤光範氏よりこれまでの自身の研究成果と他のエビデンスなどを交え総合的な物理評価の解説がなされた。逐次近似応用再構成はコントラストとノイズに依存して処理の強度が変化しノイズ量の低減とスライス厚の変化をもたらすという基本的な特性を明らかにした。さらにメーカー毎の特性の違いにも言及し、東芝 AIDR3D はノイズのみに依存することを示した。

続いて代表的な臨床領域の利用について述べられた。大村友己氏からは脳神経領域の報告がなされた。まず急性期脳梗塞に関してはファントムスタディでは逐次近似応用再構成は有意差を認められなかつたが、いくつかの観察者研究では有効性を認められることを報告した。また、急性期脳梗塞以外の病変に関しても診断能を維持しつつ被ばく低減の可能性を述べている。大村氏は診断上で重要な構造物に対する空間周波数における物理評価が重要になるということを強調していた。例えば脳神経領域では皮髄境界を描出する空間周波数の NPS 変化を指標とすることを提案している。

次に胸部領域では木口雅夫氏から報告があった。肺では構造物のコントラスト差が大きいので逐次近似応用再構成の効果を期待されている。特にノイズ低減に加えて、肩や横隔膜のストリークアーチファクト低減にも大きな効果をもたらす。しかしながら高分解能 CT (HR-CT) では空間分解能も低下させるので注意が必要である。

続いて腹部領域に関して瓜倉厚志から報告があった。先行研究などから肝の腫瘍性病変等の検出に物理評価と視覚評価の乖離があることを示され、この問題に対して瓜倉氏は自身の研究で low-contrast object specific contrast-to-noise ratio(CNR<sub>LO</sub>) を考案し報告した。この指標は視覚評価との整合もよく、今後の臨床導入時の評価に有効であるとおもわれた。さらに瓜倉氏は腹部造影時に使用されるボーラストラッキングの線量低減には積極的に利用すべきと示された。

逐次近似応用再構成は原理上非線形の画像再構成法であるため、撮影条件や被写体条件による画質の変化が一様でないことが臨床利用の標準化を困難にしている。今回のワークショップでは評価法や標準化に関して一筋の光が差してきたと感じられた。これらの研究が広まり、次の GALACTC 改訂 3 版では具体的な記述を記載できるように期待したい。



## 『MRI の血流イメージング：基礎から臨床まで』

座長：新潟大学医歯学総合病院 金沢 勉

群馬県立県民健康科学大学（撮影部会委員） 林 則夫

MRI における血流イメージングは、以前から一般的に使用されている Time-of-flight (TOF) MRA や Phase contrast (PC) MRA 法から、近年では、さまざまな手法でイメージングが行われるようになった。特に PC 法による Venography や灌流画像、微小な静脈を描出可能な磁化率強調画像などは、研究用途から一般的に臨床で利用される撮像法となった。今回は、MRI における血液のイメージングに焦点を当てて、以前から利用され現在でも多くの施設で使われている TOF-MRA から最新の ASL や磁化率強調画像について討論した。さらに教育講演では、小児脳神経外科の立場から MRI の役割と有用性について 東北大学大学院医学系研究科兼宮城県立こども病院副院長の白根礼造先生にご講演いただいた。会場からの質問とその返答は以下のとおりである。本ワークショップを通して多くの会員に血流イメージングの昨今の手法について知見を得られ、今後臨床現場でさらなる MRI に関する臨床研究が推進されることを期待する。

### ワークショップ Q&A

#### 【質問1】PC 法における速度測定における注意点について

(返答) 2D-PC であれば短時間収集が可能であるので、一般的な文献などから初期値を用いて 2D-PC で VENC の最適値を調査して、その後本スキャンを行うとおこないやすい。

<追加の質問>ステント挿入部の評価で流速が早くなっているような症例を経験した。そのような場合にはどのようにすればよいか？測定部位は非金属属性のステントである。

(返答) 血流が早くなっているのであれば、少し速めの VENC を設定して、時間が許せばいくつかのパターンで 2D-PC 等で流速を測定してから本スキャンを行うとよいと思う。

(返答2) 原画像を見て、非ステント症例など通常の検査結果と明らかに違う場合は、VENC を大きく上げて調整してみるといいのではないか。

#### 【質問 2】造影剤を用いた Gd-TOF-MRA を依頼されることがあるが、その有用性はどのようなところにあるのか？

(返答) 造影剤により血液の T1 値の短縮が起こっているので、造影剤による信号増強が起こっている。ただし、静脈系も造影されていることに注意しなければならない。

<追加の質問>造影 MRI 検査における MRA は造影前より造影後に撮像したほうがよいのか？

(返答) 造影後は腫瘍を造影しながら血管も高信号に描出できる。

(返答2) AVM などの症例では、造影後の Gd-TOF-MRA を撮像する。1 分くらいかけてゆっくり造影しながら MRA を撮像する。そうすることで末梢の細かいドレーナーまで描出することができる。その場合、動脈だけでなく静脈も描出されるので MIP だけでなく thin-MIP など作成する画像を工夫している。

(返答3) dural-AVF の際に末梢の細かい動静脈を描出するために、造影前後で TOF-MRA を撮像して、前後で差分処理などして動静脈の画像などを収集し 3D 作成に利用する場合がある。

#### 【質問 3】single-phase の ASL において TLD を固定するならどのくらいの値に設定すればよいのか？また頸動

### 脈ステント症例における注意点について

(返答)他のシークエンスを見直して、不要もしくは重要性の低いシークエンスを減らし ASL を 2 phase 撮像することや、検査依頼時の目的に応じて変化させる工夫を診療科医師や放射線科医師と相談して決めることがよい。頸動脈ステント症例においては以前よりステント部位に ASL のラベルを設定するうまく撮像できないことが言わされている。装置によっては設定するラベル位置を目視できるものもあるので、その場合はステンドだけでなく義歯などの金属も外して設定することが重要である。あとは撮像後の画像を確認して、撮像不良が無いかを確認することも重要である。

### 【質問 4】ASL における window width (WW) / window level(WL)の設定はどのようにすればよいか？

(返答)Multi-phase ASL ではワークステーションの LUT を用いて操作者が主観で決定している。Single-phase ASL では SNR が高いので解析者の個人差を減らすため、WL を固定して、WW を WL の 2 倍に設定している。  
<追加の質問>成人と小児で設定を変更しているか？

(返答)小児の経験はないのでわからないが、若年層と高齢層で 2 種類のプリセットを用意している。

(返答2) ASL の絶対値が不安定なものなので数値では固定していない。SPECT や PET の LUT や WW/WL と合わせて手動で調整している。

### 【質問 5】T2\*WI と SWI をそれぞれ撮像しているが、どちらか一方で検査を終了できないか？

(返答)読影する放射線科医師によるところではあるが、ルーチンでは微小出血等の観察のために T2\*WI を使用している。虚血があり貧困灌流を評価したい場合には SWI を撮像している。その際に時間が無い場合は T2\*WI を削除して SWI を撮像している。

### 【質問 6】MRA で MCA が閉塞していて、DWI で高信号が無く、SWI で静脈拡張が見られる場合はどのような状態なのか？

(返答)DWI で高信号が無く、SWI で静脈拡張が見られる場合は貧困灌流になっている。この状態はペナンブラに陥る少し前の状態であるため、血栓溶解療法が有用なケースと考える。



## ■ 第70回撮影部会の予定

日時：2018年4月12日（木）～15日（日）  
テーマA：「未定」  
テーマB：「未定」  
テーマC：「未定」

会場：パシフィコ横浜  
よりよい撮影技術を求めて（その138）  
よりよい撮影技術を求めて（その139）  
よりよい撮影技術を求めて（その140）

## ■ Q&Aコーナー・広場について

撮影部会では、1989年より【Q&Aコーナー】として会員の皆様の質問に答えるコーナーを設けています。専門的、技術的問題のみならず、どんな内容でもご質問下さい。部会委員および経験豊かな会員が責任を持ってお答えします。

【広場】には、会員の皆さんに紹介したい話題を掲載しています。あなたの身の回りの話題や意見などありましたらご連絡下さい。

連絡先 〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鎌屋町167  
ビューフォート五条烏丸3階  
TEL: 075-354-8989, FAX: 075-352-2556（もしくは部会委員まで）

## ■ 撮影部会委員

会長： 梁川 範幸（東千葉メディカルセンター）  
委員： 市田 隆雄（大阪市立大学医学部附属病院）  
金沢 勉（新潟大学医歯学総合病院）  
黒蕨 邦夫（北海道対がん協会）  
小山 智美（聖路加国際病院）  
西池 成章（りんくう総合医療センター）  
林 則夫（群馬県立県民健康科学大学）  
山川 仁憲（東京慈恵会医科大学附属病院）

井田 義宏（藤田保健衛生大学病院）  
北川 久（慈恵医科大学附属第三病院）  
甲山 精二（神戸大学医学部附属病院）  
中前 光弘（奈良県立医科大学附属病院）  
野村 恵一（国立がん研究センター東病院）  
三宅 博之（川崎市立川崎病院）

## ●編集後記●

会員の皆様、広島国際会議場における秋季学術大会に向けお忙しい日々をお過ごしのことと存じます。

テーマA[一般]ではテーマを消化管造影検査について取り上げました。教育講演では医療法人尚豊会四日市健診クリニック 西川孝 先生に、『消化管検査技術における標準化の光と影』と題してご講演していただきます。ワークショップでは「胃がん検診における被ばくを考える～診断参考レベルの確定にむけて～」と題して、5名の先生方にご講演していただきます。テーマB[CT]ではDual Energy CTについて取り上げました。教育講演では熊本中央病院 片平和博 先生に、『2層検出器スペクトラルCTの臨床的有用性について』と題してご講演いただきます。ワークショップでは「Dual Energy CTの臨床導入とその展望」と題して、4名の先生方にご講演いただきます。

撮影部会を会員皆様にとって有意義な企画となるように、皆様の活発なディスカッションを期待しています。撮影部会はよりよい撮影技術を求めて会員皆様に情報提供していきたいと考えています。

記：三宅

撮影部会誌 よりよい撮影技術を求めて Vol.25 No.2 通巻69 2017年10月 発行

発行人：梁川 範幸

発行所：公益社団法人 日本放射線技術学会

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鎌屋町167ビューフォート五条烏丸3階

TEL: 075-354-8989 FAX: 075-352-2556

電子メールアドレス [office@jsrt.or.jp](mailto:office@jsrt.or.jp)

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>