



JAPANESE
SOCIETY
OF
RADIOLOGICAL
TECHNOLOGY

ISSN 2189-3071

Sep. 2015

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

第 65 号

第65回撮影部会

期日：平成27年10月8日（木）～10日（土）

場所：金沢市文化ホール

■巻頭言

撮影部会委員 中前 光弘 (1)

■第65回撮影部会 2015年10月8日(木)～10日(土) 石川 金沢市文化ホール

■テーマA：次世代の一般撮影を考える

司会：りんくう総合医療センター（撮影部会委員）西池 成章

教育講演 『ディジタル一般撮影の変遷と画像処理技術最前線』

講師：富士フイルム株式会社 山田 雅彦 (3)

ワークショップ 一よりよい撮影技術を求めて（その126）—『ディジタル技術の活用と撮影技術の再考』

座長：奈良県立医科大学附属病院（撮影部会委員）中前 光弘 (7)

川崎市立井田病院（撮影部会委員）三宅 博之

- | | |
|---------------------|---------------------------|
| (1)「散乱線除去用画像処理」 | 日本大学医学部附属板橋病院 田所 秋宏 (8) |
| (2)「胸部X線骨組織透過処理」 | 社会医療法人生長会 府中病院 梅木 拓哉 (11) |
| (3)「X線タルボ・ロー撮影技術」 | 埼玉医科大学病院 遠藤 真里 (14) |
| (4)「トモシンセシス技術」 | 金沢大学附属病院 森下 あゆ美 (18) |
| (5)「整形外科領域における動態撮影」 | 金沢大学附属病院 川嶋 広貴 (21) |

■テーマB：医用画像の新たな活用 医療情報部会共催

司会：国立がん研究センター東病院（撮影部会委員）村松 禎久

教育講演 『呼吸器領域における3D画像や3Dプリンタを用いた診断治療支援』

講師：京都大学呼吸器外科 陳 豊史 (25)

ワークショップ 一よりよい撮影技術を求めて（その127）—『医用画像の新たな活用』

座長：東北大学病院（医療情報部会長）坂本 博

東千葉メディカルセンター（撮影部会長）梁川 範幸 (29)

- | | |
|--|--------------------------------|
| (1)「CTガイド下IVRに対するプロジェクションマッピングの可能性」 | 藤田保健衛生大学医療科学部 辻岡 勝美 (30) |
| (2)「3DCT画像を活用した肝切除における術前シミュレーションと術中支援画像」 | 札幌医科大学附属病院 原田 耕平 (36) |
| (3)「汎用3Dプリンタの医療への活用」 | 名古屋市総合リハビリテーションセンター 後藤 啓介 (40) |
| (4)「医用画像の活用における情報管理のポイント」 | 広島大学病院（医療情報部会委員）相田 雅道 (43) |

■第41回放射線防護部会（撮影部会、JIRA共催）：CT撮影における標準化と最適化 ～次のステップに向けた取り組み～

司会：NTT 東日本関東病院（防護部会長）塚本 篤子

教育講演 『医療被ばくの放射線防護～正当化および最適化の現状と課題～（仮題）』

講師：放射線医学総合研究所 医療被ばく研究プロジェクト 医療被ばく研究推進室 赤羽 恵一

パネルディスカッション『CTにおける線量最適化の現状と課題』

座長：浜松医科大学医学部附属病院（防護部会委員）竹井 泰孝

藤田保健衛生大学病院（撮影部会委員）井田 義宏

- | | |
|---------------------------------|---|
| (1)「X線CT撮影における標準化～GALACTIC～」の改訂 | 千葉市立海浜病院 高木 卓 (46) |
| (2)DRL構築のための線量管理「装置から提供される線量情報」 | JIRA 放射線・線量委員会 副委員長 山崎 敬之 (49) |
| (3)DRL構築のための線量管理「線量情報管理システム」 | JIRA 医用画像システム部会 DICOM委員会 委員長 伊藤 幸雄 (53) |
| (4)CTにおける診断参考レベルの設定について | 広島大学病院 西丸 英治 (57) |
| (5)小児CT撮影における撮影条件設定の考え方 | 名古屋市立大学病院 坪倉 聡 (61) |
| (6)我が国の小児CTで患者が受ける線量の実態 | 浜松医科大学医学部附属病院 竹井 泰孝 (64) |

■第64回撮影部会報告

テーマA「高エネルギー外傷による骨折の撮影技術と患者のQOLを考える」

神戸総合医療専門学校（撮影部会委員）今井 方丈 (66)

テーマB「X線CT撮影における標準化(GALACTIC2015)の構築」

東千葉メディカルセンター（撮影部会長）梁川 範幸 (67)

テーマC「拡散MRIにおける撮影技術」

さいたま市立病院（撮影部会委員）藤田 功 (68)

■お知らせ・編集後記

『絶好調！』

奈良県立医科大学附属病院（撮影部会委員）

中前 光弘

これは、横浜ベイスターズの中畑 清監督が巨人の選手時代に使っていた決めゼリフである。当時、プロ野球のニュースなどでインタビューが始まると、必ず『絶好調！』と耳に飛び込んできたが、悪い気はしなかった記憶が蘇る。何打席もヒットが無くてスランプの時でも『絶好調！』と答えられる前向きな姿勢に、心を動かされたものだった。監督に就いた現在でも、そのポジティブ・シンキングが売り物で、3 年目でやっと功を奏したのか、今年は前半戦を首位で折り返した。

撮影分科会は、今年の 4 月より「撮影部会」へと名称が変更された。それに留まらず、部会費制度も変わり、部会雑誌が紙媒体から電子ジャーナル化され Web 配信へと改革されている。今年の総会学術大会でその運用が開始されているが、我々部会委員も慣れない事が多く、手探りの活動となり関係各位にご不便やご心配をおかけした。しかし、撮影部会は『絶好調！』の精神で、梁川部会長を中心に一般、CT、MR の三つの分科会を一つに集約しながら活動を進めている。

撮影部会では、金沢で開催される秋季学術大会に向けて、Webでの会議を行いメールのやりとりで、企画を厳選してきた。そして、「より良い撮影技術を求めて(その 126)」次世代のデジタル一般撮影を考える。医療情報部会との共催で「より良い撮影技術を求めて(その 127)」医用画像の新たな活用を開催することとなった。また、放射線防護部会、JIRA との共催で「CT における線量最適化の現状と課題」と題したパネルディスカッションも開催する。今まで以上にポジティブな活動を目指している。

金沢と言えば、日本三名園の一つで国指定特別

名勝の「兼六園」がある。‘宏大’，‘幽邃’，‘人力’，‘蒼古’，‘水泉’，‘眺望’の六勝を兼ね備えるという意味から命名され、相反する景観を調和させ対照の美を演出していると伝えられている。

撮影部会も専門性の異なる各部会または各委員会や地方支部、他団体との連携を密に取りながら、セミナーやシンポジウムの企画運営などを手掛けている。



兼六園 秋の雪吊り （写真提供:金沢市）

最近、日本選手初の四大大会制覇が期待されているテニスプレーヤー錦織 圭選手の生みの親として一躍脚光を浴びている、松岡修造氏が“毎日修造”と言う日めくりを出したところ爆発的な売り上げを示している。その中で「眉間に皺を寄せていたところで怪我が早く治るわけでもない。むしろ、明るく危機を受け止める姿勢にこそ早く治るきっかけがある。」と逆境に立たされても独自のポジティブ・シンキングを展開している。

皆様もご存知の通り、本会は 2016 年春の総会学術大会から全ての発表が英語スライドによって行われ、その演題申込みに関しても倫理審査への対応が

厳しくなっている。研究者として、発表することの責任が非常に大きくなっている感じがする。

松岡氏は名言集で、僕自身「世界 No.1 の選手と話をしろ、練習しろ」と言われた。「そうすることで、世界 No.1 の選手が普通の人に見えてくる。」と語っている。松岡氏は我々学会員に向かって「英語でスライドを作ってみよう、英語で発表してみよう。それが普通になるから！」と喝を入れてくれるだろう。

人間は、変わることによってストレスを感じる。何故なら、変わろうとすることを否定するのは簡単だが、それに立ち向かって変えてやろうと行動することは、大きなエネルギーを必要とするからだ。

部会雑誌は、秋季学術大会での教育講演やワークショップの抄録を掲載して電子ジャーナルとして提供され、撮影部会員のみパスワードが知らされて閲覧が可能となる。しかし、Web 上の雑誌掲載場所にアクセスして取りにいかねば読むことはできない。「今までなら郵送で送られて来たのになあ」と、ご不便を感じておられる方も少なくないと思う。その一方で、重い冊子を持って行かなくても電子媒体で抄録を閲覧できて便利になった、とのご意見も聞こえてくる。ぜひ、撮影部会員の皆様もポジティブ・シンキングでこの局面を一緒に乗り越えて頂きたいと願う。

いる。しかし、その作業量は膨大でボランティアの域を超えている。「今まで白黒印刷だったのに、写真のような金沢の伝統工芸品である金箔の鮮やかな色彩を会員の皆様にお届けすることもできる。」とポジティブ・シンキングで、この作業をやり遂げている。

Web で公開されることで多くの会員外の皆様にも閲覧していただける機会が増えることとなる。これは、撮影部会の活動を広報できる大きな「チャンス」でもある。

撮影部会は、この変革の時期をポジティブに受け止めて、梁川部会長を中心に『絶好調！』の精神で各事業の企画や開催を計画している。ぜひ皆様方のご意見をお近くの撮影部会委員にお聞かせください。

では、皆様と金沢の秋季学術大会のワークショップで、ポジティブなディスカッションができることを楽しみにしています。



金沢の伝統工芸品 （写真提供:金沢市）

部会雑誌の編集は、数名の部会委員が担当して

『デジタル一般撮影の変遷と画像処理技術最前線』

Progress of general digital radiography and image processing technology

富士フイルム株式会社

山田 雅彦

1. はじめに

1981 年に世界初となるコンピューターを用いた新しい X 線画像診断装置“Computed Radiography (以降 CR)”が発表され、1983 年 7 月に発売された。その後 1998 年には、薄型トランジスタ(TFT)を用いたデジタル X 線ディテクタ“Flat Panel Detector (以降 FPD)”が発売され、2010 年には、ワイヤレス通信タイプの FPD が登場した。本稿では、一般 X 線撮影におけるデジタル化の歴史と、最新の画像処理技術について紹介する。

2. 一般 X 線撮影のデジタル化

2.1. CR

CRの基本原理をFig.1に示す。CRシステムでは、X 線情報が記録されたイメージングプレート(IP)と呼ばれる輝尽性蛍光体をレーザー照射することにより生じた輝尽発光を順次読み取り、電気信号に変換することで、デジタル画像を生成する¹⁾。CR の登場により、それまでの暗室での現像作業・現像液管理などが不要になり X 線撮影の環境が大幅に変化した。

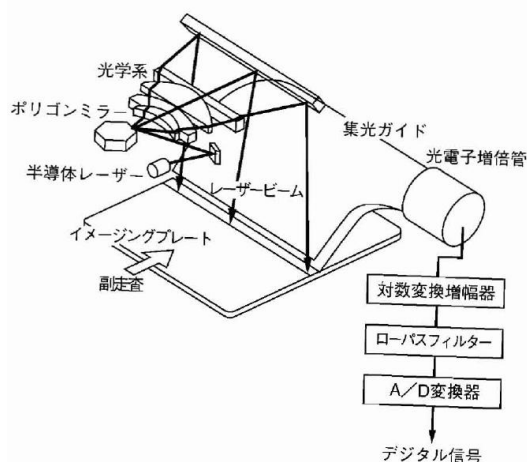


Fig.1.CR 方式の原理

2.2. FPD

CR 方式では、撮影した IP を読取装置まで搬送して読み取るため、画像が表示されるまでに時間がかかっていた。1998 年に発売された FPD は、X 線が蛍光体に捕獲されて発した蛍光を、アモルファスシリコンセンサーで電気信号に瞬時に変換するため(Fig.2)、X 線照射後数秒でモニタに画像を表示することが可能となり²⁾、検査待ち時間の短縮に繋がった。

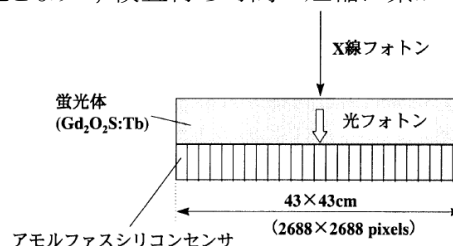


Fig.2.FPD の原理

2.3. FPD の高機能化

ワイヤレス通信タイプの FPD で撮影された画像は、無線でコンソールに転送される。コンソールと FPD を繋ぐケーブルがないため、ポジショニングが容易になり、検査効率が向上した。

更に、X 線の照射開始を FPD で検出した後に、自動的に画像を取得できる自動 X 線検出機能(Fig.3)が開発された³⁾。これら FPD の高機能化により、病棟や処置室など一般撮影室以外の場所での撮影作業が改善された。



Fig.3.自動 X 線検出機能

3. 最新の画像処理技術

このようなハードウェア面としての FPD 化の流れは、コンピューターの小型化やモニタの高輝度化や高画素数化と相まって、撮影室での用途にとどまらず、回診撮影や在宅撮影等のポータブル撮影に至るまで広がりつつある。

一方、CR の時代では実用化できなかった複雑な画像処理技術も、コンピューターの進化により、様々な試みが検討されるようになり、その一部は実用化されるようになってきた。特に、FPD の登場により大幅に作業負荷が軽減された、病棟や手術場での撮影業務を支援するための画像処理技術の開発が盛んになっている。本稿では、新しい画像処理技術の代表として、「散乱線補正技術」「体動検出技術」「用途別画像強調技術」について紹介する。

3.1. 散乱線補正技術^{4),5)}

ポータブル撮影では、ベッドの沈み込み等の影響で X 線がグリッドに対して斜めに入射し、Fig.4.(a)のように、グリッド陰影による濃度のムラが画像上に生じることがある。そのため、施設によっては Fig.4. (b)に示すような散乱線による画質低下を許容し、グリッドを使わずに撮影する場合がある。Fig.4. (b)の画像に散乱線補正技術を適用した結果が Fig.4. (c)である。このように、散乱線補正技術は、グリッドを使わずに撮影した画像のコントラストを改善する効果がある。

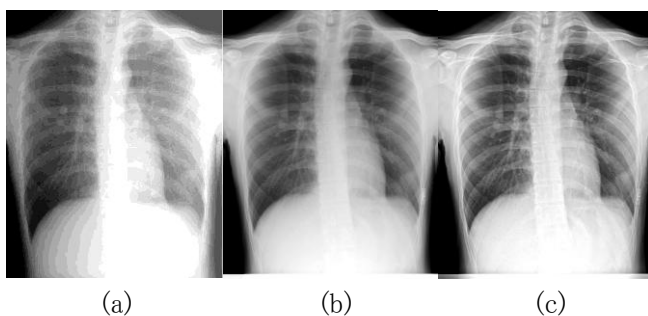


Fig.4.散乱線補正技術の効果

Fig.5.に散乱線補正技術の処理構成の一例を示す。一般的に、グリッド未使用で撮影された時に生じ

た散乱線により、画像のコントラストが低下し、画像の粒状性が悪化する傾向にある。

コントラスト改善処理は、様々な物理的な情報と画像情報から散乱線を推定する散乱線算出処理と、算出した散乱線を補正するグリッド効果算出処理により、画像のコントラストを改善する。

一方、被写体により散乱し、周りから入り込んでくる散乱線は、1 次線とは異なり、その場所での被写体構造に関する X 線吸収情報を持たない。したがって、散乱線が多くなると、ランダムな X 線量子ノイズが増加し、粒状性が悪化する。

粒状改善処理は、被写体構造と無関係なランダムな情報を抽出・低減することで、散乱線に起因する粒状性を改善する。

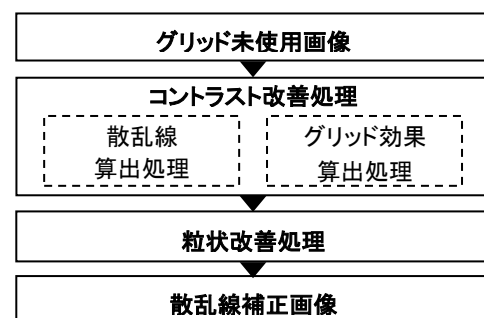


Fig.5.散乱線補正技術の処理構成の例

グリッド撮影画像と散乱線補正技術を適用した画像の画質レベルを、Artinis Medical Systems 社製 CDRAD 2.0 ファントムと同社解析ソフト V2.1 を用いて比較した。被写体厚の影響を考慮して、CDRAD ファントムを 5cm のアクリルで挟んだ条件と、10cm のアクリルで挟んだ条件で評価した (Fig.6.)。

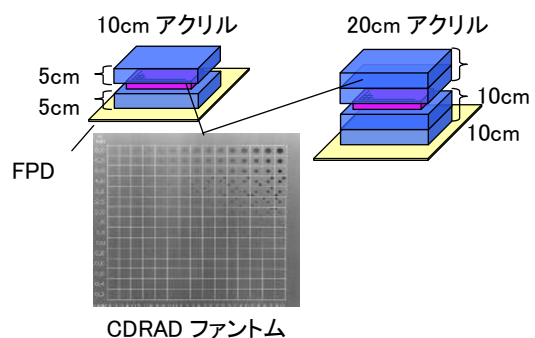


Fig.6.CDRAD とアクリルファントムの配置

Fig.7は、各撮影線量における画質指標 IQF inv の計測結果である。IQF inv は、値が大きいくほど、総合的な画質が高く、より微細で淡い信号が描出できていることを意味する。相対 IQF inv は、5cm のアクリルで挟んだ場合は 3.6mAs, 10cm の場合は 10mAs で撮影した時、グリッド使用画像の IQF inv が 1.0 となるように正規化した値である。

このグラフから、グリッド使用時に比べて、グリッド未使用時の IQF inv が低くなり、散乱線により画質が低下していることが分かる。

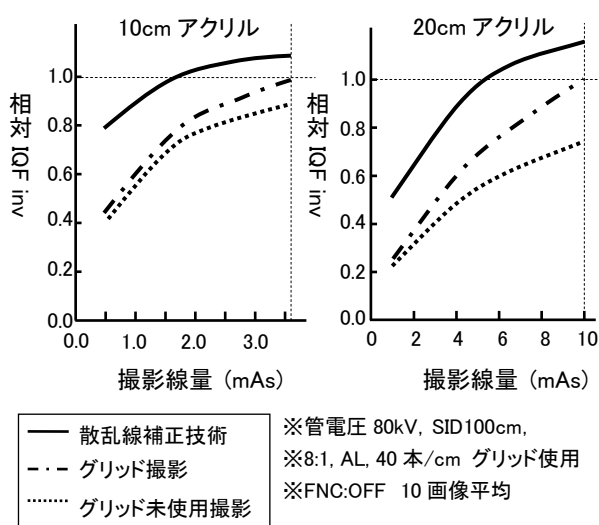


Fig.7.画質定量指標 IQF inv の計測結果

一方、グリッド未使用画像に散乱線補正技術を適用すると、IQF inv はグリッド使用時よりも高くなる。これは、散乱線推定によるコントラストの改善と、被写体構造と無関係な粒状性の改善との相乗効果によるものであると考えられる。撮影線量を減らすと IQF inv は低下するが、どの線量でも散乱線補正技術を適用した画像は、グリッド撮影画像に比べて高い画質レベルとなる。

3.2. 体動検出技術⁵⁾

X 線撮影業務では、画像を撮影するだけでなく、読影に適した画像を撮影できているか確認することも重要な業務の一つである。X 線撮影装置のデジタル化により、フィルムによる画像確認時に比べて撮影効

率が向上し、撮影者がその場で再撮影の必要性を判断する機会が増えてきている。撮影者は目視により、ポジショニング、線量の過不足、異物混入の有無、体動の有無等の多くの項目を評価している。

しかし、ポータブル撮影業務では明室環境下や小さなモニタで画像確認しなければならない場合があり、体動による画質低下(画像のぼけ)を発見し難いことがある。そのような場合では、画像を拡大すると発見し易くなるが、操作が煩雑になる。「体動検出技術」は、このように発見困難な体動による画質低下の可能性をソフトウェアにて検出および警告表示することにより、画像を拡大する回数を減らすことで画像の確認業務を効率化するために開発された技術である。

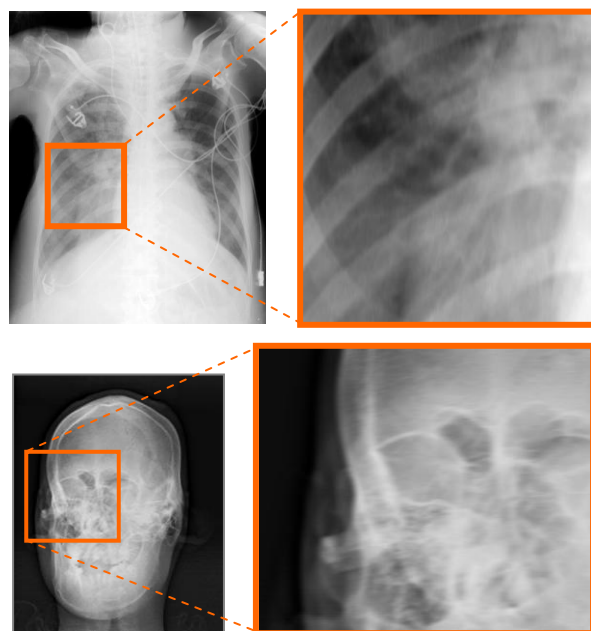


Fig.8.撮影時に体動が生じた画像例

体動による画質低下は、姿勢維持が困難な被写体を撮影する場合等で生じ、被写体が動いた方向の鮮鋭度の低下(ぼけ)として画像に描出される(Fig.8). 体動検出技術は、撮影画像における被写体の体動の有無を検出するために、「エッジ検出処理」と「体動有無判定処理」から構成されている(Fig.9). 体動を検出した場合、撮影画面上に画像確認を求める警告マークが表示される。警告された画像を拡大表示することで、画質の低下を視認できる。このような体動を

撮影直後に把握することにより、その場で再撮影の必要性を判断することが可能となる。

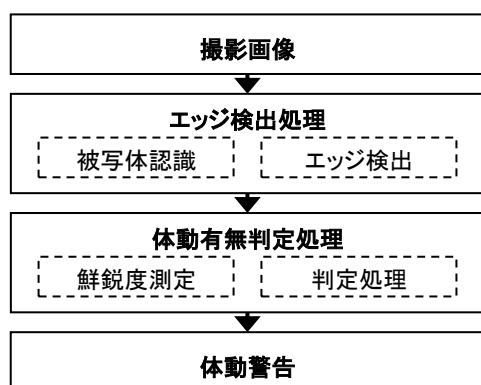


Fig.9.体動検出技術の処理構成の例

3.3. 用途別画像強調技術⁵⁾

体内にある医療用カテーテル等の医療器具の位置を確認するため、X線撮影されることがある。乳児に挿入されるカテーテルは特に細く、心臓や横隔膜等の体内構造と重なる場合に視認し難いことがある。また、術中に使用した医療器具が体内に残存する医療事故が年間に数例報告されている。残存する医療器具は、比較的大きな鉗子から、ガーゼ、そして医療器具の破損部に至るまで様々である。各施設では、①術前後に使用した医療器具の数を数える、②X線造影糸入り手術用ガーゼ(以下、X線ガーゼと呼ぶ)を使用し術後にX線撮影にて確認する、等の対応を実施している。「用途別画像強調技術」は、目的用途に応じてX線ガーゼやカテーテル等の細かい信号の視認性を向上させることを目的に開発されている。

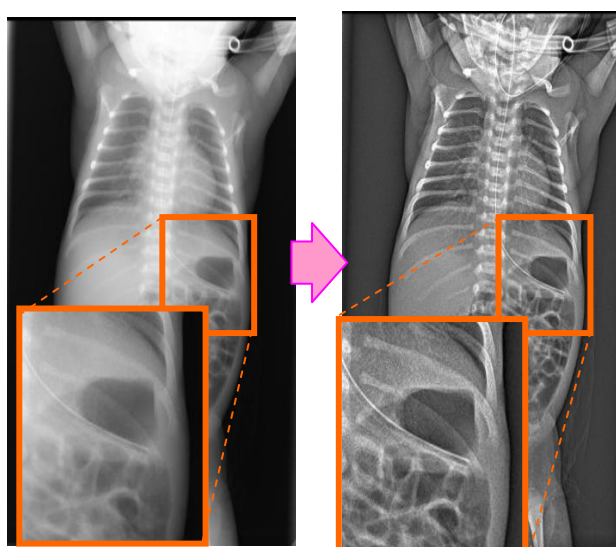
Fig.10.に体内にカテーテルを挿入した画像例を示す。本技術を適用していないFig.10.(a)では、カテーテルのコントラストが低く、存在すら視認し難い。対して本技術を適用したFig.10.(b)では、カテーテルのコントラストが高く、先端部の位置を確認し易い。

4. おわりに

本稿で紹介した最新の画像処理技術をまとめる。散乱線補正技術により、グリッドを使わずに撮影さ

れた画像のコントラストと粒状性を改善できる。体動検出技術により、体動による画質低下の可能性を効率的に把握できる。そして、用途別画像強調技術により、カテーテル等の細かい構造物の視認性が向上する。

今回紹介した3つの技術が複雑で手間のかかるポータブル撮影業務の効率化に貢献できれば幸いである。



(a)通常画像処理

(b)カテーテル強調処理

Fig.10.カテーテル強調処理画像

参考文献

1. 放射線写真学. 富士フイルムメディカル(株), 東京. 2003 年
2. 山崎達也, 「画像セミナー X線デジタルカメラ CXDI-11 の特徴について」画像通信, 1999年3月 Vol.22, No.1.
3. 榎本淳, 他. 「X線自動検出機能「SmartSwitch」の感度向上技術」. 富士フイルム研究報告. No.59-2014
4. 川村隆浩, 他. 「新画像処理「Virtual Grid(バーチャルグリッド)技術」の開発」. 富士フイルム研究報告. No.60-2015
5. AtoZ 「特集2 FUJIFILM DRの高画質を支える画像処理技術」富士フイルムメディカル(株), No.17. 2014 年

ワークショップ より良い撮影技術を求めて（その126） 一般

テーマ：次世代の一般撮影を考える

『デジタル技術の活用と撮影技術の再考』

座長 奈良県立医科大学附属病院（撮影部会委員） 中前 光弘

川崎市立井田病院（撮影部会委員） 三宅 博之

2011年に本学会の学術調査研究班において「X線診断時に患者が受ける線量の調査研究」が行われた。その報告では、一般撮影におけるデジタル化が96%まで進み、Computed Radiography (CR)に比べてFlat Panel Detector (FPD)が増加傾向にあることがわかった。それは、各社が最新技術を駆使して、夢のようなカセット型ワイヤレスタイプ FPD 装置を発売したためで、今後は CR に置き換えられる形で FPD の導入件数が急激に増加する可能性が高い。

また、昨今の IT 技術革新の波に乗り、FPD 販売促進のために各社の取り組みが活発化している。その象徴的な技術開発として、画像処理技術を用いた散乱線除去処理が注目されている。しかし、その他にもデジタルのメリットを活かした様々な技術が開発されている。それらの技術を紹介し、そのメリットによって臨床現場に与える影響を討論し、次世代の一般撮影の在り方を考える。

まず、教育講演では、「デジタル一般撮影の変遷と画像処理技術最前線」と題して山田雅彦 先生（富士フイルム株式会社）にご講演をお願いしている。1983年のCR開発に始まり、その後カセット型ワイヤレスタイプ FPD 装置に至るデジタル一般撮影装置の変遷について解説していただき、最新の画像処理技術の開発経緯などを紹介していただく。

その後のワークショップでは、テーマ「デジタル技術の活用と撮影技術の再考」について、

1. 散乱線除去用画像処理

日本大学医学部附属板橋病院 田所秋宏先生

2. 胸部X線骨組織透過処理

社会医療法人生長会 府中病院 梅木拓哉先生

3. X線タルボ・ロー撮影技術

埼玉医科大学病院 遠藤真里先生

4. トモシンセシス技術

金沢大学附属病院 森下 あゆ美先生

5. 整形外科領域における動態撮影

金沢大学附属病院 川嶋 広貴先生

に講演をお願いしている。

デジタルならではの最新技術を紹介していただき、そこに隠された注意事項を明らかにすることで、その技術の必要性を皆様方と共有することを目的にしている。

2014年秋季学術大会（札幌）では、専門分科会合同シンポジウムで「撮影技術の過去から未来への継承～画質と線量の標準化を目指して～」と題して、患者線量の測定、感度と画質、適正な線質と撮影条件、装置の管理、などアナログで培った技術をどのように考えて継承するのかを討論した。

今回のワークショップでは、デジタルの最新技術を紹介するが、これらを使いこなすために必要な考え方や過去にとらわれない未来に向けた新しい一般撮影の考え方を皆様方と模索したいと思っている。

一人でも多くの方に参加していただき、活発な意見交換ができることを楽しみにしている。

（文責：中前 光弘）

『散乱線除去用画像処理』

New anti-scatter for image processing

日本大学医学部附属板橋病院

田所 秋宏

1. はじめに

グリッドを用いた撮影では使用するグリッドの集束距離に合わせた撮影距離の設定も重要であるが、X線管とFlat Panel Detector (FPD) との直交関係がいかに保たれているかが重要であり、これが保たれていないとX線の斜入によっておこるX線の透過不良などによる画像劣化につながり、読影に支障をきたすことがある。このようなことを十分理解しているにも関わらず、病棟などの移動型X線撮影装置での撮影（ポータブル撮影）では、撮影環境や患者状態などによってこれらを保つのが困難な場合や、予想外の結果によって画像劣化をきたし再撮影を行うといった経験を誰もが一度はしていると思う。グリッドを使用せずに散乱線除去処理を行えるソフトが、各社からリリースされ始めた。処理工程や原理などのプロセスはそれぞれ違うが、散乱線除去処理という目的は同じで、実グリッドと同等の効果が得られている。

本稿では、当院に導入されている富士フィルムメディカル社製 Virtual Grid を中心に、散乱線除去処理の原理や臨床使用における注意点などを報告する。

2. 使用装置

FUJIFILM DR CALNEO flex

富士フィルムメディカル社製

Virtual Grid（散乱線除去処理ソフト）

富士フィルムメディカル社製

Sirius Star Mobile Flexible FPD Type

日立メディコ社製

3. 散乱線除去の原理

Virtual Grid 処理は、「コントラスト改善処理」と「粒状改善処理」の二つの処理過程をへて画像が処理される。そしてこのコントラスト改善処理を行う過程に「散乱線算出処理」と「グリッド効

果算出処理」がある。散乱線量は被写体の体厚が分かれば推定できるが実際に撮影して得られるのは被写体透過後線量だけである。そこで事前に得られている情報である撮影時の撮影条件（管電圧，mAs，撮影距離）と被写体透過後の線量から被写体厚を推測することができる。これはSIDと撮影条件を用いて被写体が無い状態の直線X線線量を推測し、その直線X線線量と被写体透過後線量のX線強度差から被写体厚を推測することができる。Fig.1 これにより散乱線量を推定することが可能となり、散乱線除去処理を行うことができるようになる。

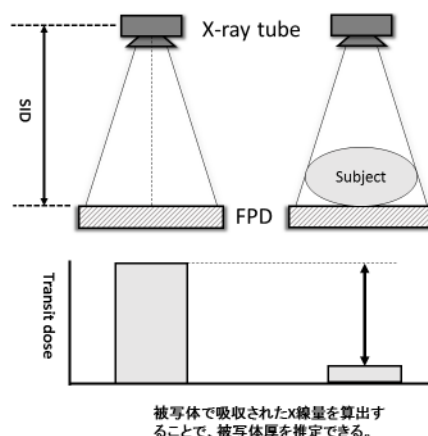


Fig.1 被写体厚推定方法

グリッド効果算出処理は、グリッド通過後のX線量は、被写体透過直後のX線量がグリッドの一次線透過率と散乱線除去率に応じて減衰され、検出器にて観測される。この作用を計算により模している。グリッド効果算出処理は、散乱線算出処理によって推定された散乱線量と被写体透過直後の一次X線量、グリッドの一次線透過率と散乱線除去率を用いて、グリッド透過後の一次X線量と散乱線量を算出する。これらが正確に推定できていれば実グリッドを使用した画像と同様の画像を計

算にて求めることができる。

粒状改善処理は、FPD の到達した線量は、画像を形成する構造を持つ一次線成分と構造をもたない散乱成分からなる。粒状改善処理はこの構造をもたないノイズ成分を抽出するために、この領域にノイズ低減フィルタをかけノイズ低減をはかり、同時に画像形成をつかさどる一次線成分の領域にもフィルタをかけることにより、この領域に重なったノイズ成分も低減させ、画像の粒状性を改善させている。これらの一連の処理が行われて Virtual Grid 処理がされた画像は表示される。

4. ワークフロー

実際に使用するときには、いくつか自施設に合わせた撮影条件のデフォルト設定を行う必要がある。これは、前節で説明したとおり、散乱線除去処理を行う際、まず被写体厚推定するために、X 線の透過線量がどのような条件で曝射されたものなのかを入力しておく必要があるため、管電圧、mAs（管電流 曝射時間）を設定し入力しておく。デフォルトの撮影条件以外で撮影を行った場合、FPD に到達する線量が変化し、実際の体厚と到達線量から推測した体厚との間に差異が生じてしまい、散乱線除去処理を正しく行えなくなることがある、これを防止するために通常使用している撮影条件をデフォルト撮影条件として装置本体に入力しスタッフ内でデフォルト撮影条件の周知徹底を行っておく必要がある。Fig.2 しかし実臨床においては、被写体があまりにも標準体型とかけ離れているような時などは、撮影時に管電圧や mAs 値の変更を行う場合がある。その場合、撮影後にその都度 QA より撮影時の撮影条件を入力しなおすことで正しく処理を行えるようになるが、一つだけ撮影後に変更ができない撮影条件がある。それは撮影距離である Fig.3、これはデフォルト設定画面（ユーザーユーティリティ内）には、SID の設定項目があるが、撮影後の QA 画面内にはなく撮影後の再設定ができない。そのため SID が設定したものと実際撮影した時の SID が著しくずれると散乱線除去処理は正確に行われな可能性があり撮影時には SID の正確性が求められる。

従来のグリッドを使用して撮影していた時と比べて撮影時の変わった点は、グリッドを使用しなくなったこと以外にはなく、いたって簡単に散乱線除去処理が行われ高画質が得られるようになっ

た。グリッドレスによる軽量化も行なえポータブル撮影業務の効率アップと撮影技師の負担軽減になっている。

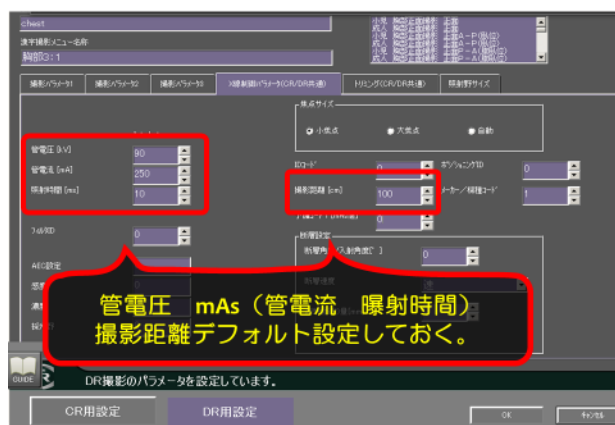


Fig.2 デフォルト設定画面（ユーザーユーティリティ内）

撮影後に変更ができるものは管電圧とmAs
撮影距離は変更できない！
実臨床では、必ずしも設定SIDで撮影できないことも...

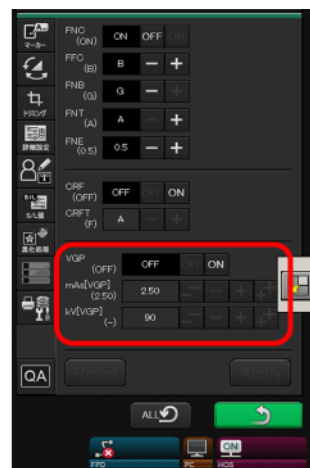


Fig.3 (撮影後 QA 画面)

5. 基礎データ

ワークフローで述べた撮影距離が画質に与える影響について検討した。目標距離を設定して放射線技師 20 名によってポータブル装置を用いた目視による撮影距離を計測し、横軸に撮影距離、縦軸に頻度を取り、目標距離 120 cmにおける撮影距離のばらつきを表したグラフである Fig.4、結果は $120 \pm 6.0 \text{ cm}$ と分散検定の結果、目標値の違いによる撮影距離のばらつきに有意差はなかった。この距離のばらつきがコントラストに与える影響について検討したものが Fig.5 であり、撮影距離をその都度入力しなおして処理したもの（目標値群）と、デフォルトのまま変えずに処理したもの（設定値群）との間にコントラストの差に有意差はなく、臨床における範囲内であればコントラ

ストに与える影響はないことが分かった。

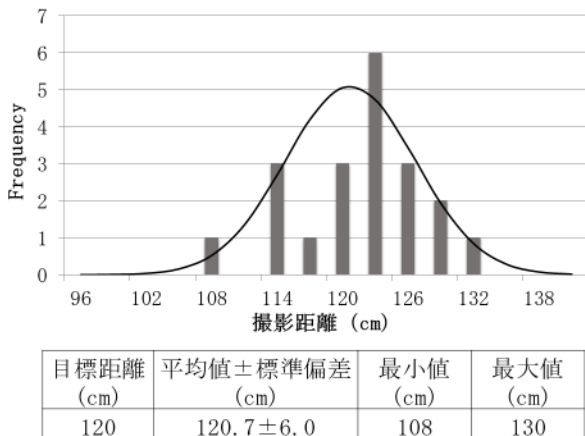


Fig. 4 撮影距離のばらつき

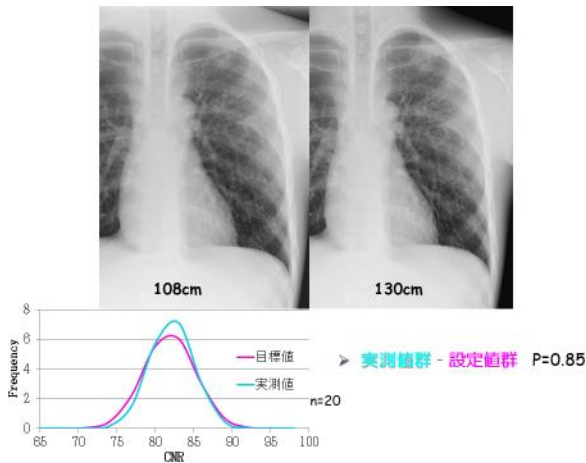


Fig. 5 撮影距離の違いによる CNR

臨床における撮影距離のばらつきであれば、コントラストに与える影響はなかったが、撮影距離を著しく変化させた場合はこの限りではない。Fig. 6 は、VG のデフォルト設定を撮影条件は 90kV2.5mAs 撮影距離は 120 cm に設定した状態で、撮影距離だけを離していった画像になる。デフォルト設定 120 cm にした状態で、SID を大幅に変化させていくと、X 線の到達線量の減少によって、コントラストが高すぎて S/N が低下する傾向にある。これは、SID が長くなることで X 線の被写体透過線量が減少する。しかしそれ以外の条件は何も変わっていないため、装置の VG 処理は被写体厚が厚いと推測し、散乱線量を多く推測し処理が行われ、コントラストが付きすぎ、本来画像構築を形成する一次線成分も引いてしまうことが S/N の低下につながったと考える。

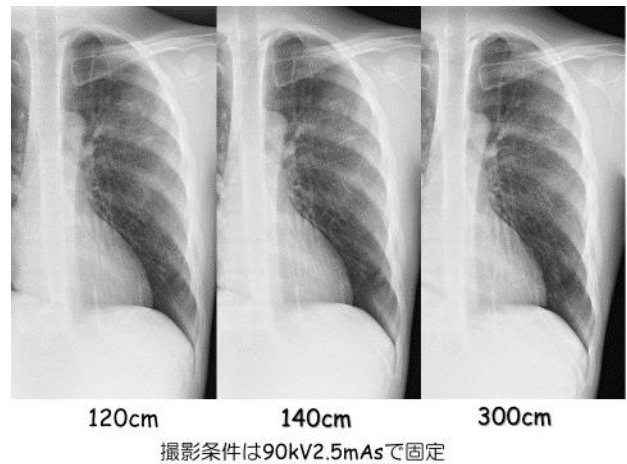


Fig. 6 SID の違いによるコントラストと S/N の変化

6 まとめ

新しい散乱線除去処理技術は、従来の実グリッドを用いた撮影と比較すると、その使いやすさ、画質すべてにおいて上回っている。しかし、散乱線除去処理を正確に行えるようにするには、そのプロセスを十分理解することが重要であり、便利になった反面、実グリッドを使用して撮影していた時とは違ったことに注意を払う必要がある。また、感覚的にグリッドレスになったことで、撮影時の X 線管の位置決めがラフになる傾向にあり、時として左右の欠像を招くことがある。ワークフローもグリッドを使用しない以外は変わらないため、今まで通りの撮影を心掛けたい。

散乱線除去処理のプロセスが各社違うため一概には言えないが、今後さらに開発が進んで、今以上にもっと良くなるソフトに間違いないと実感している。今後も患者、撮影技師にやさしい画像づくりを進めていきたい。

参考文献

川村隆弘, 内藤慧, 岡野佳代, 山田雅彦,
新画像処理「Virtual Grid (バーチャルグリッド) 技術」の開発: X 線検査の画質と作業性の向上
FUJIFILM RESEARCH & DEVELOPMENT
(No. 60-2015) 21-27

『胸部X線骨組織透過処理』

Bone Suppression System on Chest X-ray image

社会医療法人生長会 府中病院

梅木 拓哉

1. はじめに

肺がんの罹患率・死亡率は年々増加しており、早期発見・治療が重要な課題となる。肺がんに対する早期発見を目的として、古くから胸部X線撮影が行われているが、その読影は読影者の力量に大きく左右され、腫瘍などの病変を見落とす割合は約30%に上ると報告されている。現在、肺がんの検出にはComputed Tomography (CT)が最も標準的と考えられており、胸部単純X線画像に比べ高い感度を有している。しかしコスト面や被曝の点から、スクリーニング検査として全ての患者に対して行うことは、困難である。

近年、胸部単純X線画像において、肺結節の検出感度の向上を目的としたいいくつかの画像処理技術が報告されている。

2. 胸部X線画像に対する画像処理技術

2.1 エネルギーサブトラクション処理

エネルギーサブトラクションとはエネルギーが異なる2種類のX線を使用して撮影されおり、得られた画像より、骨画像と軟部画像を作成する。胸部単純X線画像で問題となっていた、障害陰影となる肋骨などの分離が可能となり、読影支援に貢献すると考えている。方法にはone-shot法とtwo-shot法があり、one-shot法は一回の曝射で撮影するため被曝線量が少なく、呼吸によるモーションアーチファクトの影響のない画像を取得することができる。two-shotではone-shotに比べ被曝の問題が生じるが、低圧・高圧画像がそれぞれ別々に撮影される為、エネルギー差の大きい画像を取得することが可能となる。

2.2 経時的差分処理

経時的差分画像は時系列画像間(現在画像-過去画像)の差分処理により、変動のない正常構造や慢性疾患の陰影を打ち消し、経時的変化の見られた部分を抽出したものである。

2.3 骨組織透過処理

骨組織透過処理は胸部X線画像から骨組織を透過させ、肺組織の視認性を向上させたものである。

3. 骨組織透過処理システム (ClearRead BS, 東陽テクニカ)

胸部X線画像に対する画像処理により骨組織を透過させた骨組織透過画像を作成する。エネルギーサブトラクション処理とは異なり、撮影画像間の呼吸の動きによるアーチファクトや画像の劣化は見られない。ソフトウェアを用いた画像処理であるため、新たな装置の導入や院内のフローを変えることなく骨透過処理画像を作成することができる。また本システムは過去の画像に対しても処理が可能となっている。

3.1 ClearRead BS の概要

3.1.1 Image normalization

異なった装置間で撮影された胸部画像はピクセルサイズやグレイスケール範囲、画像のコントラスト、鮮鋭度、さらに取得ノイズが異なるため正規化を行い、ClearRead BSの標準フォーマットに統一する。

3.1.2 Lung-field segmentation

胸部画像の肺野内を認識するため、肺野外と肺野内を区分する。

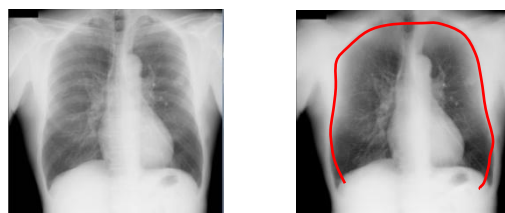


Fig.1 赤ラインは肺野内をセグメンテーションしている

3.1.3 Bone estimation

肺野内の各ピクセル値を生成し、そこから骨の値を生成して骨画像を作成する。作成された骨画像

とClearReadBSのデータベースを照らし合わせ、パターン認識された骨画像を作成する。

3. 1. 4 Create soft-tissue image

正規化されたオリジナル画像から骨画像を減算し軟部組織画像作成する。

3. 1. 5 Image enhancement

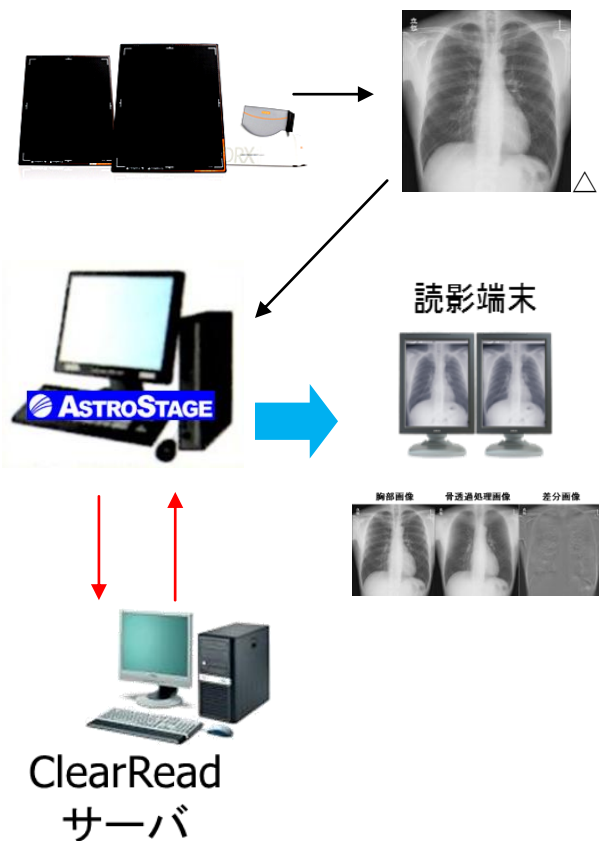
画像のエッジを強調する。

4. 1. ClearReadBS の運営方法

骨組織透過処理システム（ClearReadBS）は併設する健診施設で利用している。健診施設では1日50名ほどの胸部X線検査を施行しており、すべての胸部X線画像に対して骨透過処理を行っている。同時に過去画像を有する受診者に対しては、過去画像との経時差分画像も作成し、読影者に提供している。

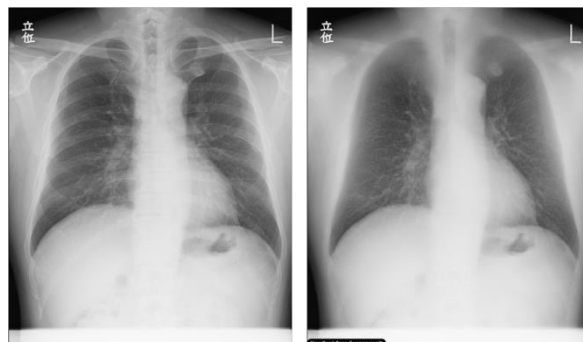
4. 2. ClearReadBS のワークフロー

胸部X線撮影後、胸部X線画像は健診施設内PACSに転送される。PACSに転送された胸部画像は自動的にClearReadの専用画像処理サーバに転送され、骨組織透過処理をおこなう。処理画像は再び、健診施設PACSに送られ読影となる。



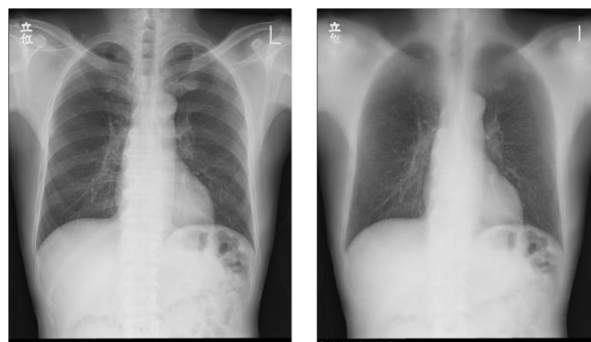
5. 当院での症例

case1 骨陰影残存画像



過去に骨折が原因で骨の変形治癒や骨の骨化が生じると骨の推定エラーが生じ骨透過処理画像上に骨陰影残存の可能性がある。

case2 小結節陰影



case3 小結節陰影



6. おわりに

本稿ではClearReadBSの概要と当院での運営方法を述べた。ClearReadBSを用いると、肺野の視認性向上するため病変の検出感度は高くなる。しかし骨硬化や肋骨の骨折等が生じた症例では骨陰影が残存してしまう可能性があるため、本システ

ムの特徴を十分理解したうえで使用しなければいけない。本システムは骨組織透過処理だけではなく、骨組織画像を用いた経時的差分画像も作成可能なため、それらに対する検証や臨床における有用性、特に一次読影における有用性を検証していきたいと考える。

『X線タルボ・ロー撮影技術』

X-ray Technology Using a Talbot-Lau Interferometer

埼玉医科大学病院

遠藤 真里

1. はじめに

診断X線画像は1895年のレントゲン博士によるX線の発見以来、今日まで目覚ましい進歩を遂げている。蛍光X線増感紙と両面乳剤塗布のフィルムを使用したスクリーン・フィルムシステム、その後デジタル化が進み、1980年代には Computed Radiography(CR)、1990年代には Flat Panel Detector(FPD)と展開され、現在も高い画質と低線量化の研究が進められている。画像のデジタル化により高画質の画像を提供できる環境が整ってきている半面、従来の単純X線画像は物体透過後のX線強度変化を画像化している(吸収コントラスト)ため、物質の密度が大きく、X線を多く吸収する骨などは鮮明に描出される。その一方で、密度が小さく、従来の吸収コントラストが小さい軟部組織の描出は感度の高いものではなかった。そこで、1990年以降盛んに研究されるようになったのが位相コントラスト技術を用いた新しい画像である。

2. 位相コントラスト技術

位相コントラスト技術とはX線の波としての性質を利用し、物体透過後の位相変化によって生ずるX線の屈折や干渉を利用して画像情報を得る技術である¹⁾。すなわち、位相コントラストとはX線が物体を透過した後の位相変化に起因する画像コントラストである。X線の波動性は1912年にLaueによって証明され、1991年にSomenkovらによってX線の波としての性質を利用したX線イメージングが報告された²⁾。位相コントラスト技術は吸収

コントラストに位相コントラストを重ね合わせることによってX線画像をシャープに描出するインライン法と、従来の吸収コントラストと異なるX線画像を取得する方法として回折強調法(DEI法)などがあり、後者は単色X線が必要となる。その後、強力な単色X線が得られる放射光X線を用いての位相イメージングが研究されるようになった。しかし、強力な単色X線を得るためにはシンクロトロンのような巨大施設を用いるか、非破壊検査に用いるような線量の少ない微小焦点X線管を用いる方法しかなく、一般医療施設での実用化は困難と考えられていた。この課題を解決するためにX線タルボ・ロー干渉計が議論されるようになった。

3. タルボ干渉計

スリット間隔が一定条件のもとで複数並んだ格子を点線源の光路上におくと、格子の各スリットから回折した球波面がお互いに干渉することによって、格子面から一定周期で繰り返し自己像を形成する現象をタルボ効果(Fig.1)と呼び、1836年にTalbotにより報告された³⁾。

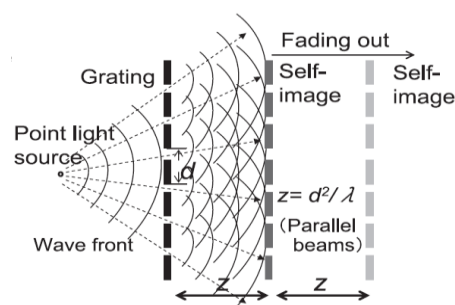
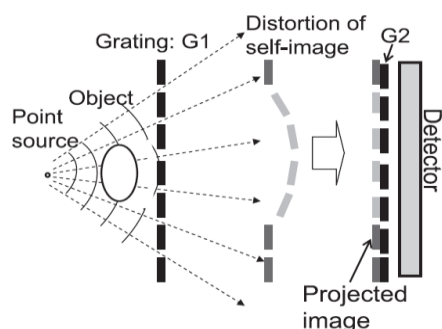


Fig.1 Talbot effect

この自己像が発生する位置に 2 番目の格子を置き、波長程度ずらすと物体の透過に起因した“ゆがみ”を反映した縞模様のモアレが発生する。この発生したモアレの縞模様の“ゆがみ”を検出することによって、この物体の屈折率の局所変化による画像を再構成できる。これをタルボ干渉計(Fig.2)と呼ぶ。

Fig.2 Talbot interferometer



2003 年に百生らはタルボ干渉計による X 線画像撮影を報告している⁴⁾。

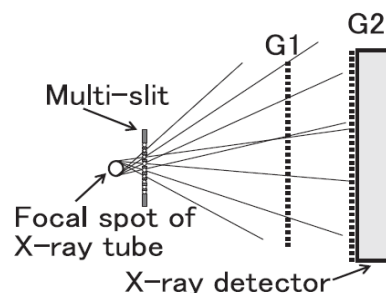
しかし、タルボ干渉計に用いる X 線は干渉性を有する必要があり、百生らの報告もシンクロトロンが用いられていた。一般医療施設で用いられている X 線源は非干渉性の X 線を放射するため適応が不可能であった。

4. タルボ・ロー干渉計

通常の医療現場で用いられている X 線管は焦点サイズが大きいことから干渉性を得ることができない。そこで、光源直後に微小間隔の複数のスリットを持つ格子を置くと、仮想的な微小光源を一定周期で配置した光源とみなすことができ、それぞれの微小光源から発せられた光は干渉性を有する光となる。これを Lau 効果と呼ぶ⁵⁾。Fig.3 に示すように、それぞれの微小光源で生ずる自己像を重ね合わせることで、X 線を効率的に使用できるようになる。この効果をタルボ干渉計に応用したものがタルボ・ロー干渉計である。タルボ・ロー干渉計は従来の吸収画像(ATT image)の他、微分位相画

像(DPC image)、小角散乱画像(SAS image)を得ることができる。

Fig.3 Talbot-Lau interferometer



5. タルボ・ロー撮影装置

5.1 撮影実験機

臨床撮影を始めるにあたり、実験機が製作された(Fig.4)。公称焦点サイズ $300\mu\text{m}$ のタングステン陽極の X 線管を用いられ、X 線管と Detector の間には 3 枚の格子が配置されている。配置された格子は便宜上、X 線管側から G0 格子、G1 格子、G2 格子とする。G0 格子は周期 $22.8\mu\text{m}$ であり、X 線源を微小光源とするために配置される。G1 格子は周期 $4.3\mu\text{m}$ であり自己像を形成するために配置され、G2 格子は周期 $5.3\mu\text{m}$ でありモアレ干渉パターン作成のために配置されている⁶⁾。

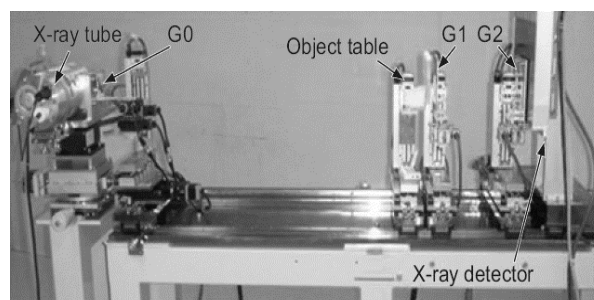


Fig.4 Image of the prototype for confirming the principles and properties

本装置を用いて、サクランボおよび鳥の手羽先を描写した画像は Fig.5 および Fig.6 に示す。Fig.5 の微分位相画像では種の内部の胚乳がはっきり描写されている。小角散乱画像では内部の維束管が明瞭に

描出されている。微分位相画像では組織の辺縁を良く描出し、小角散乱画像では微細な構造を良く映し出すという本技術の特徴を示している。また、Fig.6の鳥の手羽先では軟骨の描出が確認され、動物における軟骨描出の可能性が示唆された。

(a) ATT image (b) DPC image (c) SAS image

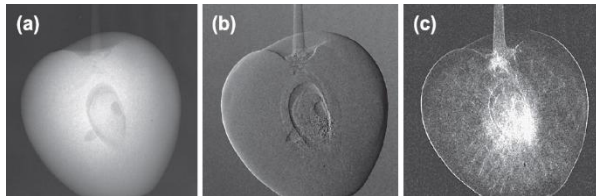
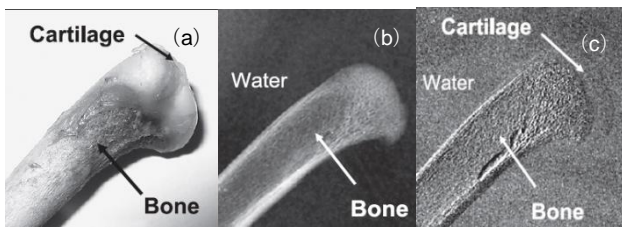


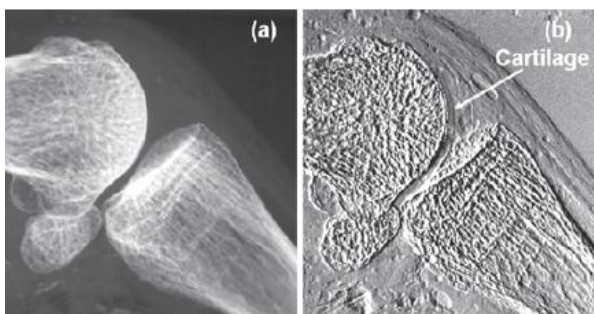
Fig.5 Images of cheery



(a) Photo (b) ATT image (c) DPC image

Fig.6 Images of chicken-wing

さらに、当大学の解剖学教授により、倫理委員会の承認の元、解剖検体の撮影実験が行われた。手指の第1指の撮影結果が Fig.7 に示される。この結果、と微分位相画像にて関節軟骨が描出されていることが確認された⁷⁾。



(a) ATT image (b) DPC image

Fig.7 Imaging system employing Talbot-Lau interferometer

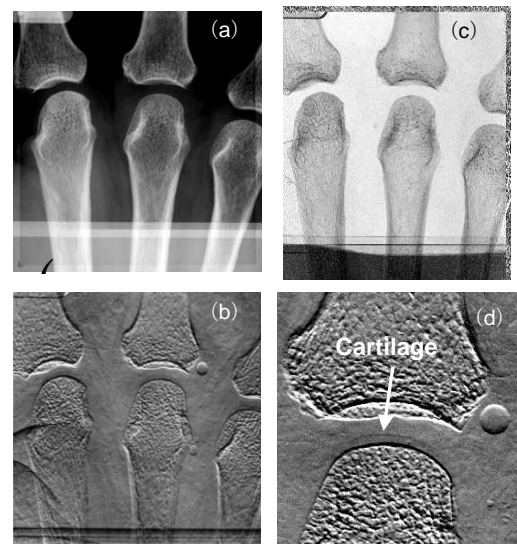
5.2 臨床撮影装置

撮影実験機による描写性の確認を受け、生体の関節軟骨描出を目的とし、臨床撮影機が製作された(Fig.8)。この装置は臨床撮影を目的としており、ポジショニングの行いやすさ、実際の撮影現場に設置することを考慮し、縦型の構成となっている。撮影実験機から格子などに変更はなく、撮影視野は5cm×5cmである⁸⁾。



Fig.8 Image of the prototype for confirming *in-vivo* imaging

臨床撮影機で撮影された画像を Fig.9 に示す。



(a) ATT image (b) DPC image

(c) SAS image (d) DPC image(Expansion)

Fig.9 Images of human

微分位相画像では献体撮影画像と同様に中手骨遠位端に軟骨が描出されていることが確認された。

現在では、健常者や同意を得られた当院に通院中の方、延べ 100 名超を撮影させていただいている。その中で、関節リウマチの病期の進行と関節軟骨の厚みに相関があるという結果が得られた。また、関節軟骨表面の微細な変化を描出している症例もあり、この装置が関節リウマチや変形性関節症において、関節破壊が進む前に起こるとされている軟骨の変化を検知できることが示唆された。

6. まとめ

X線タルボ・ロー干渉計装置は従来の吸収コントラストを用いた画像では不明瞭であった軟部組織の描出が可能となり、今後のX線画像診断に大いに貢献できるものと考ええる。また、現状では撮影視野の制限から手指の撮影に限定されているが、今後視野が拡大されるとともに撮影対象が増えていくと考える。今後とも、医師やメーカーの技術者と協力し、本撮影装置を用いた診断技術の発展に貢献していきたい。

参考文献

- 1) 大原弘, 他, 位相コントラスト乳房撮影の原理と画像, 医用画像情報学会雑誌, 23, 27-33, (2006)
- 2) Somenkov VA, Tkalic AK, Shil'shtein SS: Refraction Contrastin X-Ray Introscopy, Sov. Phys. Tech. Phys., 36, 1309-1311, 1991
- 3) H. F. Talbot, Philos. Mag., 9, 401 (1836)
- 4) A. Momose, Jpn. J. Appl. Phys., 42, L866 (2003)
- 5) E. Lau, Ann. Phys. (Leipzig), 6, 417 (1948)
- 6) 木戸一博, 他, 実用X線管を用いたX線格子干渉計の試みータルボ・ロー干渉計の医用画像への適応ー, 日本写真学会, 72, 393-398, (2009)
- 7) Junji Tanaka, Cadaveric and in vivo human joint imaging based on differential phase contrast by X-ray Talbot-Lau interferometry, Z Med Phys. 2013 Sep;23(3):222-7
- 8) 星野嘉秀, 他, X線タルボ・ロー撮影装置による臨床研究, KONICA MINOLTA Tech.Rep, Vol.11, 53-56, (2014)

『トモシンセシス技術』

Optimal reconstruction filter of digital tomosynthesis for orthopedic diagnosis

金沢大学附属病院

森下 あゆ美

1. はじめに

フィルムを用いたアナログ断層撮影は、目的とする断面のみを明瞭な X 線像として写し、他の部分をぼかす撮影方法である。胸部疾患を中心に、骨部、頭部、その他の臓器の検査にも広く用いられてきた。X 線 CT の普及が進むにつれてアナログ断層撮影は施行されなくなったが、近年では再び断層撮影に注目が集まっている。Flat Panel Detector(FPD)を用いたデジタルトモシンセシス(以下、トモシンセシス)である。

トモシンセシス撮影は一回の断層撮影により任意断面の連続した画像が得られる。FPD を用いた撮影であるため解像度の高い画像が得られる。また、再構成技術の向上により金属アーチファクトの影響が少ない画像が取得できる¹⁾。トモシンセシス撮影には特別な装置を必要とせずに一般撮影装置や X 線透視装置を用いて撮影を行うため操作は容易であり撮影時間も短いため簡便な検査である。そして骨梁のような微細構造を描出することが可能な解像度の高い画像を取得できるということが、整形外科領域において有用であり、臨床利用が拡大している要因であると考えられる。

2. トモシンセシス撮影と画像再構成法について

島津製作所社製の X 線透視装置である SONIALVISION safire II を用いたトモシンセシス撮影を例に説明する。X 線管と X 線検出器とは被検体を挟むように対向する位置に配置されている。トモシンセシス撮影では、透視撮影装置や一般撮影装置では CT 撮影のように円弧状の軌道を描くことが難しい。そのため寝台の長軸方向に X 線管を移動しながら X 線照射角度を変えて撮影を行い、X 線検出器を平行移動させながら投影データを取得する。装置によっては X 線検出器を平行移動させる機能が無い場合もあり、この場合は X 線検出器を固定した状態でトモシンセシス撮影を行う。

トモシンセシス画像を得る再構成方法として、シフト加算法と filtered back projection(FBP)法がある。Fig. 1 にそれぞれの再構成法により得られたファントム画像を示した。FBP 法では分解能の高い画像が得られ、骨梁を明瞭に描出することが可能であるため、一般的に FBP 法を用いた再構成処理が行われる。



Fig. 1 シフト加算法 (a)と FBP 法 (b)により再構成したファントム画像

フィルタ関数には Shepp&Logan フィルタが用いられている。また、画像構築に関与するアルゴリズムには、断層厚と direct-current(DC)値という 2 つの因子がある。

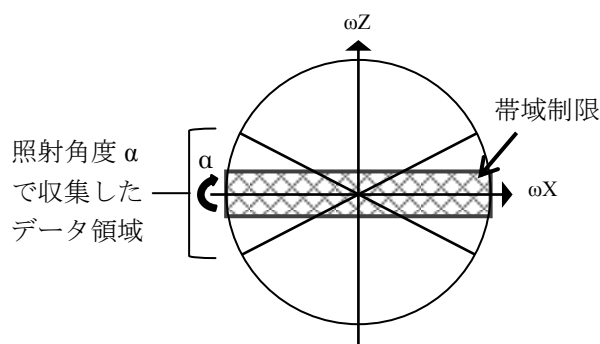


Fig. 2 空間周波数領域における帯域制限の設定

断層厚については Fig. 2 に示すように、空間周波数領域において帯状の制限域(帯域制限)が設定されており、この帯域制限の幅を変更することで得られる断層厚が変化する。DC 値とは、フィルタ関数として用いられる Shepp&Logan フィルタの 0 周波数の値を 0 から 2, 4, または 6 と変化させた値である。Fig. 3 と Fig. 4 にそれぞれ断層厚の違いと DC 値の違いによる画像への影響についてファントム画像を用いて提示した。断層厚の薄い画像(Fig. 3a)は、鮮鋭性が高く骨梁構造が明瞭に見えるが、断層厚の厚い画像(Fig. 3b)は少しぼけた印象である。

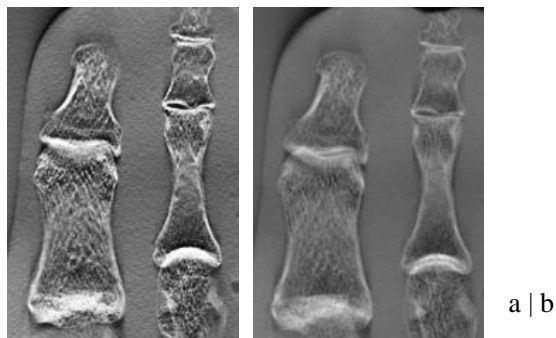


Fig.3 断層厚の違いによるファントム画像の比較
(a)断層厚 5.4 mm. (b)断層厚 9.9 mm

DC 値については、大きい値の方が鮮鋭性は劣っている(Fig. 4).

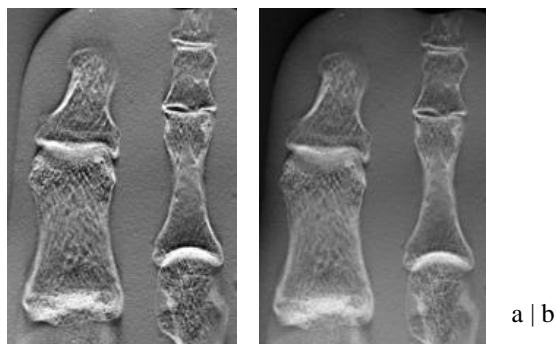


Fig. 4 断層厚を固定したときの DC 値の違いによるファントム画像の比較 (a)DC 値 0. (b)DC 値 6

金属アーチファクトを低減させる方法として厚い断層厚と大きな DC 値が有効であると考えられてい

る。しかし、微細構造の描出を重要視するトモシンセシス撮影においては薄い断層厚と小さな DC 値が理想であり、それらは金属アーチファクトの低減とは相反する関係であるため最適な組み合わせの決定が求められる。

近年金属アーチファクトの影響をさらに低減することが可能な再構成方法として逐次近似再構成法が導入された²⁾。逐次近似再構成法では骨梁の描出能の高さを維持したまま FBP 法でみられた金属周辺のアーチファクトを消滅させることができるという報告が散見されるようになってきた³⁾。金属アーチファクトは金属置換症例において癒合評価や弛みの評価など術後診断の妨げになりえるため、逐次近似再構成法による画像処理が有効であると期待できる。しかし逐次近似再構成法において繰り返し回数やサブセットなどのパラメータが画質に与える影響について評価した報告はないため、今後の検討課題である。

3. 整形外科領域におけるトモシンセシス撮影の位置づけ

骨梁の描出および金属アーチファクトの低減を可能にするトモシンセシス撮影は、単純 X 線画像や CT 画像では描出困難であった金属置換症例の骨癒合の評価、および人工股関節等の弛みの評価で多く行われている⁴⁾。使用される金属の大きさが異なるため、トモシンセシス画像に現れる金属アーチファクトの影響はさまざまである。そのため、金属の大きさに応じた再構成の最適化を行う必要がある。

人工股関節症例における画像再構成の最適化について紹介する。当院のワークステーションで選択できる断層厚は 4.4 mm, 5.4 mm, 7.7 mm, 9.9 mm, および 14.0 mm (著者の実測値) の 5 種類であり、DC 値は 0, 2, 4, および 6 の 4 種類である。視覚評価と画像解析により決定した最適な組み合わせは、最も薄い 4.4 mm の断層厚と、2 の DC 値であった(Fig. 5a)。これまで、金属アーチファクト低減には大きな DC 値が推奨されてきたが、DC 値に 6 を用いると金属周辺のアンダーシュートの改善はみ

られるが骨梁描出能の低下が明瞭である (Fig.5b). 臨床においては, これまで単純 X 線画像では手術から 1 年が経過しなければ人工関節と骨との固着状態を描出することができなかったが, トモシンセシス画像により 6 か月以内にその観察が可能となり, 正確な骨癒合の評価に有用であると報告されている^{5) 6)}.

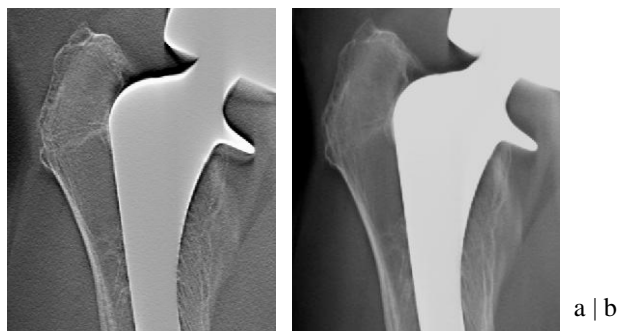


Fig. 5 人工股関節症例における再構成法の違いによる画像 (a)断層厚 4.4 mm と DC 値 2 を組み合わせたトモシンセシス画像. (b)断層厚 4.4 mm と DC 値 6 を組み合わせたトモシンセシス画像

関節領域以外にも脊椎領域, および造影トモシンセシス撮影での有用性が報告されている⁷⁾. また, 立位負荷状態での撮影が可能であり, 比較的自由的な体位での撮影が可能である. そのため, 荷重状態での股関節や膝関節, 足関節等の関節部分, および足部に対して撮影することで, 臨床応用されている. 痛みが発症する日常の状態に近い体位で検査を行えるため, 軟骨の損傷や初期の骨関節症, および関節炎について正確に評価を行うことが可能である.

4. まとめ

デジタルトモシンセシス撮影について, 撮影の原理および画像再構成法について紹介した. 最適な再構成法の選択により, 骨梁を明瞭に描出し, 金属アーチファクトも効果的に低減した画像を得ることができる. 利点を生かしたトモシンセシス検査は, 整形外科領域において有用な検査方法であるといえる.

参考文献

1. 工幸博, 他. 任意断層再構成再構成 WS の開発. 島津評論 2005; 61: 127-134
2. 西野和義. 逐次近似法による Post-TKA トモシンセシス画像の金属アーチファクト低減. MEDIKAL NOW 2013; 73: 18-19
3. 周一新. T-smart トモシンセシスは THA コンポーネントの安定性の診断精度を高められるか?. MEDICAL NOW 2015; 77: 8-12
4. Hayashi D, et al. Detection of osteophytes and subchondral cysts in the knee with use of tomosynthesis. Radiology 2012; 263: 206-215
5. 加畑多文, 他. 人工股関節ポアラス面の生物学的固着状態評価. INNERVISION 2011
6. 加畑多文, 他. 整形外科領域における使用経験. INNERVISION 2013; 28(12): 1-3
7. 有泉光子, 他. 骨軟部領域における使用経験. INNERVISION 2013; 28(12): 4-5

『整形外科領域における動態撮影』

Dynamic Radiography in Orthopedic Field

金沢大学附属病院

川嶋 広貴

1. はじめに

整形外科領域における動画像を用いた検討は、Cine Radiography を用いたものから、CT や MRI によるものまで報告されている。これは「動くものを動かして観察したい」という考えであり、静止画像では分からなかった状態や機能を評価することができる。近年では、2D/3D レジストレーション手法を利用した三次元動作解析や臨床の現場に広く普及した動画像対応フラットパネルディテクタ(FPD)による動画像解析が報告されている。前者は、X 線透視画像に投影される金属コンポーネントの CAD (computer-assisted design)モデル像をマッチングするといった技術を用いている¹⁾。一方で、後者は取得した動画像における運動全体の画像所見や関節運動の変化を測定することにより評価される²⁻⁴⁾。本ワークショップでは、この動画対応 FPD を用いた X 線動画像に関して、当院で臨床に用いられているものや検討してきた手法を述べる。今回は動画像の評価を「動画から得られる画像所見」と「動画を解析することで得られる機能評価」の2つに分類し、報告する。

2. 画像所見を得る検査

2.1 足関節・足部のストレス撮影

足関節の内返しや前方引き出しといったストレス撮影は、靱帯損傷の症例を中心に施行されている。徒手の手法や Telos device を使用した手法でストレス画像を撮影し、画像計測からその不安定性の程度が評価される。しかし、これらの計測結果には個人差が大きいことや定量的な評価値に問題があるという意見も散見する。当院では、この内返しや前方引き出し等を動態撮影により評価している。靱帯損傷例だけではなく、変形性足関節症、外反扁平足の術前にも徒手的に運動を施行することで、従来の関節の“ゆるみ”を評価するとともに、可動域や関節面の適合性を観察している。

評価するポイント

- ・内外反の動揺性と関節の適合面を評価
- ・前方引き出しによる不安定性の評価
- ・底背屈時の関節面の評価
- ・距腿関節やその他関節での底背屈可動域の評価
- ・変形の可塑性の評価

臨床症例と画像所見

本症例は、変形性足関節症の術前であり、関節機能の温存を目的とした遠位脛骨斜め骨きり術の施行予定であった。術前に撮影された動画像を Fig. 1, 2 に示す。

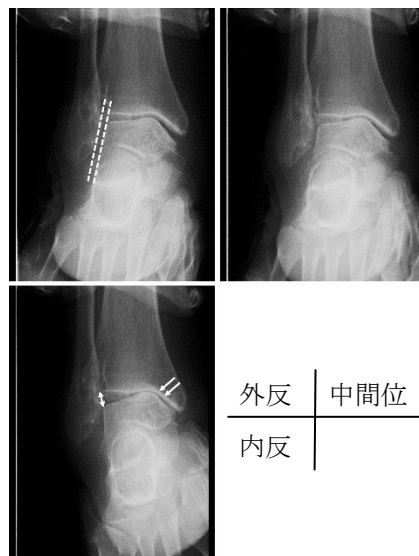


Fig. 1 内外反運動のストレス動態撮影

足関節の内外反運動では、内側の骨が硬化している領域との衝突の程度や最大外反時の外果関節面における適合性が評価される。本症例では、重度の内外反の不安定性を認め、荷重時に内果関節面での衝突が起きていると推測される。また最大外反時には外果関節面が適合しており、骨切り手術で外反に矯正することで、関節の適合性と安定性が得られると考えられる。



Fig. 2 底背屈運動のストレス動態撮影

また底背屈運動では、距腿関節での可動域が70°程度あることが分かり、最大底屈位で、距骨が hinge motion で可動していることが分かる。

2. 2 股関節の X 線動態撮影

股関節の一般撮影では、正面像やラウエンシュタイン像などが撮影される。人工関節術後のインプラント同士あるいはインプラントー骨間の衝突(インピンジメント)は最大屈曲、あるいは屈曲と内旋運動といった動作の中で発生するため、従来の静止画像ではインピンジメントの瞬間や最大屈曲後の運動を評価できなかった。そこで、動画対応 FPD を用い、股関節運動の動画像を取得することで、体内インプラントの動態やインピンジメントの発生頻度、インピンジメント後の挙動に関して評価することができる。今回は、外転運動と屈曲運動を対象とした手法を紹介する。

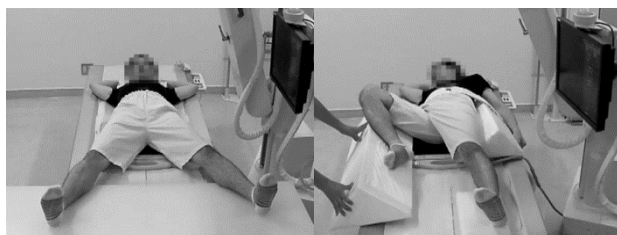


Fig. 3 股関節 X 線動態撮影時の運動方法
(左:外転運動, 右:屈曲運動)

評価するポイント

- ・インピンジメントの有無とその原因を評価
- ・インプラント間の離開の有無
- ・腰椎による代償運動の有無

臨床症例と画像所見

・表面置換型人工股関節(RHA)の症例

本症例は、一般撮影での経過観察において大腿骨頸部に圧痕が見られた症例である。Fig. 4 に動画像の一部を示す。

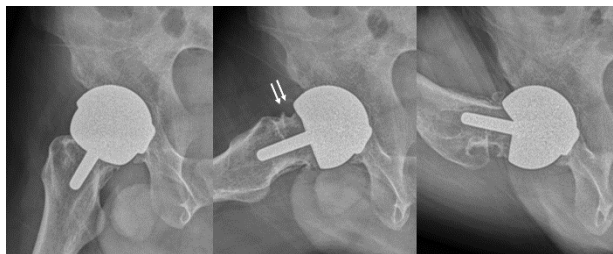


Fig. 4 インピンジメントする RHA 患者の X 線動画像

圧痕形成部に臼蓋側コンポーネントがはまり込む様子が確認できる。これより、屈曲運動の反応性に生じた圧痕であることが分かる。また人工関節の離開は見られない。最大屈曲後の運動は、正常の股関節と同様に、インピンジメント後に骨盤と腰椎の協調運動が生じていることが確認できる。

・人工股関節全置換術(THA)の症例

本症例は、過去に他院で脱臼整復の既往があり、再手術の前に、脱臼肢位およびインピンジメント部位の精査のため動態撮影を施行した。Fig. 5 に動画像の一部を示す。

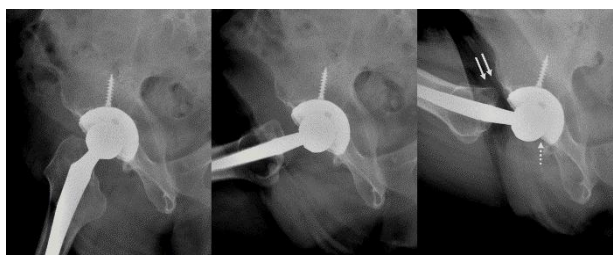


Fig. 6 再手術前における THA 患者の X 線動画像

再手術の術式は、“骨とインプラントの衝突”もしくは“インプラント同士の衝突”かによって変わる可能性があった。ここでは、インプラント同士の衝突は見られず、軟部組織との衝突に起因する脱臼であることが分かる。また腰椎の固定術後であり、骨盤と腰椎の協調運動が少なく脱臼の一因となった可能性も考えられる。

3. 計測から機能を評価する検査

3.1 手関節側面の X 線動態撮影³⁾

手関節の掌背屈運動は、手根中央関節と橈骨手根関節の 2 つの関節運動と考えることができる(Fig. 7). またこれらは、掌屈時に手根中央関節が、背屈時に橈骨手根関節が優位に動くと考えられている。しかし、これは手関節最大掌背屈時における各関節の運動変化を評価したものであり、連続的な変化は十分に評価されていない。一方で、肩関節外転時における「肩甲骨腕リズム」は肩甲骨胸郭関節と肩甲骨腕関節の連続的な動きの変化が 1:2 となるもので整形外科医に広く認識されており、関節運動の理解を助けている。このような「リズム」が手関節にも存在すると仮説を立て、検証した結果を報告する。



Fig. 7 手関節掌背屈運動に寄与する関節 (実線:手根中央関節, 点線:橈骨手根関節)

撮影方法と解析

動画画は、自作した補助具を用いて前腕を約 7 度外旋させた状態を保ち、掌背屈の自動運動を 10 秒間撮影している。Fig. 8 に示すように、各画像から手根中央関節と橈骨手根関節の角度変化を計測することで、掌背屈運動に寄与する割合を評価する。



Fig. 8 取得した X 線動画画と角度測定例
X: 手関節掌背屈角度, Y: 橈骨手根関節角度(RL angle), Z: 手根中央関節角度(CL angle)

得られた結果を手関節掌背屈角度に対する、各関節における角度変化としてグラフを作成すると、掌屈～中間位、背屈～中間位で、それぞれ一定の比率で運動が変化していることが分かる。Fig. 9, 10 にその結果を示す。

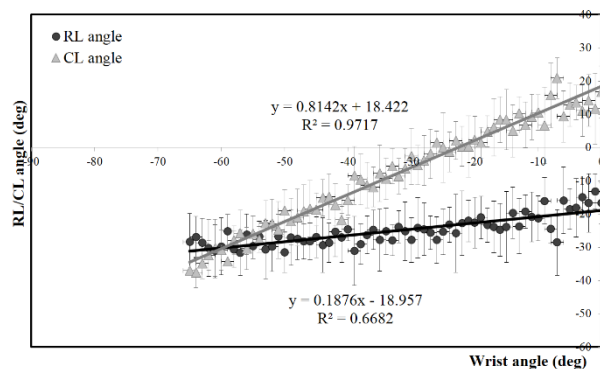


Fig. 9 掌屈時における各関節の角度変化

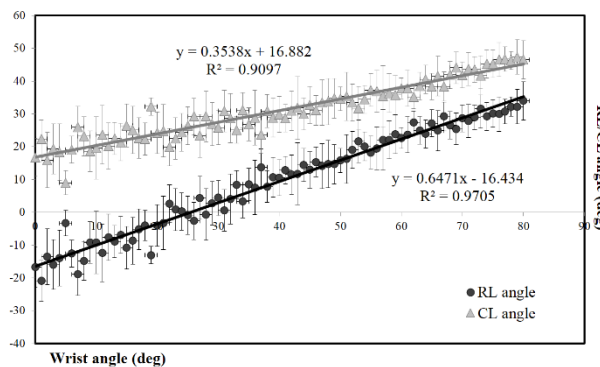


Fig. 10 背屈時における各関節の角度変化

運動機能の評価

グラフより、手関節掌屈時は橈骨手根関節と手根中央関節が約 1:4 の比率で動いており、手関節背屈時は約 2:1 の比率で動いていることが分かる。これより、この運動比率を「手関節リズム」とした。これらは、複雑な手関節運動を理解する一助となるとともに、術前後や治療効果を判定するツールとなることを期待する。

3.2 リハビリテーション効果の検証⁴⁾

手関節掌背屈の可動域訓練には、牽引を加えることで関節面への負荷を減じるとともに靭帯を伸張させることが有用であると考えられ、その橈骨手根関節に対する治療成績が報告されている。しかし、これらの回復メカニズムは明らかにされていなかった。そこで、手関節掌背屈運動のリハビリテーションを想定し、牽引が橈骨手根関節および手根中央関節の運動に与える影響を上述した X 線動態撮影を利用して評価したので報告する。

撮影方法と解析

手関節掌背屈運動のリハビリテーションにおける影

響を調べるためには、一定の牽引力を維持したまま、掌背屈運動する必要がある。そこで、本学工学部と連携し、開発した自作の牽引装置を Fig. 11 に示す。装置は円弧上にレールが敷かれており、駆動部に取り付けられた滑車に荷重をかけながら掌背屈運動が可能である。また装置の内部に FPD を挿入できる構造となっている。

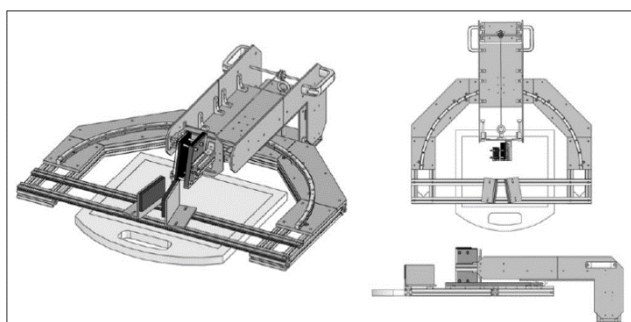


Fig. 11 牽引装置の設計図



Fig. 12 実際のリハビリ風景と牽引装置を用いた実験 (左:リハビリ時の写真, 右:牽引実験の写真)



Fig. 13 非牽引と牽引下での X 線動画画像 (上段:牽引なし, 下段:牽引あり)

Fig. 12 右に示すように本装置を用い、牽引なしと牽引 2.5kg (実際のリハビリテーションを想定した牽引力) を加えた場合の動画画像を取得する。取得した動画画像を Fig. 13 に示す。画像上は非牽引と牽引下で大きな違いは見られないため、3.1 と同様に、関節角度変化を計測することで、その影響を比較する。

運動機能の評価

測定の結果、非牽引に比べ牽引下では、橈骨手根関節の運動が掌屈時に平均で 24%, 背屈時に 6% 増加していた (Fig. 14)。これより手関節に牽引を加え掌背屈運動するリハビリテーションは、橈骨手根関節を中心に運動させる訓練であることを定量的に証明した。

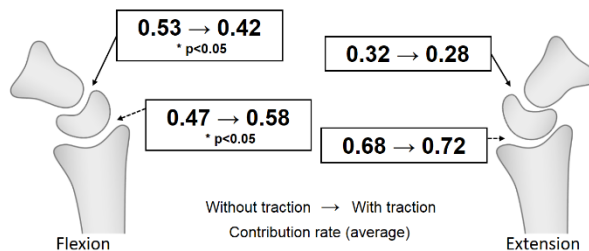


Fig. 14 牽引による寄与率の変化

4. まとめ

動画対応 FPD は、従来のシステムと比較して、大視野で歪みのない動画画像が取得できることや高解像度、高感度など利点は多い。これらを用いた X 線動態撮影は、立位または坐位で撮影するのか、どのような運動を対象とするのかなど、自由度は高く、何を目的として、何を明らかにするのが重要である。そのため、柔軟な発想や撮影技術、そして他の医療スタッフとの十分なディスカッションが必要である。それぞれの専門性が最大限に活かされることで、臨床において評価されてこなかったことや根拠が明確で無かったことを再見し、新たな知見を得ることができる。本稿が X 線動態撮影の今後の発展の一助になれば幸いである。

5. 参考文献

- 1) 山崎隆治 他: X 線透視画像を用いた人工膝関節の三次元動態解析システムの開発. 日放技学誌, 2004, 61(1), 79-87
- 2) S. Sakuda, et al.: Functional shoulder radiography with use of a dynamic flat panel detector. Radiol Phys Technol, 2014, 7(2), 254-261
- 3) H. Kawashima, et al.: Wrist rhythm during wrist joint motion evaluated by dynamic radiography. Hand Surg, 2014, 19(3), 343-347
- 4) K. Tada et al.: An in vivo study of dynamic effects of wrist traction on the radiolunate and capitolunate joints. J Hand Ther, 2015, 20, 49-55

『呼吸器領域における 3D 画像や 3D プリンタを用いた診断治療支援』

Diagnostic and Therapeutic Assist Using 3D Images and Printers in the Respiratory Field

京都大学 呼吸器外科

陳 豊史

1. はじめに

コンピュータ支援設計 (Computed aided design: CAD)は、従来、航空機や車両の設計などの分野で使用されてきたが、現在では、医療の世界にも応用され始めた。とくに、外科領域では、人工関節や顎関節などの手術を始め、様々な領域で使用されている。また、3次元 (3D) CAD データを用いて、3次元のオブジェクトを造形することも、3D プリンタの普及とともに、医療の世界でも容易に実現可能となってきた。一方、呼吸器外科領域でも、コンピュータを用いた手術支援ソフトが開発され臨床応用され始めている。さらに、前例のないような手術の実施においては、事前の 3DCAD や 3D プリンタを用いたシミュレーションが有用である。本稿では、臨床の現場に直接携わる一呼吸器外科医から見た、肺移植や肺癌領域における 3D 画像や 3D プリンタを用いた診断治療支援について紹介する。

2. 肺移植領域

(イ) 3D-CT volumetry を用いたサイズマッチング

肺移植におけるドナー不足は世界的な問題であるが、本邦では、より一層深刻である。本邦における脳死ドナー発生率は欧米の数十分の一であり、生体肺移植は、患者の救命のために残された一つの重要なオプションであり、本邦では必須の医療となっている (1, 2)。脳死肺移植は、患者の体格を合わせて移植が行われるが、生体肺移植は、ドナーの下葉グラフトをレシピエントの同側の胸郭に移植するという術式である。一人のレシピエントに、二人のドナーの右下葉と左下葉を移植するような術式が一般的であるが、子供がレシピエントの際には、一人の大人 (親) の右下葉を移植するような術式もあり得、アンダーサイズのみならず、オーバーサイズの問題も生じる。したがって、ドナーグラフトとレシピエントの胸郭のサイズマッ

チングを定量的、かつ視覚的に表現する方法 (Fig. 1) として、3D-CT volumetry が利用されている (3, 4)。なお、この手法は、移植後のグラフト肺がどのように変化していくのか、という検討にも用いられている (5)。

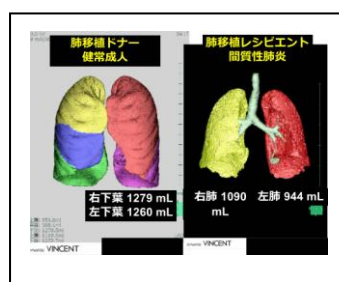


Fig.1 肺移植における 3D-CT volumetry の一例 (ロ)ドナー手術における 3D-CT angiography

生体肺移植において、レシピエント手術の成績の向上は非常に重要であるが、ドナー手術の安全性の確保が最優先されなければならない。ドナー手術の安全性を高めるために、ドナー肺の血管や気管支の分岐などを術前に確認しておくことが重要である。ドナーの術前評価の CT から、3D-CT angiography (Fig. 2)を作成しておき、ドナー手術の際に犠牲にすべき肺動脈の有無や血管形成の必要性などを術前にシミュレーションしておくことが広く行われている (6)。

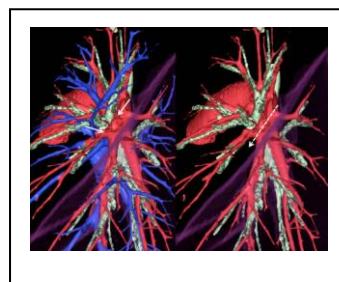


Fig.2 ドナー手術における 3D-CT angiography (ハ) 3D プリンタを用いた術前シミュレーション

他の臓器移植と異なり、成人の生体肺移植においては、多くの場合、グラフトサイズの観点から二人のドナーが必要であるが、現実的には、ドナー候補が 2 人揃うことはまれで、2 人揃っても、十分なグラフトサイズが得られないことが多く、生体肺移植が治療のオプ

ションとなるケースは限られている。

本症例は、特発性間質性肺炎を患う 40 代女性がレシピエントで、ドナー候補は夫のみであった。夫が大柄であったため、サイズマッチングを行うと、夫の右下葉をドナーとした場合、移植されるドナー肺の肺活量は、レシピエントの予測肺活量の 45%と見積もられた。生体肺移植では、移植されるドナー肺の肺活量は、レシピエントの予測肺活量の通常 45%以上が必要であることから、サイズマッチング上はボーダーライン上と判断された(4, 8)。さらに精査を進めたところ、レシピエントの肺の状態には、左右差があることが判明した。血流シンチグラフィにて、両肺の血流比は、左肺:右肺 = 62:38 であり、胸部 CT 画像上も、右肺の方がより健常な肺が残っていた。そこで、機能の良い自己肺を残し、できる限り大きなドナー肺を移植するためには、「レシピエントの右肺を残し、左胸腔にドナーの右下葉グラフトを移植する」ことが、最大限の可能性を追求した方法と考えられた。

左胸腔に右下葉グラフトを移植するためには、右下葉グラフトを反転する必要がある。これまでに、生体肺移植での反転移植は、世界的に報告はない。また、右下葉を左肺として移植するという報告もない。したがって、世界初の術式を行うために、様々な準備が必要であった。まず、反転すると、前方にある構造物は後方に移動することから、肺移植で吻合が必要な血管や気管支の位置関係の「ずれ」を、正確に予測し、かつ、修正の方法を考えることが、本術式を安全に行うため必須と考えられた。そこで、3D-CT 画像を用いて、それぞれの構造物の再確認を行ったところ、通常、生体左肺移植での吻合部位で移植を行うと、気管支と肺動脈の吻合位置に大きな「ずれ」が生じることが分かった。この「ずれ」を修正するために、気管支の吻合を、通常通り、レシピエントの左主気管支ではなく、左上葉気管支とする工夫を行った。これによって、肺門の構造物の位置関係が、上後方から下前方へ、肺動脈、気管支、肺静脈となり、反転した右下葉グラフトの構造物の位置関係と一致することが判明した。また、肺静脈の吻合は、通常通りのレシピエントの上肺静脈ではなく、左心耳にする方が自然であることも判明した。さらに、再確認のために、3D プリンタを用いてレシピエントの左肺門とドナーの右下葉の 3D 模型の造形を行った(Fig.3)。3D 模型の造形によって、実際の反転操作を手にとって行うことができ、血管や気管支の吻合のシミュレーションを何度も術前に行うことが可能であった(Fig.4)。



Fig.3 3D プリンタで作成した 3D 模型

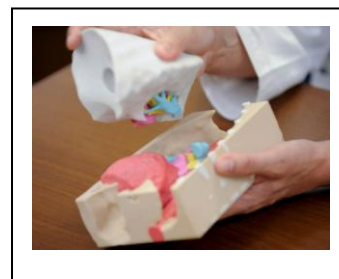


Fig.4 3D 模型を用いた術前シミュレーション

手術は、全身麻酔下に体外循環を使用して行った。左後側方切開から左肺を全摘した後、右ドナーグラフトを反転し左胸腔内に移植した。まず、肺門前方から気管支吻合を行い、ドナーグラフトを前方に倒し、後方から肺動脈の吻合を行った。最後に、再び肺門前方から肺静脈の吻合を行った。手術は、術前のシミュレーション通り、スムーズに行われた。再換気、再灌流を行ったところ、ドナーグラフト右下葉は、左胸腔に、きれいにおさまった。術後経過も良好で、術後 2 か月には、酸素なしで退院した。

なお、本例における反転生体肺移植術の世界初の成功後(7)、同術式を 5 例の生体肺移植に実施し、全例成功を収めている。3D プリンタを用いて開発した同術式によって、アンダーサイズグラフトの患者にも肺移植を行い得る可能性を広げることができた。

3. 肺癌領域

(イ) 胸腔鏡下手術

1990 年代後半からの胸腔鏡下手術(VATS: video-assisted thoracoscopic surgery)の普及とともに、現在、肺癌に対する根治術としての胸腔鏡下肺葉切除術(いわゆる VATS lobectomy)が確立した。最近の若手外科医の多くは、いわゆる「開胸手術」での肺葉切除より、VATS lobectomy の執刀経験の方が多のが普通である。また、さらに難易度が高い区域切除においても、完全胸視下に行う、胸腔鏡下肺区域切除術(VATS segmentectomy)も積極的に行われており、

まさに VATS 時代に突入している。VATS においては、術前の血管や気管支の解剖の把握が非常に重要で、3D-CT を用いた術前の血管や気管支の構造の確認が有用である。VATS では、全てがモニターによる拡大視のために、微細な構造物の同定には、非常に有利であるが、術中に全体的な位置関係を確認するのが難しく、また、誤認する可能性を生じる。こうした状況に対応するために、3D-CT 画像を用いて、術前に患者の血管や気管支の位置関係を確認して手術のシミュレーションをしておくことが有用である (Fig.5)。さらに、難易度が高い区域切除術においても、区域間面の描出や腫瘍とその区域との最短距離など、さまざまな手術支援デバイスの開発が行われており、また、実際に外科医が手に取って利用する機会も増えている。

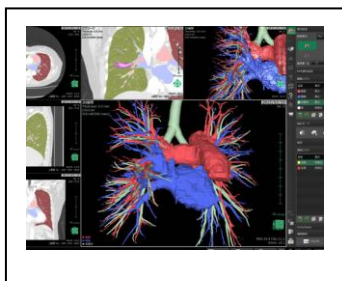


Fig.5 3D 画像を用いた肺切除シミュレーション
(ロ) Virtual Assisted Lung-Mapping (VAL-MAP)

本邦では、CT 健診や高解像度 CT の普及により、これまで検出されなかったような微小肺癌が検出されるようになった。それに伴い、こうした微小肺結節を検出した際への対応が、昨今の呼吸器領域の話題となっている。外科学的な観点からは、このような微小結節に対する診断的切除を、より正確に、より安全に行う手法が議論され、開発されてきた。京都大学では、VAL-MAP という手法を用い、術前に気管支鏡下に色素で胸膜表面にマーキングを行い、腫瘍の同定のみならず、区域切離面の同定などに役立てている (Fig.6)。



Fig.6 VAL-MAP

(ハ)バーチャル気管支鏡

気管支鏡領域においても、3D 技術を用いた、いわゆる「バーチャル気管支鏡」が開発され、実臨床でも普及している。近年、肺門型肺癌、縦隔腫瘍、縦隔リンパ節だけでなく、末梢性肺腫瘍の生検の際に、こうした技術 (Fig.7) を用いて、より正確に腫瘍の生検を行うことが可能となり、診断効率の向上につながっている。

Fig.7 バーチャル気管支鏡を用いた気管支鏡検査



4. 最後に

以上、近年の画像技術の進歩に伴い、呼吸器領域において、どのように画像支援が行われ、呼吸器外科医がどのような視点で利用しているのかについて紹介した。今後、呼吸器領域においては、3D 画像や 3D プリンタを用いた診断治療支援について、さらなる発展が期待される。

参考文献:

1. Date H, Aoe M, Nahagiho I, et al. Living-donor lobar lung transplantation for various lung diseases. J Thorac Cardiovasc Surg 2003; 126: 476-81.
2. Starnes VA, Barr ML, Cohen RG. Lobar transplantation. Indications, technique, and outcome. J Thorac Cardiovasc Surg 1994; 108: 403-11.
3. Chen F, Kubo T, Shoji T, Fujinaga T, Bando T, Date H. Comparison of pulmonary function test and computed tomography volumetry in living lung donors. J Heart Lung Transplant 2011; 30: 572-5.
4. Chen F, Fujinaga T, Bando T, Date H. Pulmonary function of individual lung lobes after complex living-donor lobar lung transplantation using inspiratory and expiratory three-dimensional computed tomographic volumetry. Interact Cardiovasc Thorac Surg 2012 ;15: 1077-9.

5. Chen F, Kubo T, Yamada T, et al. Adaptation Over a Wide Range of Donor Graft Lung Size Discrepancies in Living-Donor Lobar Lung Transplantation. *Am J Transplant* 2013; 13: 1336-42.
6. Chen F, Yamada T, Sato M, et al. Postoperative Pulmonary Function and Complications in Living-donor Lobectomy. *J Heart Lung Transplant* 2015; 34: 1089-94.
7. Chen F, Miyamoto E, Takemoto M, et al. Right and Left Inverted Lobar Lung Transplantation. *Am J Transplant* 2015; 15: 1716-21.

ワークショップ ーより良い撮影技術を求めて（その127） CT

テーマ：医用画像の新たな活用

『医用画像の新たな活用』

座長 東北大学病院（医療情報部会長） 坂本 博

東千葉メディカルセンター（撮影部会長） 梁川 範幸

今回の CT 分科会によるワークショップは、従来の CT 撮影に関する研究領域ではなく、CT 画像を利用した将来的な展望も含めた医用への貢献について企画した。CT 画像の利用という観点から、医療情報部会と共催させていただき、放射線画像の利用をキーワードに医療分野での活用について教育講演およびワークショップを開催する。

教育講演は京都大学呼吸器外科の陳 豊史先生に「呼吸器領域における3D画像や3Dプリンタを用いた診断治療支援」についてご講演していただく。陳 豊史先生は世界レベルの肺移植施設で海外留学され、国内における肺移植外科医の第一人者である。実際の移植手術に3Dプリンタによる模型を使って術前シミュレーションを的確に行い、臓器の適応や血管吻合などに役立っている。実際の臨床での3Dプリンタの活用を興味深くお話ししていただく予定である。

ワークショップは4人の先生にご講演をしていただく。藤田保健衛生大学の辻岡勝美先生には「CTガイド下IVRに対するプロジェクションマッピングの可能性」についてお話ししていただく。辻岡先生は以前より身近にあるものを活用し、より安価により現実的に即座に臨床現場に役立つ方法を見出す先駆者であり、今回はCT画像を市販のプロジェクターで投影し難儀であるIVRに役立たせることを解説する。札幌医科大学附属病院の原田耕平先生は「3DCT画像を活用した肝切除における術前シミュレーションと術中支援画像」についてお話ししていただく。原田先生は腹部領域のCT撮影プロトコルを以前より研究されており、術前シミュレーションとして用いたCT画像を実際に手術に役立てる方法について解説していただく。腹部領域の手術は腹腔鏡下での行われることが多

くなり、その術前情報も以前とは変化してきている。名古屋市総合リハビリテーションセンターの後藤啓介先生には「汎用3Dプリンタの医療への活用」についてお話ししていただく。後藤先生の内容は教育講演の陳先生と関連した内容であり、材料費を含んだ実用的な3Dプリンタの使用方法について解説していただく。最後は医療情報部会からの推薦で広島大学病院の相田雅道先生に「医用画像の活用における情報管理のポイント」についてお話ししていただく。実際にCT画像を3Dプリンタにデータとして取り込むにはSTLファイルに変換される。その際のデータの扱い、または院内PACSでの動向などを解説していただく。まったく新しい分野であり興味深い。

CT画像の空間分解能が実物の臓器模型に反映したときにどの程度まで再現されるかがポイントであり、再現性の良い模型を作製するためのCT画像の作り込みに関しても新しい視点と思う。今回のテーマは今までと異なった視点での討議が展開されると予想される。参加される会員の皆様の活発な意見交換に期待する。

『CTガイド下IVRに対するプロジェクションマッピングの可能性』

Projection Mapping for CT guided IVR

藤田保健衛生大学医療科学部

辻岡 勝美

1. CTを用いたIVRについて

ヘリカルスキャン, マルチスライスCT, そして, 面検出器CTの登場により画像診断の分野におけるCTへの期待は大きくなっている. また, CT透視や大口径CT装置の開発により, CTはInterventional Radiology (IVR)にも多く利用されるようになった. ここでは, CTを用いたIVRをCT-IVRと呼ぶ.

近年のCT-IVRの重要な技術としてCT透視があり, CTスキャンを行いながら, ほぼリアルタイムで目的の断層画像を観察しながら目的病巣への正確な穿刺が行われる. IVRはX線透視装置や超音波診察装置, MRIなどのモダリティでも行われるが, 断層画像のリアルタイム表示, 良好な空間分解能, コントラスト分解能の特性からCTによるIVRが広く利用されるようになった.

CT-IVRを行ううえで術者にとって問題となるのがCTモニターと実際の患者との差異である. 術者はCTモニターを観察しながら患者への穿刺を行うが, 多くの場合, CTモニターと患者を交互に観察する必要がある. 肺生検などでは患者に呼吸停止の指示も行う必要がある. 術者はCTモニター, 患者の穿刺部位, 患者の表情などを観察する. 実際, 目的病巣が小さく, 体表面からの距離が長い場合, 目的病巣の近くに血管等の重要な早期が存在した場合, その穿刺操作は非常に高度なものとなる.

今回, これらCT-IVRの操作上の問題点を解決するためにプロジェクションマッピングを利用したシステムを開発した. プロジェクションマッピングを用いれば, 術者はCTモニターを注視することなく,

穿刺部位, 患者の表情を見ながら正確な穿刺操作が行えると考えたからである.

2. 医療分野におけるプロジェクションマッピングの利用例

プロジェクションマッピングは現実(リアル)と仮想映像(バーチャルイメージ)を組み合わせる拡張現実(Augmented Reality)の一種であり, エンターテインメントの分野で注目を浴びている表現技術である. 実際にはビルなどの構造物にプロジェクタで映像投影を行い, 本来の構造物ではない視覚表現を行う. 医療の分野におけるプロジェクションマッピングでは以下の例がある.

2-1 解剖学における教育的な効果

岐阜大学の木島らによるものが有名で, Virtual Anatomical Model (VAM)と呼ばれ, トルソー(胴体模型)に位置, 方向の情報を取得する端末が内蔵されておりその情報を元に各種臓器の三次元画像が投影される(図1).

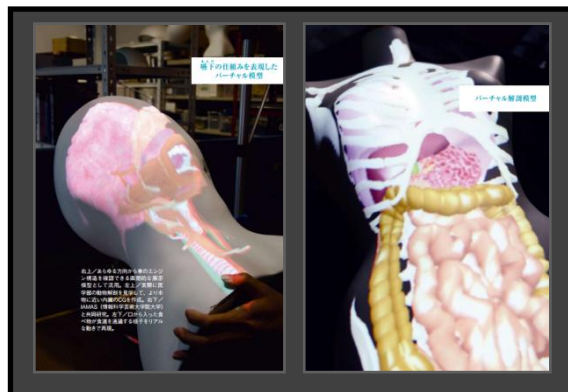


図1 Virtual Anatomical Model (VAM)

2-2 外科手術における三次元構造の理解

神戸大学の杉本らによる Mixed Reality Image

Overlay Surgery が有名で、事前に CT 検査で得られた患者の三次元 CT が術前、術中に体表面に投影される(図2)。

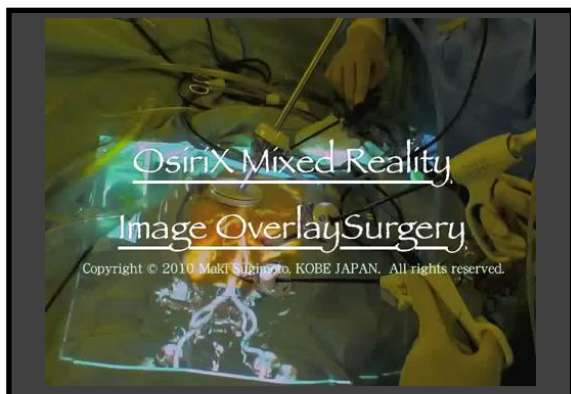


図2 Mixed Reality Image Overlay Surgery

2-3 静脈内注射における血管位置の把握

近赤外線を用いて皮膚表面に直接、血流パターン画像をリアルタイムで投影する画像システムである。これにより、発見しづらい静脈も視覚的に表示され、正確な静脈内注射が可能となる。これは、「VeinViewer Flex」として商品化されている(図3)。

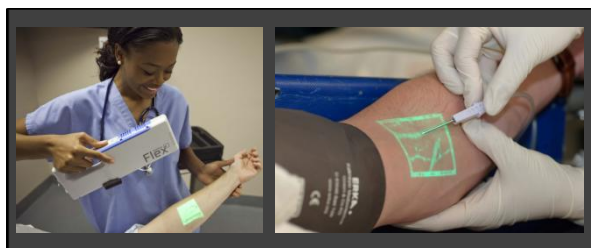


図3 VeinViewer Flex

3. CT-IVR とプロジェクションマッピング

前項で挙げた3つのプロジェクションマッピングの例はそれぞれで有効に利用されている。しかし、VAM や Mixed Reality Image Overlay Surgery では投影される画像が三次元情報を持っているが、投影される画像が事前に取得されたものであり、リアルタイム性に欠けるという問題がある。また、VeinViewer Flex ではリアルタイムに表示されているが、体表面のみの表示であり、体内の構造を理解するものではない。

ここで、CT-IVR を考えてみれば、もっとも重要な

要素はリアルタイム性である。CT 透視で三次元表示を行うことはできないが、目的の断層について人体内部を詳細に表示できる。CT-IVR におけるプロジェクションマッピングはリアルタイム CT スライスマッピング法であり、人体内部の断層をリアルタイム表示する技術といえる。

4. CT ガイド下 IVR に対するプロジェクションマッピング

我々は CT ガイド下 IVR に対するプロジェクションマッピングを行うために、以下のようなシステムの構築、評価、検討を行った。なお、我々の使用した CT 装置は東芝社製の Asteion 4 であり、3断面のリアルタイム CT 透視が可能である。

4-1 システム構築

図4は我々が開発したリアルタイム CT スライスマッピングシステムである。X 線 CT 装置のガントリ前方に三台の液晶プロジェクタを配置し、各液晶プロジェクタは、X 線 CT 装置のガントリの Z 軸に対し、+30度、0度、-30度の位置に配置し、任意に切替え可能とした。装置の形状と撮影断面位置から液晶プロジェクタの設置角度は寝台よりガントリ側へ 60 度に設定した。今回使用したプロジェクタは EPSON 社の EB-1960 を使用した。このプロジェクタの輝度は 5000 ルーメン、コントラスト比は 3000:1 である。

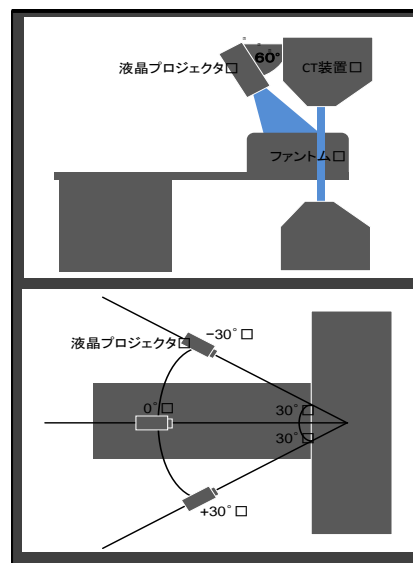


図4 リアルタイム CT スライスマッピングシステム

4-2 投影角度と画像の歪み

液晶プロジェクタから被写体にCT画像を斜めに投影した場合、投影画像の歪め、投影輝度の変化が推測される。今回、投影角度を60度とすることで、なるべくCT画像が歪まないようにした。また、最終的な歪み補正のためにはプロジェクションマッピング用のソフトウェアであるVPT7を使用した(図5)。

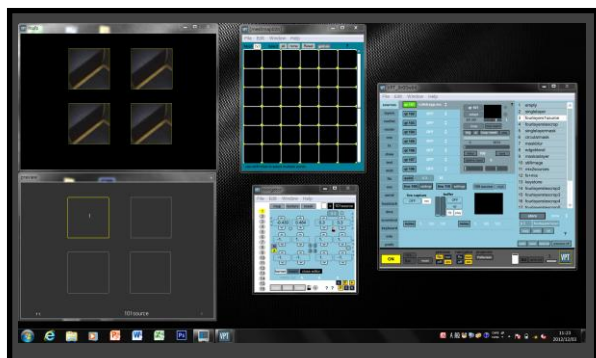


図5 VPT7の操作画面

4-3 キャリブレーションファントム

我々はプロジェクションマッピングで人体内部が歪みなく表示されるために専用のキャリブレーションファントムを作成した。図6がキャリブレーションファントムの外観である。横幅19cm、高さ16cm、厚さ5cmの発泡スチロールの表面に5cm間隔で縦3列、横4列で直径1mm、長さ5cmの亚克力棒を厚さ方向に平行となるように設置した。

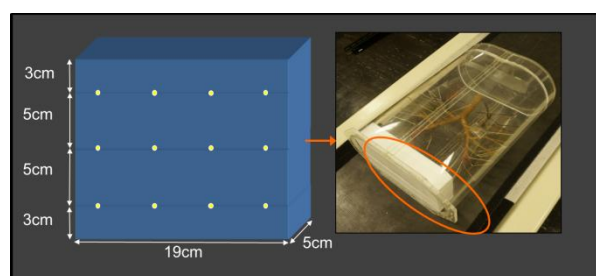


図6 キャリブレーションファントム

図7, 8にキャリブレーションファントムの使用方法を示す。ファントム内に埋め込まれた亚克力棒とプロジェクタから投影された画像が一致するようにプロジェクションマッピング用ソフトウェアVPT7を調整する。

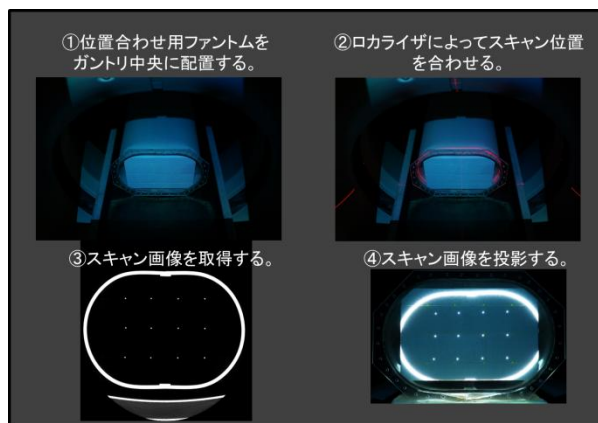


図7 キャリブレーションファントムの使用方法(1)

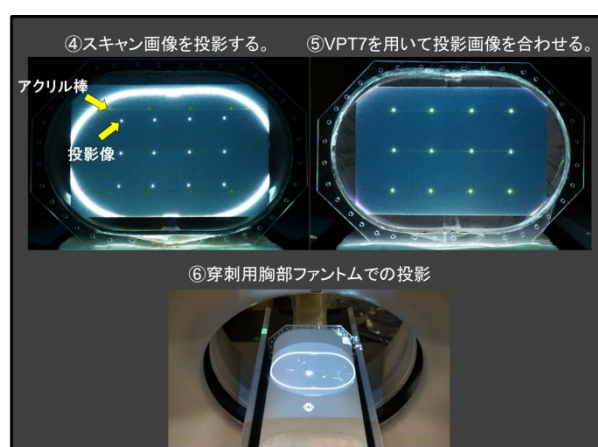


図8 キャリブレーションファントムの使用方法(2)

図9に位置合わせの結果を示す。右が亚克力棒と投影画像が一致しない場合、左が一致した場合である。

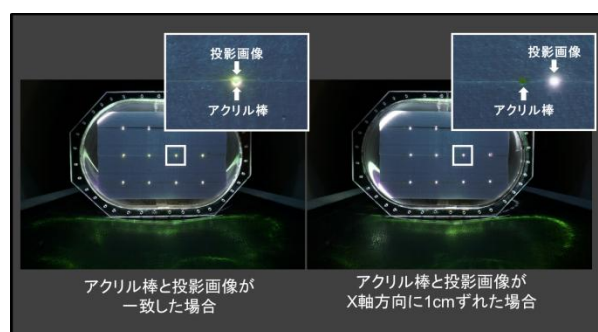


図9 キャリブレーションファントムによる位置合わせの結果

4-4 CT透視のDelay timeの測定

CT透視を行う場合、そのリアルタイム性が重要となる。我々はCTモニターの表示画像とスキャン状況をビデオキャプチャ、アップコンバータにより

パーソナルコンピュータに表示させ CT 装置の Delay time を測定した(図 10)。



図 10 CT 透視の Delay time の測定

実験の結果, 我々の使用した東芝社製 Asteion 4 の CT 透視における Delay time は 0.26 秒であった。

5. CT ガイド下 IVR に対するプロジェクションマッピングの利用例

5-1 肺生検を模したファントム

我々はリアルタイム CT スライスマッピングシステムの有用性を検討するために肺生検を模した胸部血管ファントムを作成した(図 11)。胸部を模したアクリル製容器内にアルミニウム製の肺血管模型を設置した。穿刺用胸部ファントムを白い布で覆い体表面とした。なお, アクリル製容器内に設置したアルミニウム製の肺血管模型はヘリカルスキャンを開発した時のものと同じである。アルミニウム製の血管模型に病巣とみなして直径 5mm のアクリル球を張り付けた。実験では実際の臨床で使用されている C.R. BARD 社製のバードバイオプティニードルを用いて穿刺実験を行った。



図 11 穿刺用胸部ファントム

5-2 リアルタイムヘリカルスキャンによる病巣位置の確認

CT 透視を行う場合, 病巣がどこにあるかを知っておく必要がある。この場合, ヘリカルスキャン時に CT 画像を表示するリアルタイムヘリカル表示が有用である。術者はこの時点で穿刺する病巣の三次元的な位置を確認できる(図 12)。

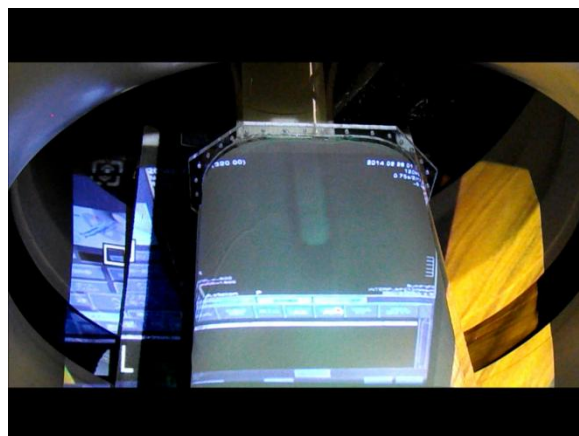


図 12 リアルタイムヘリカルスキャン

5-3 CT 透視による病巣の検索

病巣の位置が決定しても, 呼吸等で病巣が CT 装置の断層から体軸方向に移動する場合がある。この場合, CT 透視を行いながら手でスキャン位置を体軸方向に微小移動させる。術者は体表面に投影された人体内部の画像から病巣を検索する。その操作は超音波診断装置のプロブ移動のように簡便であり, スキャン位置の決定に非常に有効である(図 13)。

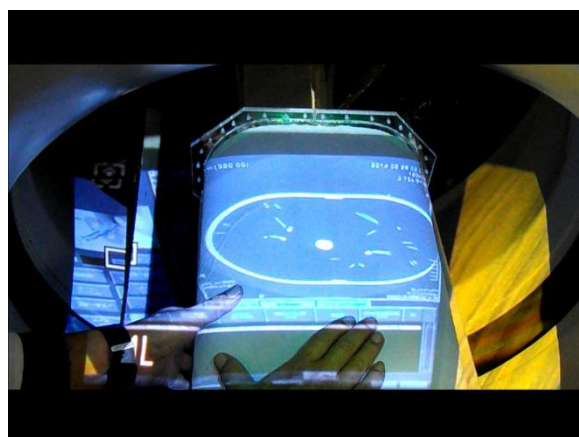


図 13 CT 透視による病巣の検索

5-4 CT 透視による穿刺術の実施

人体表面に投影された画像を見ながら穿刺を行う。穿刺針の操作は直感的であり、微小な刺入距離の差、刺入角度の差もリアルタイムに補正することが可能である(図 14)。

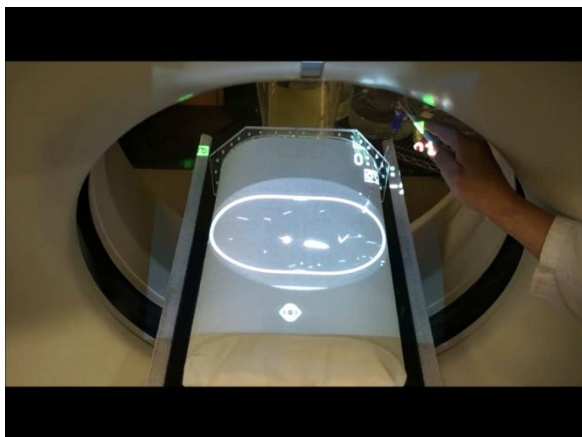


図 14 CT 透視による穿刺術

6. 種々の問題点について

我々の開発したリアルタイム CT スライスマッピングシステムはまったく新しい CT 画像の表示技術である。そのため、いろいろな課題も考えられる。今回、その中から注目した問題点とその評価結果を示す。

6-1 検査中の被写体の動き

穿刺中に被写体である患者が動いたらどうか。我々は肺血管模型をスキャン中に移動させプロジェクションマッピングされた投影画像の追従について検討した。実験の結果、CT 装置の Delay time により若干の時差はあるが、肺血管模型に正確に追従して投影されることが確認できた(図 15)。



図 12 検査中の被写体の動きへの追従

6-2 術者の上肢の影響

CT 下肺生検では術者は被写体である患者に上

肢を位置させることがよくある。このとき、プロジェクションマッピングでは術者の上肢が投影の妨げになることがある。この場合、我々のシステムでは患者の足側から投影していたものを、術者の位置とは逆の頭側からに変更する(図 16)。

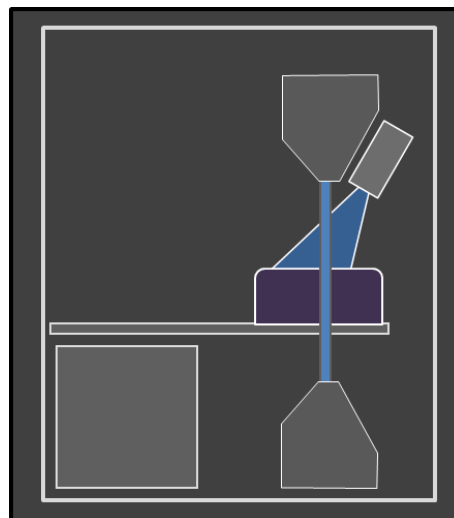


図 16 術者と反対側からの投影

これにより、術者の上肢が投影画像の妨げになることはなくなる(図 17)。

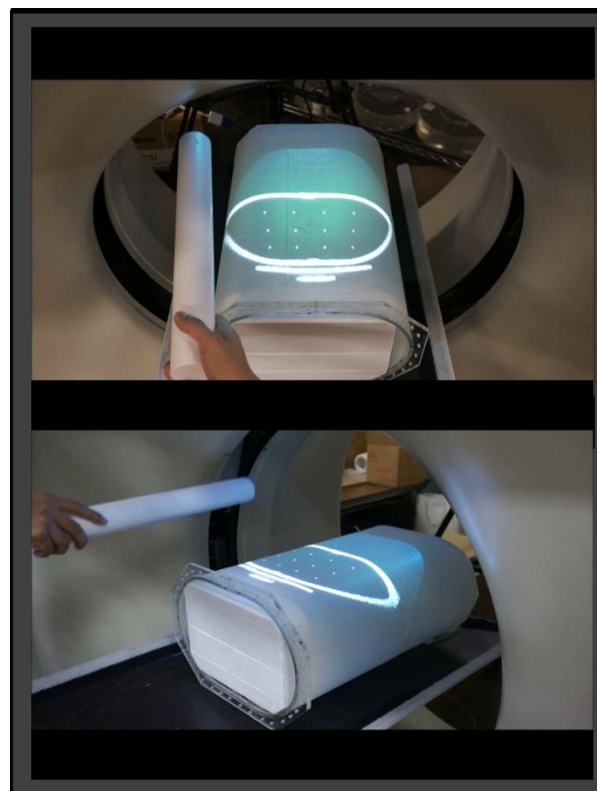


図 17 術者の邪魔にならない投影

表1 実験結果

病巣的中判定結果 (○=的中、×=はずれ)													
本手法							従来法						
	病巣位置							病巣位置					
術者	a	b	c	d	e	F	術者	a	b	c	d	E	F
A	○	○	○	○	○	○	A	○	○	×	○	○	○
	○	○	○	○	○	○		○	○	○	○	○	○
B	○	○	○	○	○	○	B	○	○	○	○	○	○
	○	○	○	○	○	○		○	○	○	○	○	○
C	○	○	○	○	○	○	C	○	○	○	○	○	○
	○	○	○	○	○	○		○	○	○	○	○	○
D	○	○	○	×	○	○	D	○	×	○	×	○	○
	○	○	○	○	○	○		○	×	○	×	○	○
E	○	○	○	×	○	○	E	○	○	○	○	○	×
	○	○	○	×	○	○		○	×	○	○	○	○
F	○	○	○	○	○	○	F	○	○	○	○	○	○
	○	○	○	○	○	○		○	○	○	○	○	○

7. 刺入精度について

我々は肺血管模型と利用して穿刺制度の実験を行った。表1にその結果を示す。病巣(図 18)に的中した回数は72回中本手法69回, 従来法65回であり, 病巣的中率は本手法が95.8%, 従来法が90.3%であった。 χ^2 検定においてp値は0.33であり有意差を認めなかった。穿刺精度は従来の方法と同様であった。

8. まとめ

従来のCT透視法では, 撮影画像がモニターに表示されていたために手術野外のモニターを観察し, 不自然な姿勢で施術する必要があった。今回我々の開発したリアルタイムCTスライスマッピングシステムを用いることにより, 術者は不自然な姿勢とならず, 手術野のみを観察することで術式を終えることが可能となる。これは, CT透視における患者および術者の被曝線量の軽減に有効である。また, 穿刺術の時間短縮は肺生検における予後の改善にも有効であると考えられる。液晶プロジェクタで任意の方向からプロジェクションマッピングが可能な専用システムの構築を計画している(図19)。

参考文献

1. Taxonomy of mixed reality visual displays. IEICE Trans Inform Syst, 1994; E77-D: 1321-9. Milgram P.
2. Augmented reality systems for medical applications. IEEE Eng Med Biol Mag, 1998; 17: 49-58. Tang SL.
3. Image overlay navigation by markerless surface registration in gastrointestinal, hepatobiliary and pancreatic surgery. J Hepatobiliary Pancreat Sci, 2010; 17: 629-636. Maki Sugimoto.

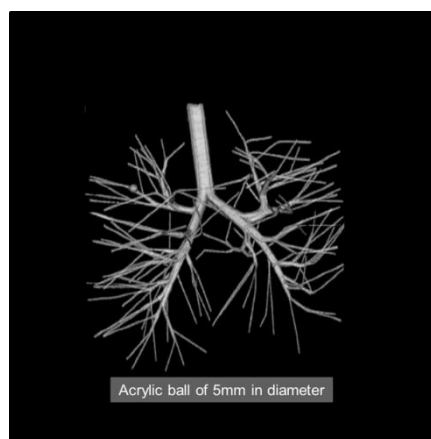


図18 血管模型に直径5mmのアクリル球体を置いた

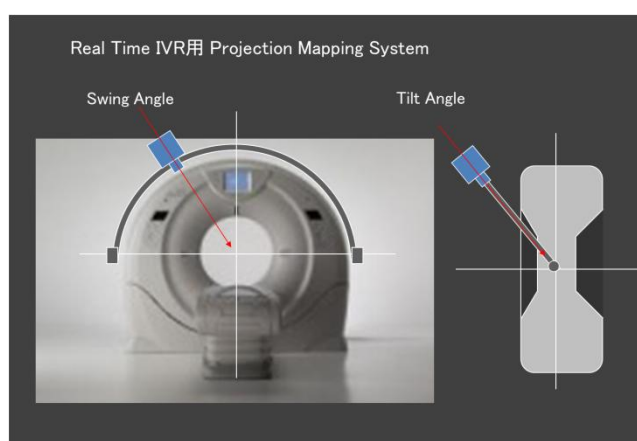


図19 リアルタイムCTスライスマッピングシステム

3DCT 画像を活用した肝切除における術前シミュレーションと術中支援画像

Preoperative simulation and intraoperative support image in hepatectomy utilizing 3DCT image

札幌医科大学附属病院

原田 耕平

1. はじめに

2003年に64列のMDCTが登場して10年以上が経過し、臨床現場に一通り普及した今日、各診療科において、様々な3D画像が作成されている。さらに、Work Stationやインジェクターの進化とPACSの普及が後押しし、様々な画像を電子配信することが可能となった¹⁾。3D画像作成においては未だ診療報酬による加点はつかないが、肝臓分野においては手術前シミュレーションを行うことにより、加点が認められている数少ない分野の一つである。ここでは肝悪性腫瘍における術前3DCTの最適な撮影法と術前画像作成法、さらに術中支援画像について若干の私見を加えて解説する。尚、ここで解説する上で使用したCTはLightSpeed VCT vision (GE Healthcare)とAquilion ONE (Toshiba)、インジェクターはDualshot GX (NEMOTO)、Work StationはZIO STATION2 (ZIOSOFT)とSynapse VINCENT (FUJIFILM)である。

2. 肝術前3DCT撮影法

2.1 撮影目的

肝術前3DCTの撮影目的として最も重要となるのは動脈・門脈・肝静脈の描出、次いで腫瘍、肝実質である。したがって、これらの抽出が最も良好となる撮影タイミングを用いる。

2.2 撮影方法

良好な肝術前3D画像を作成するためには、通常の肝スクリーニング検査とは大きく異なる撮影法を用いる必要がある。使用造影剤量と注入法であるが、通

常当施設では、肝胆脾3phaseプロトコルにおいて510mgI/kg、30秒注入法を用いている。これに対し肝術前3DCTでは600mgI/kg、30秒注入+生食40ml後押しへ変更する。次に撮影時相であるが、通常行っている撮影タイミングとは違い、動脈後期相は撮影せず動脈早期相、続いて門脈優位相を前後に分け、門脈相、肝静脈相として撮影する。最後に平衡相を撮影する。この撮影法を用いることにより動脈、門脈、肝静脈を良好に描出することが可能となる(Fig.1)。

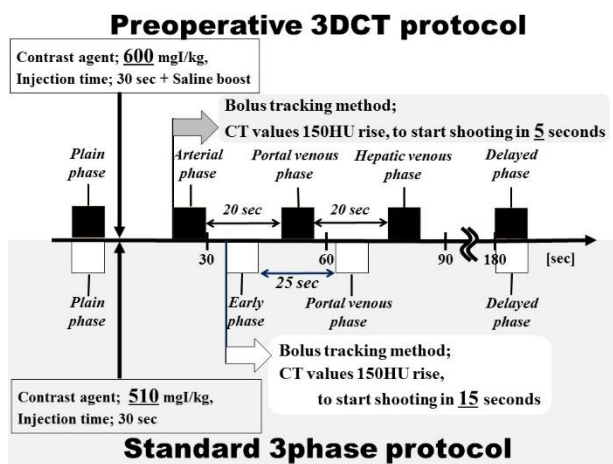


Fig.1 肝術前3DCTプロトコル(上段)と標準3phaseプロトコル(下段)

動脈後期相は腫瘍の vascularity を評価する上で重要な phase であるが、術前3DCTでは手術目的で撮影することが大前提であること、腫瘍の存在は門脈相や肝静脈相で充分認識できること、門脈相のタイミングが動脈後期相の10秒後程度なので、呼吸のインターバルから考えても不可能であることから撮影しない。呼吸停止方法は呼気停止にて撮影を行う。3D画

像作成は、多時相の画像を Fusion して作成するが、この時、最も懸念されるのが呼吸停止位置の違いによるミスレジストレーションである。吸気停止より呼気停止の方が良好な位置安定性を保つことに加え、臓器の変形も少なく自然体で撮影することができる。ただし、呼気停止の合図は 6～8 秒程度かかるため、ボーラストラッキング法を用いた場合、動脈早期相の撮影に工夫を要する。AEC 設定は Noise Index 8@5mm とし 1phase あたりの撮影時間は 5 秒程度としているが、撮影範囲や体格等により撮影時間が前後する場合は、インターバルを調整し、次の phase が遅れないよう工夫する。再構成は最小スライス厚を用い、再構成感覚は 20%オーバーラップにて行う。逐次近似応用再構成法は術前 3DCT においてはノイズの低減効果が作成精度に寄与するため、通常より高い強度にて使用する。

2. 3 DIC-CT

肝切除前に胆管の解剖学的分岐形態を把握することは重要であり、当施設では drip infusion cholangiographic-computed tomography (DIC-CT)を肝術前 3DCT 検査と別の日に行い、これも併せて Fusion する。DIC-CT を同一検査内で行うと、動脈と胆管はほぼ平行に走行しているため、3D 作成時、両者の分離に苦慮する。

3. 肝術前 3DCT 画像作成法

3. 1 非剛体補正

複数 phase の画像を Fusion するためには位置補正が欠かせない。これまでも 6 軸の位置補正(剛体補正)が可能であったが腹部は呼吸停止位置の違いによって臓器そのものが変形するため、どんなに軸を修正しても完全に補正することは不可能である。非剛体補正は一つの phase 画像を基準として他の phase 画像を変形し合わせこむ技術²⁾であるため、多少の呼吸ずれによる補正は修正される。

3. 2 3D 画像作成

肝臓の術前画像作成に必要なデータは肝動脈(動脈早期相)、門脈(門脈相)、肝静脈(肝静脈相)、肝実質(肝静脈相)、腫瘍(肝静脈相)、胆管(DIC-CT)である。動脈は腹腔動脈を抽出するが、上腸間膜動脈から肝動脈が分岐している場合はこれも併せて抽出する。両者の色を別々にすることで血管分岐形態がより見やすくなる。

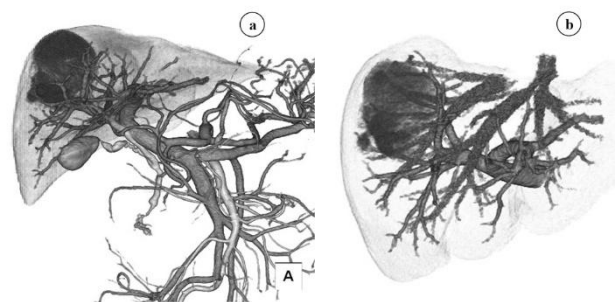


Fig.2 肝術前 3DFusion 画像

a: 動脈・門脈・胆管・腫瘍・肝実質の組み合わせ

b: 門脈・肝静脈・腫瘍・肝実質の組み合わせ

手術時に最も重要な脈管は門脈と肝静脈である。両者を可能な限り末梢まで描出することにより、シミュレーション時の解析データも精度が向上する。肝実質は Volumetry 時に必要となるほか、Fusion 画像では主に肝表面を見せるようにオパシティを下げ半透明画像として使用する。これら別々に作成した Volume 画像を、どのように組み合わせで提出するかが PACS に画像を転送する上で重要である。

まず動脈・門脈・胆管・腫瘍・肝実質の組み合わせを作成する(Fig.2a)。グリソン鞘領域の解剖学的位置の認識と走行以上の有無を把握するためである。次に門脈・肝静脈・腫瘍・肝実質の組み合わせを作成する(Fig.2b)。加えて門脈・腫瘍・肝実質と、肝静脈・腫瘍・肝実質の組み合わせも作成する。最後に肝 volumetry の画像を作成する。Volumetry は門脈・肝静脈・下大静脈の体積を減算する。腫瘍の体積も測定し、肝実質から減算した体積も測定する。

4. 肝術前シミュレーションと手術支援画像

4.1 肝術前シミュレーション

WorkStation に搭載された肝臓解析のアプリケーションを用いることにより、部分切除、亜区域切除から三区域切除まで、あらゆる切除術式に対するシミュレーションが可能である。

肝切除の方法は腫瘍の大きさ、個数、占拠部位等により決定するが、同時に肝機能、肝予備能を把握し、どの術式まで耐術可能かを予測することもシミュレーションを行う上で極めて重要となる。当施設では肝障害度が A もしくは B でインドシアニングリーン 15 分値(indocyanine green retention rate at 15 minutes; ICGR15)や Tc99m-GSA アシアロシンチグラフィおよび antithrombin III (ATIII)を考慮し³⁾、切除肝体積限界を定めている⁴⁾。

肝臓は門脈によって支配領域が構成されている。手術も切除領域の門脈枝を把握した上で区域的に切除していくため、腫瘍が存在する支配領域を抽出する。したがって、門脈枝が末梢まで詳細に描出されるほど、正確な支配領域を抽出することが可能となる。門脈による肝臓支配領域抽出は予定切除領域である門脈の根部を 3D 上もしくは 2D 上で指定することにより計算される。例えば腫瘍が S7 に限局している場合、肝 S7 亜区域または部分切除を予定してシ

ミュレーションを行うが(Fig.3a, 3b), 実際の手術では不測の事態も起こり得るため、後区域切除に移行した場合の残肝体積の割合を把握するなど、必ず第 2 プランも考慮する(Fig.3c, 3d)。さらに肝臓は肝静脈から排血するため、残肝の実質には門脈から肝静脈への還流が成立しなければ、その部位は術後に鬱血領域になりかねない。したがって、肝静脈の還流領域を把握しておくことも、シミュレーションを行う上で重要である。

4.2 プロジェクションマッピング

手術開始時における皮切ラインの決定や、鏡視下手術の場合はポートの位置決定は、潤滑に手術を行う上で極めて重要である。特に、巨大腫瘍が腹側に突出している場合や、傍臍静脈が発達している場合などは注意を要する。プロジェクションマッピング⁵⁾は実際に手術台上で患者の体表に 3D 画像を投影する手法で、肝臓の位置や血管の位置を把握できるため、安全に手術を始めるうえで重要なツールである(Fig.4a)。手術場では無影灯の横にプロジェクターを配置する(Fig.4b)。術中は開腹しているため、そのまま投影しても観察不能となるが(Fig.4c)、ガーゼを 1 枚広げることで、再びスクリーンとしての業をこなすことが可能となる(Fig.4d)。したがって、術中はあらかじめ

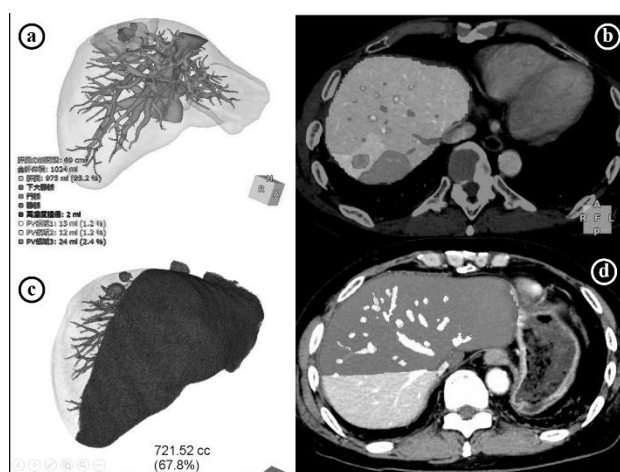


Fig.3 肝術前シミュレーション

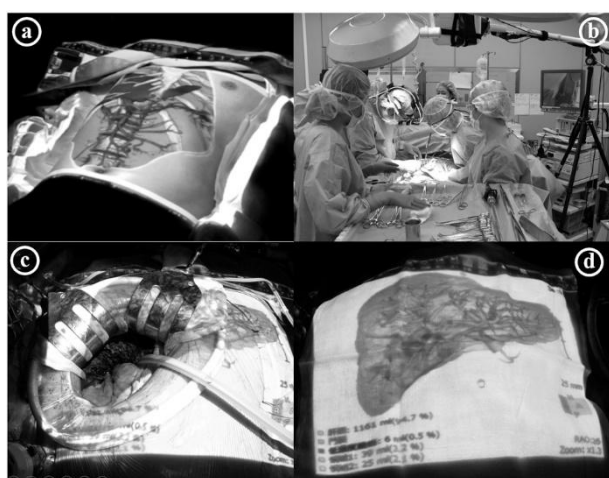


Fig.4 プロジェクションマッピング

作成したシミュレーション画像などを投影することにより、執刀医と助手が手術のストラテジーを確認する場としても使用することができる。

4.3 術中支援画像

プロジェクションマッピングはあくまでも、あらかじめ作成しておいた画像を投影するため、縦回転、横回転などの決められた角度の画像しか観察することが出来ない。術中支援画像は、Quick Time VR やオフライン VR の機能を利用してあらゆる角度情報の画像を作成し、手術時にタブレット端末を術野の傍らに設置、必要な角度の画像を術者が指で操作することでいわばナビゲーションの役割を果たすものである (Fig.5)。



Fig.5 タブレットを用いた術中ナビゲーション

5. おわりに

肝悪性腫瘍における術前 3DCT の撮影法と画像作成法、および術前シミュレーションと術中支援画像について簡単ではあるが私見を交え解説した。肝臓領域においても鏡視下手術の適応拡大、さらにロボット支援手術への応用⁵⁾に期待が高まるが、より安全に手術を行うためには術前の入念なシミュレーションは欠かせなく、正確にシミュレーションを行うためには、最適な撮影法と造影剤注入法の組み合わせ、および画像作成法の確立が必須となる。また、実際に施行するのは肝臓外科医であり、彼らとのコミュニケーショ

ンをなくして、この仕事は成り立たない。これらの技術と解剖学的知識を兼ね備えた放射線技師が今後増えることが一段階上の仕事を具現化し、更なるスキルアップへつながると考えている。

参考文献

- 1) Choplin, R.H., J.M. Boehme, 2nd, and C.D. Maynard, Picture archiving and communication systems: an overview. *Radiographics*, 1992. 12(1): p. 127-9.
- 2) 榊本潤, 佐藤嘉伸, 堀雅敏, 他: 非剛体レジストレーションを適用した多時相腹部 CT からの肝臓領域自動抽出法. *コンピュータ支援画像診断学会論文誌* 2003; 7: 1-10.
- 3) Mizuguchi, T., Kawamoto, M., Harada, K., et al. Serum Antithrombin III Level is Well Correlated with Multiple Indicators for Assessment of Liver Function and Diagnostic Accuracy for Predicting Postoperative Liver Failure in Hepatocellular Carcinoma Patients. *Hepatogastroenterology*, 2012. 59(114): 551-7.
- 4) 1) Harada K, Mizuguchi T, Meguro M, Ota S, et al. Prediction of postoperative liver failure and evaluation of modified criteria for liver resection with computed volume analysis. *Hepatogastroenterology* 2015 (in press).
- 5) Volonte F, Pugin F, Sugimoto M, et al.. Augmented reality and image overlay navigation with OsiriX in laparoscopic and robotic surgery: not only a matter of fashion. *Journal of hepato-biliary-pancreatic sciences*. 2011;18(4):506-9.
- 6) Lai, E.C., G.P. Yang, and C.N. Tang, Robot-assisted laparoscopic liver resection for hepatocellular carcinoma: short-term outcome. *Am J Surg*, 2013. 205(6): 697-702.

『汎用3Dプリンタの医療への活用』

名古屋市総合リハビリテーションセンター

後藤 啓介

1. はじめに

昨今、立体を造形する3Dプリンタ（rapid prototyping:RP）が話題になり、さまざまな分野で応用されている。医療の分野でもCTやMRIの画像を基に、術前シミュレーションモデルをはじめ、人工骨、インプラントなどの作成に利用され始めている。術前シミュレーションモデルは、術式によっては保険点数が算定されるようになった。

3Dプリンタは素材や造形方法もさまざま、FDM(fused deposition modeling:熱溶解積層法)の特許が切れたことから家電並みの低価格帯機が登場し、ユーザーは増えている。FDMは溶かしたPLA樹脂やABS樹脂をノズルから押し出し、塗り重ねて固化させるもので、素材も安価で大型家電量販店で見かけるほど入手しやすい3Dプリンタである。当センターでもFDMの3Dプリンタ(Maker Bot 社製「Replicator2」)を導入し、使用を始めた。本稿では、当センターにおける3Dプリンタを活用した例を報告する。

2. 活用例の提示

試作を含めた活用例を以下の通りである。

2.1 THA 術前シミュレーション用実物大立体モデルの作成

当センターでは、人工股関節置換術(THA)術前計画用にCT撮影を行う。変形性股関節症の形状を立体的に把握し、手

術支援することを目的にモデルを作成した。使用するFDMの3Dプリンタは出力する造形サイズに制限があり、使えるFOVにも制限がある。造形物表面の精密度は同じサーフェス設定(平滑化係数・平滑化回数など)の場合、ボクセルサイズに依存する。ボクセルサイズをより小さくすれば、それだけポリゴンの数は増え、造形物の表面をより滑らかに精密に表現できる。そのボクセルサイズはスライス間隔とFOV(ピクセルサイズ)に依存する。画像再構成の段階でスライス間隔とFOVを絞ることでボクセルサイズを小さくし、空間分解能を向上させ、造形の精密度を向上させることが望ましい。(図1・2)

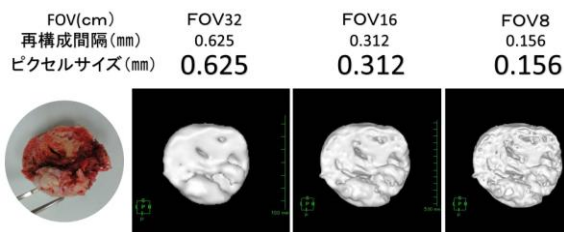


図1 骨頭切断面の STL 形式サーフェス表示の比較

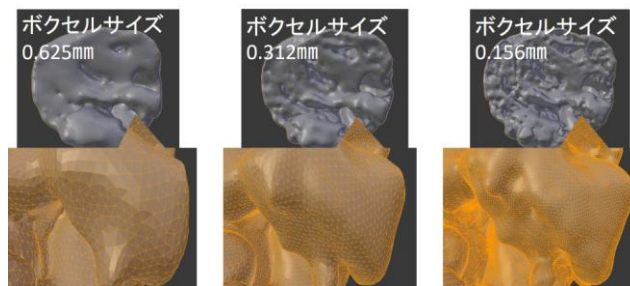


図2 ボクセルサイズとポリゴン数の比較

さらに3Dプリンタ設定を 最小0.1mm 積層ピッチで造形すれば、精度を上げることができる。

作成方法は、CT 画像から骨領域を選択抽出し、骨に密接する筋・腱などは MIP 像などで確認しながら除去する。また、骨盤臼蓋部と大腿骨頭部は MPR 像などを駆使して分離した。造形時間は数時間かかるが、造形自体は無人作業のため、翌日には完成している(図 2)。

術医からは、実物大を手で触れることで奥行きを含めた三次元構造を立体で把握でき、イメージをつかみやすいと好評を得た。またインフォームド・コンセントの際も、患者も実物大立体モデル見て、理解しやすいようであった。



図 2 THA 術前シミュレーションモデルの作成工程

2.2 リングスプリントの試作

作業療法士(以下、OT)が患者の患部に実際に合わせて作成し、リウマチなどの関節の保護や変形の予防、安静保持と痛みを軽減させる「リングスプリント」(以下、スプリント)があるが、関節の変形具合によっては作成に時間を要することや苦痛を伴うこともある。今試作は、体表外の空気層のボクセルデータを用いてスプリントのデザインを作成し、3D プリンタで造形した。作成方法は、使用時の肢位や良肢位で撮影した CT 画像(腱の描出用画像データなど)か

ら、手を領域抽出した後、別レイヤーに保存する。スプリントの厚さを考慮してボクセルサイズを拡大し、別保存した元データと差分するとスプリント元データができる。先にデザインや固定抑制箇所を OT と確認した上で、複数のレイヤーを重ねるなど任意の画像表示や任意の断面像からカットしてスプリントをデザインする(図 3)。

今試作の造形時間は20分であり、患者との調整次第で当日の引き渡しも可能である。

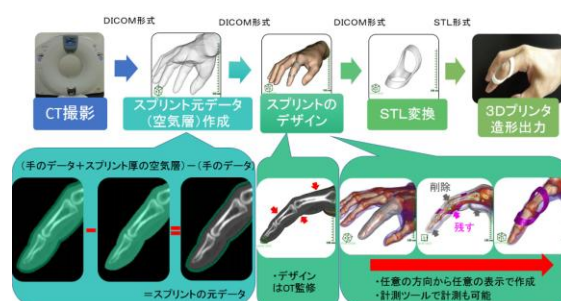


図 3 リングスプリントの作成工程

ワークステーションの利点は、患者が目の前にいなくても空気層を可視化した スプリントを患者の関節面、骨、腱、表面などの任意の画像や方向から確認・修正し、患部の形状に合わせて何度でも作成でき、スプリントの厚みも均一に任意のボクセルサイズで変更できることである。複雑な形状も一度で造形可能な 3D プリンタと合わせることで、手作りの労力の軽減、作業の分担による時間効率の向上、患者の拘束時間や時間費用の軽減、材料費の軽減などが可能である。(デザインや大きさにはOTの意見が重要であり、素材による装着時に違和感 がある場合は加工が必要である。)

2.3 撮影補助具の作成

CAD(computer aided design)を使用することになるが、施設に必要な撮影補助具が 3D プリンタを使用してオーダーメイド作成が可能になった。PLA 樹脂は素材としては構造を工夫次第でストリークアーチファクトを抑えられ、CT 画像上に大きなアーチファクトを発生させない。当センターでは CT 寝台用フラット台の作成やヘッドレスト装着型の CT 手置台の作成した(図 4)。



図 4 3D プリンタ製 CT 手置台

2.4 福祉用自助具への利用

医療とは異なるが、脳性まひの男性からパソコンの操作スイッチ(オーダーメイド品)の複製依頼の相談を受けた。握り手部分を CT にてスキャニング後ワークステーションで細部加工し設計、スイッチ枠部分は CAD にて既成品に合わせて設計、双方を合成して作成した。(図 5)

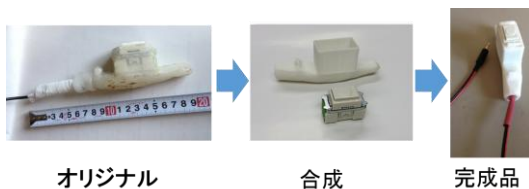


図 5 福祉用具の作成

3. おわりに

低価格化と素材の多様化が進んだ 3D プリンタが登場しているが、実際に 3D プリンタを運用するには撮影方法、画像再構成

法、造形用 3D データ作成法、STL 形式への変換、3D プリンタの造形設定の構築が必要である。中でも造形物に対してのプリンタ出力設定は汎用機といっても難しく、導入初期の失敗はつきものである。

しかし画像診断部門には CT や MRI といった優秀な 3D スキャナが存在し、3D プリンタがあれば「データの取得」、「修正加工」、「造形設定・出力」や「造形評価」といった流れを一貫して行える環境が整っているのではないと思う。また PC に詳しい人、3D 画像処理に長けた人やモノづくりを得意とする器用な人も多く、人材面でも 3D プリンタの利用に向いているはずである。

今後、診療放射線技師が術前シミュレーションモデルといった医療分野だけでなく、試作のスプリントのような装具や自助具といった福祉用具の分野にも、医用画像を患者ために有効に活用することを期待している。

『医用画像の活用における情報管理のポイント』

Point of the information management in the inflection of medical imaging

広島大学病院 (医療情報部会委員)

相田 雅道

1. はじめに

ワークショップではCT画像データを活用した3Dプリンタを用いた模型作成, プロジェクトマッピングによる術中支援といった新しい技術の話題が取り上げられている. いずれも, 電子化された画像データが利活用可能となった事で実現されたすばらしい技術である. 一方, 電子情報を取り扱う際には, 保存やセキュリティといった情報管理の知識も必要不可欠となる. 今回は, これら新しい技術を利用するに際して, 情報管理について気を付けておきたいポイントについて, 当院の事例を交えながら解説する.

2. 当院における作成フロー

当院では手術支援を主な目的として3D模型の作成およびナビゲーションシステムを運用している. 3D模型と作成システムについてFig.1, 2に示す.



Fig.1 下顎骨手術に際し作成された模型



Fig.2 模型製作ワークステーションと3Dプリンタ

また, 3D模型の作成およびナビゲーションシステムのCTの撮影から利用, 廃棄までのフローの概略をFig.2, 3に示した.

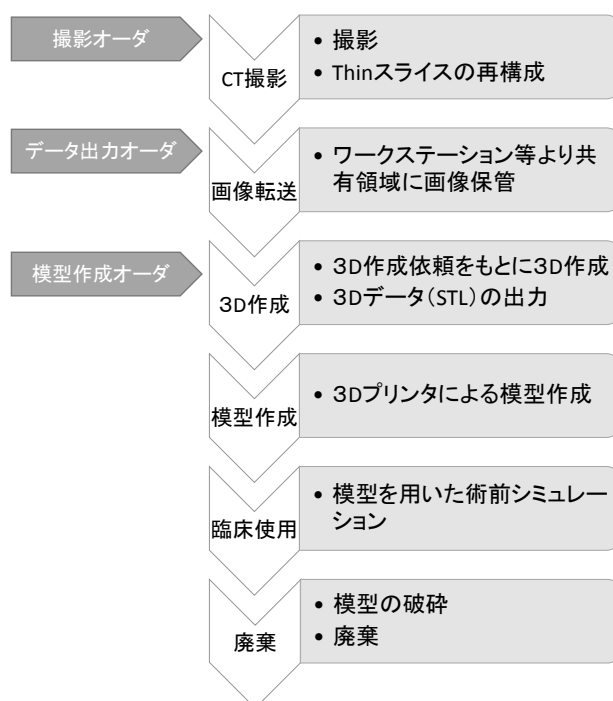


Fig3. 3D 模型作成フロー

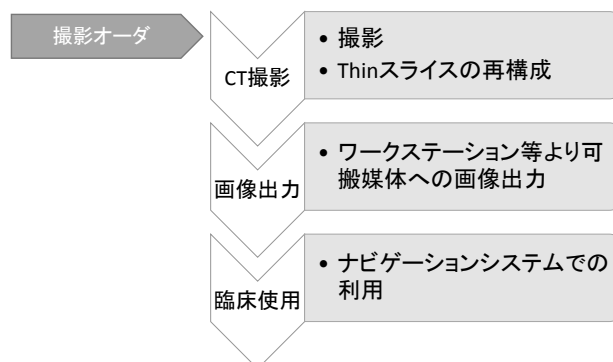


Fig3. ナビゲーションシステムのフロー

3D 模型作成とナビゲーションシステム作成フローを比較すると、上位システムからのオーダーと画像データの連携方法について違いはあるが、撮影された CT データより Thin スライスを再構成してワークステーションなどへ取り込み利用する流れとなっている。次章では、本フローを基に情報管理に関わるガイドライン等を参考にして電子情報管理のポイントについて述べる。

3. 法律・ガイドラインの視点から

診療情報の電子的管理の普及にともない、適正な保存を目的として 1999 年に厚生省より「診療録の電子媒体への保存について」が通知された。ご存知のとおり、本通知は保存義務のある診療情報の電子的取扱いのについての指針となった「電子保存の 3 基準(原則)」が謳われている。その後、「医療情報システムの安全管理に関するガイドライン」を代表として多くのガイドラインが整備されてきたが、いずれも、3 基準に準拠した形で策定されている。また、2011 年には JSRT により「画像情報の確定に関するガイドライン」が策定されており、画像情報の電子管理に際しては、参考としていただければ幸いである。以下に「医療情報システムの安全管理に関するガイドライン」より電子保存の 3 基準を抜粋した。

【電子保存の 3 基準】

①真正性の確保

- ・故意または過失による虚偽入力、書き換え、消去及び混同を防止すること
- ・作成の責任の所在を明確にすること

②見読性の確保

- ・情報の内容を必要に応じて肉眼で見読可能な状態に容易にできること
- ・情報の内容を必要に応じて直ちに書面に表示できること

③保存性の確保

- ・法令に定める保存期間内、復元可能な状態で保存すること

これまで述べた 3 基準はあくまでも、電子保管された保存義務のある診療情報を前提としたものである。前述のフローで発生する個々の関連情報が保存義務のある診療情報に該当となるかは明文化されておらず、施設の考え方に左右される部分も大きい。しか

し、情報の発生から臨床利用、廃棄までの一連の過程をエビデンスとして残していく上では 3 基準は重要な考え方となる。

以下に、前章で示した 3D 模型作成とナビゲーションシステムのフローについて関係法令やガイドラインの視点より、情報管理のポイントを整理する。

3-1 真正性について

今回のフローでは真正性の保証が一般化してきた PACS 以降に画像の利活用を目的としたワークステーション等のシステムが登場する。ワークステーションの取扱いやシステム連携などで留意すべき項目を以下に挙げる。なお、前述のとおり、機器自体での対応が困難なシステムが製品化されているため、運用面での対応も必要となる。

- ・消去や誤ったデータ処理・操作等への対策
- ・必要に応じて電子カルテからのオーダー連携を行い作成責任の所在を明確化する。
- ・利用者の承認機能を利用する。
- ・日時の保証のため時刻同期やデータ自体の作成時間を保全する。

3-2 見読性・保存性について

本ワークショップで取り上げられたデータについて、保存対象と明記した、法律やガイドライン、診療報酬算定に関わる施設用件等は整備されていない現状である。臨床的ニーズも考慮して保管対象や期間を決定する必要がある。また、当然の事であるがシステム自体寿命がある事を前提とした上での設計が重要であり、以下に留意したい項目を挙げた。

- ・元データとなる Thin スライスデータの保管の検討
- ・ワークステーション内のデータについて、バックアップなどでの保全方法の検討
- ・データ形式の標準規格への準拠
- ・システム更新時の再現性やデータ移行の検討

3-3 個人情報管理

当院の事例では一部院内ネットワークと接続されていないシステムがあるため、画像データの送付を CD などの可搬媒体を用いて行っている。また、近年では、模型製作を外部発注できるサービスも提供されるようになり画像送受に関わる工程での情報漏えい対策は必須となる。同様に作成した模型自体につ

いても個人情報となる場合が考えられ廃棄方法のルール作りも必要である。

4. おわりに

新しい技術が開発され医療に応用される一方でずさんな情報管理で患者、医療スタッフへ不利益が出る事は本末転倒である。また、新しい技術を普及させるためのエビデンス作りにも情報は重要な役目を担う。安心・安全なデータの有効活用と技術の普及のために、本ワークショップをとおして情報管理の基盤が整理され医療の向上に貢献できれば幸いである。

【参考文献】

日本放射線技術学会叢書 放射線部門における情報システムの構築 日本放射線技術学会
放射線技術学シリーズ 放射線システム情報学
—医用画像情報の基礎と応用— オーム社
画像情報の確定に関するガイドライン 2.1 版
日本放射線技術学会
医療情報システムの安全管理に関するガイド
ライン 厚生労働省

『「X 線 CT 撮影における標準化～GALACTIC～」の改訂』

千葉市立海浜病院

高木 卓

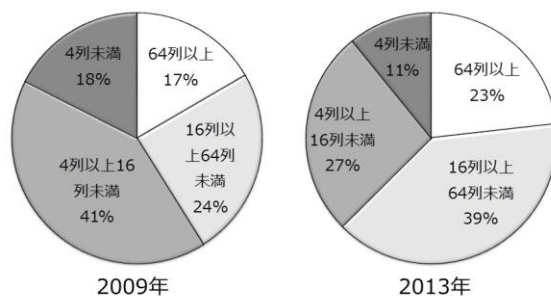
1. はじめに

今日の診療において画像診断の役割は重要であり、なかでも CT 検査がその中心的な役割を担っていると言っても過言ではない。マルチスライス CT の登場以降、装置性能の向上は目覚ましく、データ収集（撮影範囲・撮影時相・造影方法）、画像処理、画像保存、被ばく管理を含めた検査プロトコルは各施設独自の考えで構築が行われ、標準的な X 線 CT 撮影技術は確立されていなかった。2008 年撮影分科会（現在の撮影部会）が中心となり、学術調査研究班「X 線 CT 撮影における標準化班」が組織され、2 年間の検討を経て 61 の部位・疾患別に詳細な CT 撮影方法を記載した日本放射線技術学会の叢書「X 線 CT 撮影における標準化～ガイドライン GuLACTIC～」¹⁾ が 2010 年に発刊された。これにより CT 検査の標準化に向けた貴重な第一歩を踏み出すことが出来た。そして今般、ガイドラインの発刊から 4 年が経過したことから、CT 装置の性能向上および検査技術の進歩に対応するため、平成 26 年度学術調査研究班「X 線 CT 撮影における標準化(改訂班)」が組織され、ガイドラインの改訂作業を行った。本ワークショップでは、ガイドライン改訂の内容、特に最適化に関する取り組みを中心に解説を行う。なお、ガイドラインの標章は、初版の“構築” **Guide Line for All CT Imaging: Construction**(GuLACTIC)から、“CT 撮影技術の基本的な考え方のガイドライン”であることを踏まえ、**Guideline for All About CT exams: Imaging Concept**(GALACTIC)に変更を行った。

2. CT 撮影における標準化(初版)の意義と問題点

初版の研究班が発足した当時(2009 年)のマルチスライス CT の内訳^{2, 3)} (図 1)は、64 列以上の装置の導入も進んでいたが、16 列未満(主に 4 列)の装置が約 6 割を占めており、装置性能に大きな差があった。しかし、標準化を進めるためには、多く施設・装置で実施可能な撮影プロトコル(撮影範囲・撮影時相・造影方法・画像処理)の構築が必

要であり、初版では「CT 検査の質の向上」に重点を置いたプロトコルの作成が行われた。改めて、CT 撮影の標準化(初版)の意義を考えると、「新たな試みとして学会が撮影ガイドライン(標準化)を作成した」、「臨床における利便性を重視したプロトコルの作成を行った」、「学会会員が研究班を組織し意見の統一を行った」、などが挙げれる。また問題点としては、「臨床における利便性を考慮したプロトコルのためエビデンスが十分でない部分が多い」、「被ばく線量の最適化に向けた取り組みが不十分である」、などが挙げられる。



月刊新医療 マルチスライスCT機種別台数表より引用

図1 マルチスライス CT 稼働状況

2009 年では 16 列未満の装置が約 6 割、2013 年では 16 列以上の装置が 6 割を占める

3. 研究班(改訂班)の構成

研究班は、学術調査研究班の班員 8 名に加え執筆協力者 17 名で構成された。また、専門部会にも協力を依頼し、撮影部会委員 2 名、放射線防護委員会委員 2 名にもご協力を頂いた。更に、放射線専門医 5 名にも参加を頂き、ガイドライン全体の構成および検査プロトコルへのご意見を頂いた。

4. 検査・画質・線量の最適化に向けて

4-1 診断及び治療に関するガイドラインとの整合性の確保

今回の改訂では、プロトコルの正当化と画質及び線量の最適化を進めるため、日本医学放射線学会・日本放射線科専門医会から出版された「画像診断ガイドライン 2013 年度版⁴⁾」や様々な疾患の診断および治療に関するガイドラインを参考図書として、CT 検査の有用性、撮影方法に関する記載内容を精査し、作成するプロトコルの部位・疾患の見直しを行った。その結果、診断及び治療に関するガイドラインに記載のある「推奨プロトコル」として 43 部位、記載はない(もしくは少ない)が研究班として今後標準化が必要と判断した「参考プロトコル」として 9 部位を掲載した。

4-2 画質の設定(CT-AEC の利用と設定の記載)

CT-AEC は画質の安定化と被ばく線量の最適化に有効なツールといえる⁵⁾。初版では、体幹部を中心に「CT-AEC の使用」を Recommendation に記載したが、具体的な設定について記載することが出来なかった。しかし、CT-AEC の使用だけでは診断能の確保と患者線量の管理を行うことは難しいため、今回の改訂では可能な限り多くの撮影プロトコルに CT-AEC の設定について記載を行った。CT-AEC の設定方法を記載するためには、メーカーおよび装置毎に異なる CT-AEC の設定及び特性に対応する必要がある。研究班において記載方法について検討を行った結果、各装置に入力する固有の設置値ではなく、CT-AEC を使用して得られる画像の SD 値を基準として、以下の書式で記載を行うこととした。

「CT-AEC は標準関数の○mm スライス厚で画像 SD が○○程度となるように設定する」

また、画像 SD を指標として用いるため、画像再構成法は従来からの filtered-back-projection (FBP)法を基本とし、非線形画像再構成法である逐次近似(応用)型画像再構成法への適応は見送ることとした。

4-3 診断参考レベルの記載

診断参考レベルは、放射線診断における防護の最適化を推進するためのツールとして ICRP より使用が推奨されている⁶⁾。今回の改訂では 2015 年 6 月に設定された本邦の診断参考レベル⁷⁾をプロトコルシートに記載を行った。また、研究班では診断参考レベルは被ばく線量管理のツールとしてだけでなく、前述した CT-AEC の設定に際し、各施設

で画質と被ばく線量の検討を行う重要な補助ツールとして利用することを想定している。

4-4 被ばく線量管理関連の Appendix の追加

初版では、総論の中で CT 検査に関係する 4 項目に関して詳しい解説が記述した。第 2 版ではそのうち 3 項目の改訂と、最新の CT 検査技術や検査法に関する 4 項目、被ばく線量管理に関する 3 項目を追加して Appendix にまとめて記述した(表 1)。

表1 Appendix 一覧

•造影技術	[改訂]
•CT用自動露出機構 (CT-AEC)	[改訂]
•逐次近似再構成法	[追加]
•小児被写体	[改訂]
•四肢骨・関節CTの解説と画像作成法	[追加]
•冠動脈CT画像表示方法	[追加]
•CTコログラフィ	[追加]
•小児中耳副鼻腔	[追加]
•被ばく線量管理	[追加]
•診断参考レベルとは	[追加]
•CT検査と線量情報の収集	[追加]

「被ばく線量管理」では、CT 検査で使用される線量評価値の解説と臨床利用における注意点、診断参考レベル、患者線量管理に関して記載を行った。「診断参考レベルとは」、「CT 検査と線量情報の収集」は、放射線防護委員会に寄稿して頂いた。「診断参考レベルとは」では、診断参考レベルの基本事項・設定・運用・注意事項について詳しく記載をして頂いた。「CT 検査と線量情報の収集」では、医療被ばく管理の必要性、電子的な被ばく情報の収集方法、被ばく線量管理で必要となる標準コードについて詳しく記載をして頂いた。

5. 改訂第 2 版の意義と問題点

CT 装置性能と検査技術の向上に対応するため、標準化プロトコルの改訂を行った意義は大きいと言える。また、CT 検査プロトコルの精度向上と被ばく線量の最適化に向け、CT-AEC の設定や診断参考レベルの記載、被ばく線量管理に関しても詳細な記載を行った。

しかし、改訂を行った現段階においても、画質や被ばく線量に関してはエビデンスが十分ではない部分

も多く、課題が残されているのも事実である。今後も学会において継続的に議論が行われることを期待したい。また、定期的な改訂も必須となるであろう。

6. CT 撮影における標準化と最適化の未来

CT 撮影における標準化[GALACTIC]は今回の改訂により、標準化と最適化に向けて大きく前進することが出来た。これは、班員および執筆協力者、協力医師、撮影部会、防護委員会のご協力によるものであり、そのご尽力に深く感謝を申し上げたい。そして今回の改訂により、GALACTIC の標準化と最適化に向けた未来が明確となった。それは、GALACTIC が真の標準化プロトコルとして社会的に承認されることで、プロトコル毎に電子的な標準化コードを付加し、より多くの部位・疾患に対して最適化に向けてた線量情報の収集・診断参考レベルの設定が実現可能となると考える。

7. 最後に

改訂された GALACTIC が示す標準化は、総合的なCT検査の質の担保と被ばく線量の最適化である。検討すべき点は多く残されているが、今後も継続的な改訂作業を繰り返し精度の向上を目指していく予定である。

参考文献

- 1) 日本放射線技術学会：X 線 CT 撮影における標準化～ガイドライン GuLACTIC ～. 放射線医療技術学叢書（27）,2010
- 2) マルチスライス CT 機種別台数表.月刊新医療. 2009（12）
- 3) マルチスライス CT 機種別台数表.月刊新医療. 2013（12）
- 4) 日本医学放射線学会，日本放射線科専門医会・医会編：画像診断ガイドライン 2013 年版，2013. 金原出版.東京
- 5) ICRP,2000d.Managing patient dose in computed tomography, ICRP Publication87.Ann.ICRP30(4)
- 6) ICRP,1996a.Radiological protection in medicine. ICRP publication 73. Ann.ICRP 26(2)
- 7) <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf>

『DRL 構築のため線量管理「装置から提供される情報」』

（一社）日本画像医療システム工業会 放射線・線量委員会 副委員長

山崎 敬之

1. はじめに

医療用放射線機器の画像提供から得られる便益と放射線による人体への影響のリスクを考える上で、リスクとなる放射線の線量を最小限にとどめることで画像情報から得られる便益を最大限にする事が出来る。便益を最大限に引き出す為には、放射線による検査の正当化および最適化の推進が必要になる。この最適化の有力なツールとして診断参考レベル（Diagnostic Reference Level：DRL）がある。

2. 放射線線量の最適化と線量管理の位置づけおよび動機付け

放射線診断機器の製造業者は、この正当化および最適化の推進のために、線量低減機能や使用者の最適化操作をサポートする機能の開発に加え、使用者が推進する最適化活動に積極的に協力していく事が必要である。使用者が推進する正当化および最適化の活動として、医療機関における品質保証(QA)の推進、線量指標の標準化、個人に対する放射線の積算線量の影響評価および有効性評価の一つである臨床評価などがある。中でも個人の積算線量データを基に影響評価をする活動は、個人に対する放射線検査のリスクと便益の正当化を行ううえでも重要な評価要素となる。さらに、これらの活動の推進をサポートする活動として、検査で使用した放射線の線量を管理する活動（線量管理）が挙げられる。言い換えると、線量管理の目的は、線量データをこれらの活動に利用するために管理することである。

線量管理は正当化および最適化活動に有効に利用できる一方で管理する為の設備や人材に対する

費用や管理データを有効に使う為のデータ管理システムの標準化も必要となり、これらの費用や労力を費やす為の動機付けが必要となる。動機付けには、安全上の観点から義務付ける法制化と利益の観点からその対価に対し支払う診療報酬が挙げられる。

3. 海外における医療放射線管理の動向

各国の法規制につながる国際的な動きとして、放射線検査が増加し、全ての検査が本当に必要であったかの疑問が国連科学委員会（UNSCEAR）から報告されたのを契機に国際原子力機関（IAEA）が立ち上げた「Smart Card/SmartRadTrack」プロジェクトの成果として患者の放射線被ばく管理（Patient Radiation Exposure Tracking：PRET）に対する宣言を関連国際団体および米国および欧州の主要団体が共同で採択し、参加各国に線量管理推進を促している。PRET に対する共同宣言の概要は、下記6項目である。

- 様々な放射線検査に対する管理の有効性（個人線量管理、正当化・最適化のサポート、診断参考レベル（DRL）の確立、監査、臨床評価など）
- 優先的に放射線被ばく管理に対応するモダリティ（X線 CT 装置、IVR 装置および核医学装置）
- 各国の関連法規と整合した放射線被ばく管理に関する要求事項の検討
- PACS や HIS/RIS などの IT 技術の進歩と各画像に関連する標準単位系で同じフォーマットの線量データおよび電子医療情報（EHR）の利用の増加推進

- 様々なレベル（病院グループ、国家、国際）に向けた放射線被ばく管理のテンプレート作成
- 放射線被ばく管理採用における課題の取り込み

米国では、IAEA のプロジェクトや UNSCEAR からの報告に加え、2007 年に発生した CT パフュージョン撮影時の過剰照射を契機に米国食品医薬品局(FDA)の要請で、関連ステークホルダーによる対応を検討する会議が招集された。その対応策の一つとして線量管理も挙げられた。ステークホルダー会議において、法規制は放射線管理プログラム部長会議(CRCPD)、関連医療機器や医療情報システムの標準化は工業会である米国の医用画像工学関連機器事業部会(MITA)が主導で推進することが確認された。また、標準化されたシステムの検証は、使用者側として米国放射線学会(ACR)がパイロットランを実施し妥当性の確認を行っている。

4. 製造業者の役割と標準化－RDSR (Radiation Dose Structured Report) の推進

製造業者が放射線線量の最適化に貢献できる分野は、大きく分けて線量低減技術開発、最適化のための操作サポート機能開発、使用者の主導する最適化活動のサポートの3つに分類される。線量低減技術には、不要なX線を物理的に低減する機能などがあり、最適化のための操作サポート機能は、操作者が各患者個人に対するX線検査時に行う照射する放射線線量の最適化操作の簡便性を向上させるための機能で、スキャン条件の事前設定/プロトコル、線量指標の表示などがある。これらの機能の殆どは、放射線安全関連の IEC 規格として標準化されている。使用者の主導する最適化活動として、医療機関における品質保証活動(QA)、線量指標の標準化や推奨、個人への影響評価、臨床評価、線量管理、トレーニングなどがあるが、製造業者も使用者の活動をサポートすることで、

間接的にだが最適化に貢献をする必要がある。

これらのサポートの代表的活動が、放射線機器や接続される IT システムの関連機能、機能の評価方法および管理する要素の標準化であり、

- アクセスコントロール（適切な使用者の限定）機能
- 線量指標や画像および関連スキャン設定の記録機能
- 品質管理(QC)で採用する試験項目や試験方法（受入試験・不変性試験、IVR・乳房用X線装置の User QC 規格など）
- 線量指標の定義（表1参照）
- DICOM ヘッダタグや線量構造化レポート(RDSR)に割り付ける線量や画質関連の情報の内容
- これらの線量情報の表示/記録や転送および匿名化を可能にするための機能

などが IEC, NEMA, DICOM, Integrating the Healthcare Enterprise(IHE) Radiation Exposure Monitoring (REM)プロファイルで標準規格化されている。米国では、これらの標準化された機器及びシステムを採用して、ACR が参加施設を募ってデータを蓄積している Dose Index Registry (DIR)が稼働している。ACR DIR は 2011 年 5 月から稼働し、2.5 年間で約 500 施設が積極的にデータを提供し、約 600 万件の検査情報が収集されている。

日本においても医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) に DRL ワーキンググループが発足し、CT だけでなく IVR、透視、撮影など放射線画像診断全般に亘るオールジャパンの DRL 制定を推進した結果、2015 年 6 月に DRL が公表された。DRL は、調査対象の偏りの影響を除き、標準的な体型に対し制定する必要があるため、今後の DRL の維持・見直しにも広範囲な検査時の線量データ収集の必要がある。広範囲に容易な線量データ収集が可能な電子的なデータ収集への要望が高まるものと予想される。医療関係団体や病院施設

による DIR の試験運用が始まっており、DRL 構築に向けた体系的な National Radiology Data Registry (NRDR) のデータ収集のためには、ACR DIR のような電子的なデータ収集が望まれる。

5. 現在の課題と今後の方向性

パイロットランによるフィードバックからモダリティ間で線量指標や検査表記などが異なっている事で収集したデータの標準化が限定的でデータ解析が思うように行えなかったり、患者被ばく線量に変換する作業など手作業が必要となったり、収集データに偏りが見られたりというような様々な課題も出てきた。これらを改善するために、線量指標の決定 (CT の新たな線量指数として Size Specific Dose Estimation(SSDE), IVR, 一般透視・撮影装置における基準空気カーマ, CR/DR 装置における Exposure Index など), 個人線量の記録機能 (生涯にわたる線量レポートの収集), 線量マッピング機能 (モダリティ機器からマッピングワークステーションへのデータの記録), 患者影響評価

(例として妊娠患者の特定) のための情報提供機能などの標準化が検討されている。これらの検討が進めば、全体の最適化の活動に対しさらなる貢献をしていく事になる。

また、CT に続き、IVR, 一般透視・撮影装置の RDSR を推進するために、各国工業会／学会、国際規格の場で標準化が進められている。モダリティごとの線量指標と RDSR の標準化の状況を表 1 に示す。

適切な基準が迅速に医療行為にフィードバックされるために、これらの課題を克服し、線量情報をモダリティ、手技、年齢性別などの幅広い条件に沿いバランスよく収集し、現在パイロットランで実施されている活動をさらに拡大していく方向となる。よって、医療機関および患者に有効な線量情報を提供するために、各国それぞれの人種、環境、法規制や医療システムの違いなどを考慮した線量管理システムを構築する活動を各々のステークホルダーが連携し国家レベル、国際レベルで推し進めていく必要がある。

表 1. モダリティごとの線量指標と RDSR

モダリティ	個別規格 (RDSR の出力)	線量指標	RDSR の内容	
			DICOM 規格	IEC 規格
CT	IEC60601-2-44	CTDI	DICOM Dose SR Sup 94	IEC60601-2-44
IVR, 一般透視 ・ 撮影装置	IEC60601-2-43 IEC60601-2-54 (計画中)	基準空気カーマ	DICOM Dose SR Sup 94, CP-1223	IEC/PAS 61910-1 ed.1 IEC 61910-1 ed.1
CR/DR	IEC60601-2-54 (計画中)	Exposure Index	DICOM Dose SR CP-1077	IEC62494-1
乳房用 X 線装置	IEC60601-2-45 (計画中)	平均乳腺線量 (AGD)	DICOM Dose SR CP-687	IEC60601-2-45

参考文献

- IEC 60601-2-44:2009 ed3.0, Medical electrical equipment – Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography
- IEC 61223-3-5:2004, EVALUATION AND ROUTINE TESTING IN MEDICAL IMAGING DEPARTMENTS –Part 3-5: Acceptance tests –Imaging performance of computed tomography X-ray equipment
- IEC 61223-2-6:2006 ed2.0, EVALUATION AND ROUTINE TESTING IN MEDICAL IMAGING DEPARTMENTS –Part 2-6: Constancy tests –X-ray equipment for computed tomography
- IEC 60601-2-43:2010 ed2, Medical electrical equipment - Part 2-43: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for interventional procedures
- IEC 61910-1:2014 ed. 1.0, MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT – Radiation dose documentation - Part 1: Radiation dose structured reports for radiography and radioscopy
- IEC 60601-2-54:2009 ed1, Medical electrical equipment - Part 2-54: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for radiography and radioscopy
- IEC 60601-2-45:2009 ed3, Medical electrical equipment - Part 2-54: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for mammographic X-ray equipment and mammographic stereotactic devices
- IEC62494-1:2008 ed1, Medical Electrical equipment – Exposure index of digital X-ray imaging systems – Part 1: Definitions and requirements for general radiography
- IEC62220-1:2003 ed1, Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1: Determination of the detective quantum efficiency
- IAEA Radiation Protection of Patients (RPoP), <https://rpop.iaea.org/RPoP/RPoP/Content/index.htm>
- Tracking Radiation Safety Metrics, <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationSafety/RadiationDoseReduction/ucm299368.htm>
- ACR DIR Registry, <https://nrdr.acr.org/Portal/DIR/Main/page.aspx>
- DIR Data Base, <http://www.acr.org/Quality-Safety/National-Radiology-Data-Registry/Dose-Index-Registry>
- NRDR, <https://nrdr.acr.org/Portal/Nrdr/Main/page.aspx>
- DICOM Standard, <http://medical.nema.org/standard.html>
- IHE REM Profile, http://wiki.ihe.net/index.php?title=Radiation_Exposure_Monitoring
- 放射線医学総合研究所 CT撮影における被ばく線量を評価する Web システム http://www.nirs.go.jp/information/press/2012/12_21_2.shtml

『DRL 構築のための線量管理「線量情報管理システム」』

JIRA 医用画像システム部会 DICOM 委員会 委員長

伊藤 幸雄

1. はじめに

2015 年 6 月 7 日に J-RIME が「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」報告書において、日本版診断参考レベル (DRLs 2015) ^{*1)} を発表した。

このことは、我が国における線量情報の蓄積の始まりであるとともに、今後、蓄積、分析されていく線量情報は、将来の医学に貢献する資産である。このため、将来を見据え、その時々で必要な分析を行えるように、システムの基本設計をするチャンスと考える。

DRL を構築するための線量情報管理システムとしては、すでに米国で DIR (Dose Index Registry) や NRDR (National Radiology Data Registry) が稼働しており、また、DICOM や IHE という画像を含む医療情報を交換するために標準規格が利用されている実績があるが、これからシステム基本設計が開始されるであろう「日本の線量情報管理システム」について、現状と考えるべきことについて検討する。

2. 線量管理システムの現状と課題

線量管理システムの現状として、米国のシステムについて簡単に紹介する。ACR が CT Dose Registry を 2011 年 5 月に稼働させ、2013 年 8 月時点で 750 施設が登録、465 施設からデータが提供されている。また、個人に関する情報が匿名化された収取情報は、年齢、部位を元に分類され CTDIvol、DLP が比較できるようになっている。

また、NRDR に、医用画像とそれに関連する電子情報をセキュアで効率的に堅牢にアクセスする

ために、TRAID (Transfer of Image and Data) と呼ばれるプラットフォームが ACR で開発され、個人情報自動的に削除できるようになっているほか、データについては DICOM RDSR (Radiation Dose Structured report) が、ワークフローについては IHE REM プロファイルが標準化されている。また、運用面においては、HIPPA 法によって、アメリカの医療機関における患者情報の機密性、統合性、および可用性を維持することを目的に法律 ^{*2)} が定められている。

我が国の現状としては、J-RIME が 2010 年 3 月に関係団体が医療被ばく研究情報を共有して連携するための組織として設立された。その後、DRL ワーキンググループが立ち上がり、J-RIME の各構成団体が共同して、透明性・客観性に配慮しながら、診断線量の定義や調査手法を詳細に検討、大規模な全国調査の実施、結果を集計・分析し、国内外の専門家のコメントを考慮し、委員が討論を重ね、我が国ではじめて確立された標準として「DRLs 2015」が公表された。

今後、DRL の国内における理解、普及、定着に向けては、DIR や NRDR などのシステムが必要になる。これらのシステムは、米国をモデルとして参考にはできるが、日本の医療に適したシステムにするには、J-RIME の各構成団体が共同で利用、また、団体単位に調査したい情報を管理できるなど、要求定義を今のうちにすべきと考える。

3. 線量情報管理システムの設計

線量情報管理システムの設計について、管理す

るデータ、システムに求められる機能、システムを運用するためのルールについて検討してみる。

3.1 線量管理のためのデータ

- ・撮影（パラメータ）に関する情報

X線CT装置に関する情報として、管電圧、管電流、X線管回転速度、収集スライス数、視野（FOV）、コリメーション、ヘリカルピッチ、再構成スライス厚などの撮影基本情報のほか、CTDIやDLPに代表される標準的な照射線量が対象となるが、今後の撮影技術の進歩や装置性能の向上に対応できるように、データ構造を設計（データベース設計）する。また、他のモダリティについても同様に、拡張性のある設計とする。

- ・患者に関する情報

年齢、性別、体重、身長、体格等。

ただし、DRLで利用するために個人を特定できなくするための匿名化処理が必須となる。

- ・地域に関する情報

当道府県、市町村などの地域に関する情報など。

- ・装置に関する情報

装置名、モデル名、製造年度、保守点検状況等。少なくとも、精度管理がされている装置であることをデータとして記録する必要がある。

3.2 システムに求められる機能

- ・施設内でデータを集める機能

日々の検査業務に、DRL用のデータを取集するための作業を追加するのは難しいと考える。このため、X線CT装置が自動的にRDSRを作成できること。それをPACSや院内DIRに送信できること。また、PACSに保存したRDSRを、検索取得できるなど、業務負担を低減できる機能を用意すること。

- ・施設で集めたデータを外部に送信する機能

IHE-REMでは、セキュアFTP等による施設間通信を規定している。しかし、我が国においては、各施設のセキュリティを確保するために、院外の施設とネットワーク接続するのはかなり難しい状況である。

このため、施設外にデータを持ち出す方法を国内の実情にあわせてルール化する必要がある。

- ・集めたデータを自動的に分析し、レポートを作成する機能

収取したデータの自動分析機能の設計を行う。また、分析した結果を、グラフや表を含めて自動的に作成する機能が必要と考える。DRLs 2015では、443施設のデータが放射線医学総合研究所に集められているが、今後、参加する施設が増加した場合に、人手を介さずにデータの整理、報告データの作成ができる機能が必要となる。

3.3 運用をスムーズ行うためのルール作り

DRLの構築は、多施設間の連携が必須である。施設間でデータを交換する場合、各々の施設で倫理審査が発生するものと想定する。

これから先、多くの施設がDRLの普及、定着に向けて、プロジェクトに参加することになるが、参加される施設に対して、倫理審査に関わる作業の軽減を検討する必要がある。

施設間で取り交わす契約書等の標準化を進め、参加を希望する施設がスムーズに契約を取り交わせる状況を準備することも、DRLの普及に向けて重要と考える。

基本的に、線量情報管理システムはデータベースである。また、多くの施設からデータを集めてDRLを作成することになるため、データ標準化や取集方法などについてはガイドライン化が必要で

ある。JIRA では、その第 1 ステップとして、「放射線照射線量レポートの取り扱いガイドライン」の作成を進めているので以下に報告する。

4. 線量情報管理のためのガイドライン

JIRA では、広く、また、多くの施設から X 線検査で発生する照射線量を収集し照射線量情報のデータベースを構築するために、標準化が必要な情報や通信手順について以下の方針でガイドラインの作成を進めている。

- ① 照射線量情報の構造は、DICOM RDSR の定義を基本的に準拠する。
- ② 交換手順は、IHE が定める REM を基本的に準拠するが、国内の医療環境に合わせた追加を施す。
- ③ 放射線量情報の収集は、情報収集の目的に応じた個人情報の隠ぺい手段（匿名化処理）を採用する。
- ④ DICOM RDSR は比較的新しい規格であるため、これに対応していない装置もまだ多く存在していることを考慮し、RDSR 以外の方法による放射線量情報の取得方法も設定する。

4.2 照射線量情報の交換手順

ガイドラインで規定する照射線量情報の交換手順は、IHE が定める REM を基本的に踏襲するが、国内の医療環境に合わせた修正を施した。

IHE では、RAD-63 で医療施設外に照射線量情報をオンライン転送する方法としてセキュア ftp を推奨しているが、国内の医療施設のネットワーク現状や施設のネットワークセキュリティおよび個人情報漏えい防止の観点から、本ガイドラインではセキュア ftp に加えて、国内で運用できる情報交換手順を採用することとした。

4.3 匿名化処理

DICOM PS3.15 E Attribute Confidentiality Profiles を参考に、収集する照射線量情報について収集目的に応じた情報隠ぺい処理を行えるようにした。

4.4 RDSR 以外の方法による情報の取得

X 線 CT 装置から照射線量情報を出力する手段として DICOM RDSR が医用機器業界でのデファクトスタンダードになっているが、この規格は比較的新しいもので、実際の医療環境においてはこれに対応していない装置もまだ多く存在する。

これらの未対応装置から解析に必要な照射線量情報を取得する手段として、装置操作卓に表示された情報を画面キャプチャしたデジタル情報を、線量情報処理装置に転送し、そこで文字認識を施し、RDSR とほぼ同様な照射線量情報を収集する手段もガイドラインに含めた。

4.6 規定する範囲

本ガイドラインでは、IHE REM を構成する通信手順に示した機器（アクタ）と処理（トランザクション）に規定しているが、NRDR に相当する照射線量保管装置へのアクセスについては規定していない。NRDR へのアクセスについては、我が国の通信事情も含めて関連機関に協力して新たなガイドライン化を進める予定である。

5. 今後の課題

DRL の恩恵を受けるのは、検査で X 線を照射される個人である。また、DRL の継続的な調査により、線量管理の最適化が進んだ未来の人類である。

線量情報を管理するシステムという視点でみると、システムの設計は、X 線検査を受けるところから考えがちであるが、人が検査を受けるのは、健康状態になんらかの問題がある場合と、健診などで健康状態のチェックする場合の 2 つのケースを念頭において検討する必要があると考える。前

者については、医師が病状を診察して、それに関連する検査が行われるケースが多いが、後者の場合は定型的なプロトコルによる検査になる。

DRL の構築のためには、基本的に前者の診察に関わる情報も必要となると想像するが、個人情報 は削除する必要がある。しかし、個人の線量蓄積も含めた線量管理を検討する場合は、前者で削除した個人情報を保持することが必要となってくる。

本報告のテーマは、DRL 構築のための線量情報管理システムではあるが、線量管理システムの設計においては、個人の線量蓄積への対応も念頭に置いておくべきと考える。

また、次のような技術的な課題が考えられる。

データについては DICOM、ワークフローについては IHE-REM を参考に、我が国の線量情報管理システムのデザインが進められると想定するが、検査名称（プロトコル名）の統一が難しく、検査名称単位の集計が十分にできないことにある。

ACR では、施設固有の検査名称を Radlex playbook ID (RPID) に対応させるツールが提供されており、DIR に情報をアップロードする前に検査名称を統一することを依頼しているが、同様な対応が我が国において可能か、検査名称にどのような ID を使用するのか、JJ1017 を含め線量管理システムを設計する際に十分に検討する必要がある。

また、日本では施設間のネットワーク接続が難しい状況である。このため、放射線医学総合研究所（放医研）で進められている医療被ばく研究プロジェクトにおいては、施設で収集した線量データはメディアに記録し、オフラインで放医研に持ちかえる状況が多いと聞いている。

米国では、HIPPA 法による施設の管理が定められており、ACR NRDR との通信はネットワークベースで可能となっている。日本においても、医療施設のセキュリティ対応に関する法整備が進め、

施設間の通信が行える環境を整えることが、DRL の普及を推進するために重要と考える。

個人の線量蓄積管理を行う場合には、異なる診断装置から集められる異なる単位の線量情報を合算する際の医学的な裏付けが必要となる点も今後の課題である。

6. JIRA として

JIRA では、医用画像システム産業が目指すビジョンを掲げ、その中で X 線検査を個人毎に記録し、データの蓄積・分析を通じて X 線被ばくによる確率的影響・遺伝的影響、晩発的障害などの X 線被ばくの解明や放射線量の最適化を目指すことを検討しています。

今後は、関連団体と連携し法規制への対応や標準化を推進します。

- ① 個人への影響評価
- ② 品質保証／管理活動
- ③ 指標の標準化・推奨
- ④ 臨床評価
- ⑤ 線量管理の標準化
- ⑥ 線量管理に関する医療者へのトレーニング

以上

参考資料

*1) 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 2015 年 6 月 7 日 J-RIME

<http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf>

*2) 浅沼紹介ホームページ・専門用語集より

<http://www.asanumashoukai.co.jp/sanki/dictionary/detail/word0052.php?m=4&p=6&s=>

『CT における診断参考レベルの設定について』

広島大学病院

西丸 英治

1. はじめに

平成 27 年 6 月，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）より日本における各モダリティの診断参考レベル（Diagnostic Reference Levels: DRLs）が発表された¹⁾（表 1a, b）．今回の CT 装置における DRL は，volume computed tomography dose index (CTDI_{vol})および dose length product (DLP)共に策定され，さらに成人と小児を別々に報告されている．成人は，標準体格として 50～60 kg が採用されており，小児においては，体厚の設定から 1 歳未満・1～5 歳・6～10 歳と細分化され，より実用的な DRLs の値として公表された．これら数値の根拠は，関連団体による多施設でのアンケート調査の結果である事によるものである．成人は，日本医学放射線学会（対象：712 施設）および日本診療放射線技師会（対象：307 施設）の調査結果から，小児は，日本放射線技術学会の研究班（竹井班）の調査結果（対象：196 施設）と日本診療放射線技師会（対象：307 施設）より策定され，非常に多くのデータが用いられた結果となっている．しかしながら，CT 装置は各メーカーにより幾何学的構造や再構成アルゴリズム（フィルタ補正逆投影法，逐次近似応用再構成法，逐次近似再構成法など），再構成フィルタ関数など装置特有の特性があり，それぞれ画質も異なる．今回発表された DRLs の値はあくまでも参考値であることを念頭に置いて各装置および自施設の特性を踏まえた撮影条件の検討が必要であると考えます．

今回のパネルディスカッションでは，画質評価の観点から線量の最適化および DRLs を考慮した自施設での撮影プロトコル見直しへの課題，また将来展望について私見を述べさせて頂く．

2. 撮影線量と画質の関係について

CT 画像において撮影線量が最も重要となるのは，低いコントラストで描出されている病変を検

表 1a 成人の CT の診断参考レベル

	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
頭部単純ルーチン	85	1350
胸部 1 相	15	550
胸部～骨盤 1 相	18	1300
上腹部～骨盤 1 相	20	1000
肝臓ダイナミック	15	1800
冠動脈	90	1400

注1) 標準体格は体重 50～60kg、但し冠動脈のみ体重 50～70 kg

注2) 肝臓ダイナミックは、胸部や骨盤を含まない

表 1b 小児の CT の診断参考レベル

	1 歳未満		1～5 歳		6～10 歳	
	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP
頭部	38	500	47	660	60	850
胸部	11 (5.5)	210 (105)	14 (7)	300 (150)	15 (7.5)	410 (205)
腹部	11 (5.5)	220 (110)	16 (8)	400 (200)	17 (8.5)	530 (265)

注1) 16cm ファントムによる値を示し、括弧内に 32cm ファントムによる値を併記した。

注2) CTDI_{vol} の単位は mGy、DLP の単位は mGy·cm である。

出する場合である．この低いコントラスト値の対象物を検出する能力を日本工業規格（Japanese industrial standards : JIS）では，低コントラスト分解能（low-contrast resolution）として，受入試験，不変性試験に性能の評価項目として推奨している．JIS における低コントラスト分解能は，低いコントラスト値（Hounsfield unit: HU）の状態すなわちある物体とその周囲との X 線吸収差が小さい状態において，均一な背景から特定の形状と物体とを識別できる能力と解釈され，密度分解能は，低コントラスト分解能の別名となっている^{2,3)}．一般的に撮影線量が少なくなると画像ノイズは増加する．画像ノイズは被写体において，わずかに異なる線減弱係数の物質の認識を阻害する要因となりうるため，低コントラスト物体の描出能と密接に関係しており，その検出能に大きく影響することが知られている⁴⁾（図 1）．そのため，低コントラスト領域の検出能の評価を行なう際には，画像ノイズの評価は簡易的な手法として代用可能である．CT システムにおける画像ノイズは，均一な物質における関心領域内の各ピクセル値（HU）の変動である標準偏差（standard deviation: SD）で表す事が出来る^{2,3)}．

*BG:back ground *SD:standard deviation

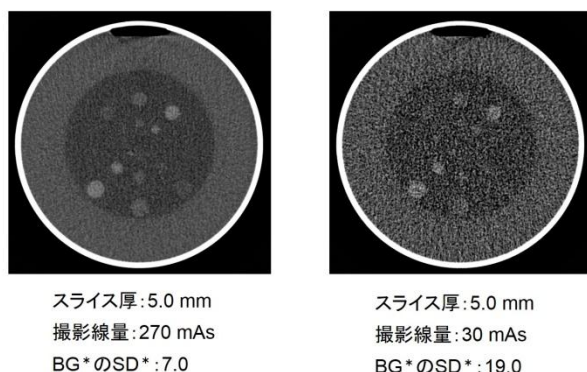


図1 低コントラスト検出能と画像ノイズの関係

3. 低コントラスト領域における評価の問題点

現在、CTシステムにおける低コントラスト領域の評価は一貫した指標はなく、視覚的な評価も推奨のみとなっている。その理由としてJISでは、以下の3つの問題点を挙げている。

- ・バックグラウンドのCT値に対して、コントラスト値が正確に分かっているファントムを製造することは困難で、測定したコントラスト値は、CT装置の性能といえる。
- ・画像評価のときに、各々の観察者が見えているか否かの異なる判定基準をもつというように、観察者の意見が著しく異なる可能性があるので、多数の観察者による結果を総合して判断しなければならない。
- ・ファントムと観察者のばらつきは、視覚的な方法で低コントラストの検出能力を客観的に測定することを困難にしている。

これらの理由より、JISでは低コントラスト領域の評価法、解釈はユーザーに委ねられている。このように低コントラスト分解能に対する曖昧な評価が現在まで、撮影線量の最適化が困難であった大きな理由の一つであると考ええる。画像ノイズの少ない画像は、読影し易い画像となり得るため、医師への配慮から撮影線量の低減が憚れる事も少なくない。

4. 撮影線量と画質に関するその他の因子

- ・再構成フィルタ関数について

CT画像において、フィルタ補正逆投影法は長期にわたって採用され、現在のゴールドスタンダードとなっている。フィルタ補正逆投影法は、様々な形状のフィルタを用いることによって目的に応

じた画像が得られる特徴がある。現在のCT装置に実装されている代表的な再構成フィルタ関数の種類は、軟部用、腹部標準用、肺野用、骨用等があり、さらに細分化した多くの再構成フィルタ関数が用意され、ユーザーが自由に選択可能となっている。一部のメーカーでは、腹部標準用の中に数十種類以上用意されている装置もあり、ユーザー側で選択の幅も大きいが混乱する場合想定される。

表2は、automatic exposure control (AEC)と再構成フィルタ関数が連動する機能を有した装置において腹部標準用を変更し、装置が表示するvolume computed tomography dose index (CTDIvol)の値を検証した結果である。SDは、この撮影線量で均一ファントムを撮影し、その画像の標準偏差を計測した結果である。関数AのSDが最も低く、CTDIvolの値も最も低い値となった。

表2 再構成フィルタ関数によるCTDIvolへの影響

	再構成フィルタ関数		
	関数A	関数B	関数C
SD	8.9	10	10.3
CTDIvol (mGy)	8.7	14.8	17.3

表2に示す関数A, B, Cのmodulation transfer function (MTF)のリミット周波数は、関数A<B<Cとなっており、関数Aの空間分解能が最も悪く関数Cの空間分解能が最も高い。検証の結果、関数Aから関数Cに変更した場合、画像ノイズを担保するため約2倍の撮影線量を装置が自動的に計算した。空間分解能と画像ノイズはトレードオフの関係であり再構成フィルタ関数の選択によって、照射線量は大きく変化する。CT画像の空間分解能は再構成フィルタ関数で制御されていると考えられるため、どの再構成フィルタ関数を選択しているかによって撮影線量は大きく異なる。

- ・画像ノイズの特性について

画像ノイズの評価方法には、SDよりも画像ノイズの特性をより詳細に評価することが可能なnoise power spectrum (NPS)を測定する方法がある⁵⁾。NPSは、画像ノイズ成分の振幅の量を各空間周波数に対応したpower値で評価する手法で、放射線

画像システムのノイズ特性の定量的指標として広く応用されている。

図2に2種類(A,B装置)の水ファントム画像に、模擬腫瘍(2.5, 5.0, 7.0, 10.0 mm)を合成した画像を示す。それぞれの模擬腫瘍は、両装置のMTFをそれぞれコンボリューションして合成して作成したシミュレーション画像である。

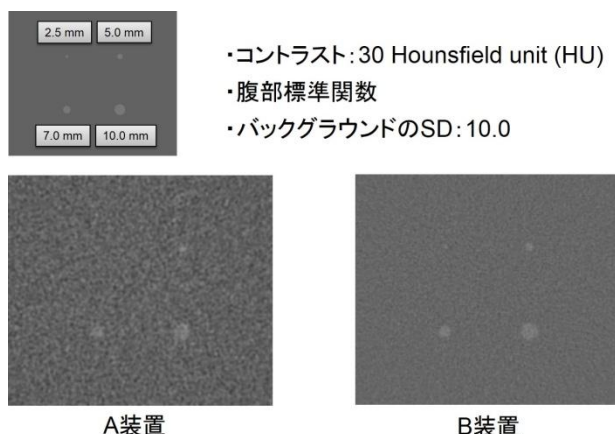


図2 画像ノイズの特性と描出能の関係

図2に示すようにバックグラウンドのSDは同じであっても、模擬腫瘍の視認性は大きく異なっている。この両装置の画像のNPSを図3に示す。

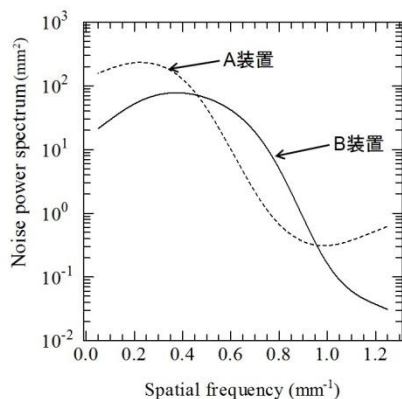


図3 A装置の画像とB装置の画像のNPS比較

ここで、視認性の違いを証明するために模擬腫瘍の周波成分を第一種ベッセル関数からWang⁶⁾らの mean-square-root bandwidths: \bar{u} を用いて計算した。その結果、2.5, 5.0, 7.0, 10.0 mm径はそれぞれ0.20, 0.10, 0.07, 0.05 mm⁻¹となり、空間周波数領域ではほぼ低周波に存在していることが分かった。ここでA装置とB装置のNPSを見ると、B装置の低周波

領域のNPSはA装置よりも低値を示し、図2の視認性の違いを定量値として証明できた。このように画像ノイズには装置特有の特性があり、今回の装置A, Bが同等の検出能を得ようとする場合、装置Aではより撮影線量が必要となると考えられる。これらの結果からも各装置の特性を考慮した撮影条件の検討が必要である事が理解出来る。

・CTDIvolについて

J-RIMEより発表された報告にも記述されているように(13ページ; 3. DRL運用に関しての注意など)小児の場合においてCTDIvolの値が、16 cmファントムによる結果なのか32 cmファントムによる結果なのか留意する必要がある。あるCT装置では、scan field of view (SFOV)の概念がなく、常にfull FOVでデータを収集している。よって、この装置のCTDIvolの値は常に32 cmファントムで計算した結果が反映されている。そのため、この装置で小児を撮影した場合にはメーカより提供されている換算式を用いて計算しなくてはならない。この場合、手技者がこの特徴を理解しているかが重要となり、また自動的に検査のCTDIvolの値を取得する場合には特に注意が必要である。

・CT装置の技術進歩について

CT装置の技術進歩は著しく、近年ではより画質が向上する新しい画像再構成法やアプリケーション、検出器等のパーツにおいても品質向上のための開発も盛んに行われている。これらの技術進歩による画質向上は臨床現場でも感じることができる。当院に設置されている16列と64列のCT装置(同一メーカ)においてCTDIvolを一定としたときの均一ファントム画像を撮影してそのノイズ量について検証した。検証で使用した撮影条件は、管電流の値以外すべて同一条件とした。CTDIvolの表示値の調整は、管電流の値を調整した。表示値のCTDIvolを約10 mGy(16列: 10.06, 64列: 10.08 mGy)としたとき、均一ファントムのSDはそれぞれ、6.3, 5.6となった。この結果から、新しい装置の方が同等の撮影線量でも画像ノイズは低減可能(本検証の場合、約10%)であることが確認できた。それぞれの装置の特性を考慮した使用方法も重要である。

5. おわりに

今回発表された日本オリジナルのDRLsは、今後の日本において防護の最適化に対し、重要なデータである。しかしながら、CT装置の技術進歩は著しく変化しておりDRLsの設定も変化していくと思われるため、短い期間での更新を期待したい。また、われわれ操作者も向上する技術に柔軟に対応しながら防護の最適化を常に目指すことが責務であると考える。

参考文献

1. 医療放射線防護連絡協議会，日本小児放射線学会，日本医学物理学会・他：医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME)：最新の国内実態調査に基づく診断参考レベルの設定。
<http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhokokusyo.pdf>
2. JIS Z 4752-3-5: 2008 (IEC 61223-3-5 : 2004). 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法－第 3-5 部: 受入試験－医用 X 線 CT 装置. 日本工業規格, 2008
3. JIS Z 4752-2-6: 2012 (IEC 61223-2-6: 2006). 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法－第 2-6 部：不変性試験－医用 X 線 CT 装置. 日本工業規格：東京，2012.
4. Takahashi N, Lee Y, Tsai DY, et al. Novel noise reduction filter for improving visibility of early computed tomography signs of hyper acute stroke: evaluation of the filter's performance--preliminary clinical experience. Radiat Med. 2007; 25(5): 247-54.
5. 市川勝弘, 原 孝則, 丹羽伸次, 他. CT 画像におけるノイズパワースペクトル算出方法の比較評価. 医用画像情報会誌 2008; 25(2): 29-34.
6. Wang G, Vannier MW. Longitudinal resolution in volumetric x-ray computerized tomography analytical comparison between conventional and helical computerized tomography. Med Phys. 1994; 21(3):429-33.

『小児 CT 撮影における撮影条件設定の考え方』

名古屋市立大学病院

坪倉 聡

1. はじめに

近年マルチスライス CT が急速に普及し高速撮像や CT-automatic exposure control (CT-AEC) が可能となり、小児においても多くの CT 検査が実施されている。また、2004 年の Lancet 誌に掲載された論文により、小児 CT 検査による被ばくについて注目されるようになり、日本においても小児 CT ガイドラインが作成され被ばく低減が提唱された^{1,2)}。そこで個々の CT 装置の特性を理解し、診断能を損なわない範囲で被曝軽減に努める撮影プロトコルの構築が重要になってくる。今回のパネルディスカッションでは、撮影条件設定時に重要なパラメータを中心に述べる。

2. 小児被写体の特徴

小児には成人と比べて以下のような特徴がある。

- 動く可能性がある。
- 息止めができない（胸部）
- 白質、灰白質のコントラストの変化（頭部）
- 臓器内脂肪が少ない（腹部）
- 新生児の急激な成長による変化
-

これらの特徴から時間分解能と低コントラスト分解能が重要なパラメータであることがわかる。

図 1, 2 は小児の平均的な呼吸回数 40 回/分における自作動態ファントムを撮像した画像である。Rotation time が短く時間分解能が高いほうが、最大吸気、最大呼気時においてアーチファクトが少なく、z 方向の連続性も改善されている。（図 3）。しかし、高速回転になると 1 回転あたりの View 数が低下し FOV 周辺の解像度が低下する。図 4 は Rotation time を変えたときの回転中心から X 方向に 50 mm の位置での変調伝達関数(modulation transfer function: MTF)の変化である。Rotation time を短くすることで view 数の低下があるものの MTF の低下は少なく、被写体が小さくガントリー回転中心にセットアップできる小児では rotation

time 0.33 s は十分使用可能であり、時間分解能を優先させたほうがよいと考える。また、頭部 CT では白質と灰白質のコントラストおよび境界の明瞭化が求められる。小児の脳は新生児期では水分含有量が多いため CT 値が低く、1 歳以上では白質の髄鞘化が進むため水分含有量が減少し CT が上昇していく。2001 年の廣沢らの研究では白質、灰白質のコントラストは 1 歳前後で最も低値を示し、それ以下は年齢の低下と共に急激に上昇し、1 歳以上では緩やかに上昇すると述べている³⁾。腹部 CT においても小児は腹腔内の脂肪が少ないため臓器間の境界が不明瞭になりやすい。つまり小児における CT では成人と比べて単に被写体が小さくなっただけでなく、コントラストも低下するのでよりノイズの少ない画像が求められる。

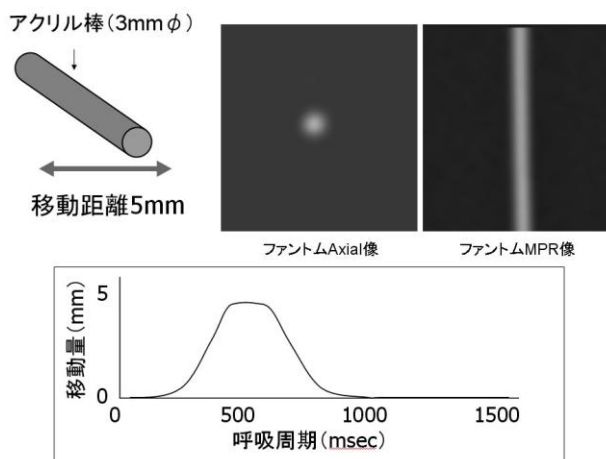


図 1 自作動態ファントムの構成

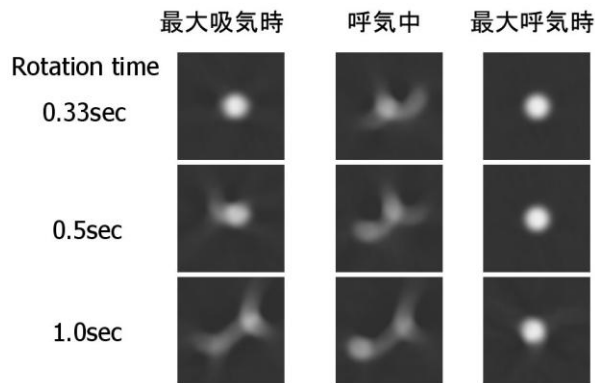


図2 動態ファントムAxial画像

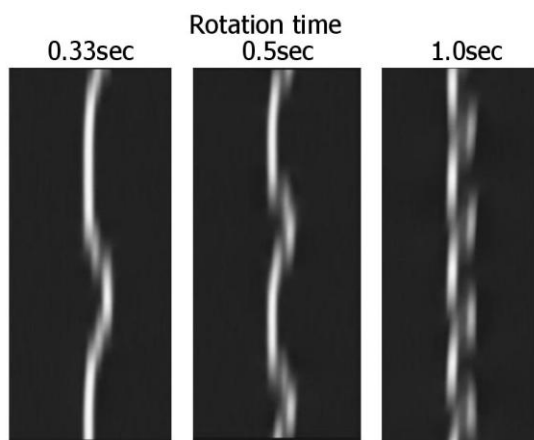


図3 動態ファントムMPR画像 (coronal)

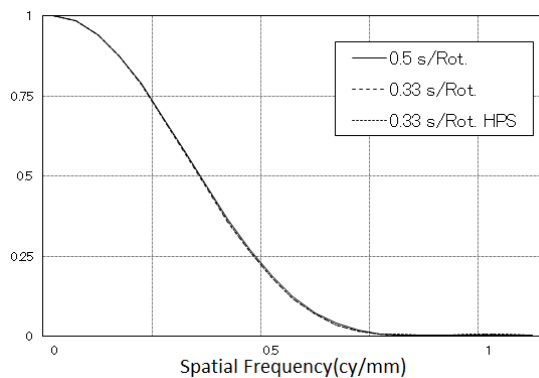


図4 Rotation time による MTF の変化
Rotation time: 0.5s, 0.33s, 0.33s (High Pitch Spiral)

3. CT-AEC

CT-AECは小児のような小さな被写体においても体軸方向への線量コントロールが可能であり非常に優れた機能であるが、メーカー間や装置のバージョンにより機能が異なっているため注意が必

要である。CT-AECには大きく分けて画像の標準偏差 (standard deviation: SD) によってノイズを一定に制御するものと、そうでないものがある。例えばSD一定のCT-AECにおいて大人と同じ設定で小児の撮影を行ったとする。表1のように成人を直径30 cmの水ファントム、乳児を直径10 cmの水ファントムとした仮定した場合、線量は成人130 mAsに対して乳児2.9 mAsとなり約1/45の線量となる。実際そのような線量で撮影された場合は線量不足でノイズが多く診断に適さない。CT-AECといえども小児用の設定値が必要であると考え

る。また、CT-AECは位置決め画像から撮影線量を計算するため位置決め時と撮影時で体位や位置、息止めによる変化があった場合には正常に機能しないので注意が必要である。

表1 水ファントムの大きさ変化による線量とノイズの関係

水ファントム直径(cm)		10	14	20	25	30
線量一定	mAs	130	130	130	130	130
	S.D	1.9	3.5	5.1	8.2	13.0
ノイズ一定	mAs	2.9	6.2	19	50	130
	S.D	13.0	13.0	13.0	13.0	13.0
Siemens社 CT-AEC	mAs	20	33	50	80	130
	S.D	4.8	5.7	8.4	10.2	13.0

4. 診断参考レベル

平成27年6月7日に医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME)より日本で初めてとなる診断参考レベル(DRLs 2015)が公表された⁴⁾。表2は小児CTの診断参考レベルである。今回の診断参考レベルにはファントム径32 cmと16 cmの両方の値が記載されているため、使用している装置のコンソール上に表示されているCTDIvolの値がどちらのファントム径のものなのか把握した上で撮影条件最適化のツールの一つとして活用していただきたい。

表2 小児の診断参考レベル

	1歳未満		1～5歳		6～10歳	
	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP	CTDIvol	DLP
頭部	38	500	47	660	60	850
胸部	11(5.5)	210(105)	14(7)	300(150)	15(7.5)	410(205)
腹部	11(5.5)	220(110)	16(8)	400(200)	17(8.5)	530(265)

・16cmファントムによる値を示し、括弧内に32cmファントムの値を併記
・CTDIvolの単位はmGy、DLPの単位はmGy・cm

5. 低管電圧撮影

管電圧を変えても水ファントムを同じSDにするために必要な線量(CTDIvol)は変わらず、低コントラストにもほとんど影響しないため、単純CTでは被ばくの低減やコントラストの上昇はごくわずかである。しかし、造影剤に関しては低管電圧の方がCT値が高く、組織とのコントラストが高いので造影効果のみが重要な3DCT-Angioなどには被ばく低減の可能性がある。つまり、造影剤コントラストの向上とそれに伴うノイズ増加の許容範囲などを考慮した上で設定値(SD)を上げてよいと考えられ、これが被ばく低減に寄与する。

6. 小児心疾患

小児においても循環器領域のCTの需要が急速に増加している。高速撮像が可能な装置では心電同期を使用しなくても十分な情報が得られる場合が多い。しかし、冠動脈や心房・心室の形態評価、区分診断を目的とする場合心電同期が必要となるがretrospective心電同期再構成法を用いた撮影は被ばくの増大につながるためむやみに行うべきではない。ただし、prospective心電同期撮影法が可能な装置では被ばくの低減が期待できる。

7. まとめ

小児CTにおける撮影条件は、小児被写体の特徴を理解し、重要となるパラメータを考慮した上で最適化を行わなければならない。また、撮影条件の最適化だけではなく、CT検査適応の正当化を実行するため施設全体の取り組みが重要であるとする。

参考文献

- 1) Berrington and Darby, Lancet 363: 345-351, 2004
- 2) 小児CTガイドライン-被ばく低減のために- (社団法人日本医学放射線学会・他)
- 3) 廣沢信雄 他: 小児におけるCT撮影条件の検討. 小児放射線技術第26号(2001)
- 4) 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 医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME)・他

『我が国の小児 CT で患者が受ける線量の実態』

浜松医科大学医学部附属病院

竹井 泰孝

1. はじめに

平成 27 年 6 月 9 日午後 2 時，医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）によって策定された我が国の診断参考レベル（Japan DRLs 2015）が正式に公表された¹。

今回公表された Japan DRLs 2015 は，J-RIME 参加団体が実施した最新の医療放射線被ばくに関する実態調査の結果に基づき，医師，診療放射線技師，医学物理士を始めとする様々な専門家が共に議論を行い，国際機関の専門家の助言を得て我が国初の診断参考レベルとして策定された。

筆者は平成 24 年度 JSRT 学術調査研究「我が国の小児 CT で患児が受ける線量の実態調査班」の班長として我が国の小児 CT における医療被ばくの実態調査を行った経緯から，J-RIME の小児 CT DRL 策定 WG メンバーとして DRL 策定に関わってきた。

本稿では Japan DRLs 2015 の小児 CT での基となった JSRT 学術調査研究班の活動によって得られたデータを中心に，我が国の小児 CT による医療被ばくについて解説を行う。

2. 学術調査研究班による調査活動

2011 年 3 月 11 日の東日本大震災に伴って発生した東京電力福島第一原子力発電所事故を受け，国民の間に放射線被ばくに対する強い不安が一気に広がった。その不安は医療被ばくに対しても同様に向けられ，特に小さなこどもを持つ親御さんの放射線に対する不安は大きく，小児 CT 検査に対する DRL 設定が急務となった。

そこで国際的に通用する CTDI_{vol}，DLP を用いたわが国の小児 CT 検査の線量評価，ならびに小児 CT 検査に対する DRL 設定の基礎データ収集を目的として，2012 年に日本放射線技術学会 平成 24 年度学術調査研究班「我が国の小児 CT で患児が受ける線量の実態調査」（班長：竹井泰孝 浜松医科大学医学部附属病院）を設立し，わが国の

小児 CT 検査に関する全国調査を行った²。

アンケート調査対象施設には日本放射線技術学会会員が所属する施設で過去に実施された同様の調査に回答歴のある施設のうち，地域医療の中核を担う大学病院や国公立病院，公的医療機関などを中心に 347 施設を抽出し，2012 年 7 月末に調査用紙を送付した。

アンケートでは小児を乳児（1 歳未満），幼児（1-6 歳未満），小児（6 歳以上）の 3 つの年齢群に分類し，それぞれの年齢群の標準的な体格を体厚で規定した。それぞれの年齢群における頭部，胸部，腹部 CT 検査の管電圧，管電流，回転時間等の撮影条件や，表示 volume CT dose index (CTDI_{vol})，dose length product (DLP)等の線量情報，装置名称や検出器列数，逐次近似応用再構成の有無等の装置情報について調査を行った。

また医療施設の開設者種別や病床数，1 日の検査件数等の環境要因についても合わせて調査を行い，2012 年 8 月 31 日の締め切りまでに 196 施設より回答が寄せられた。

3. 研究班の調査結果から見えたもの

アンケート回答施設の病床数として 200－400 床の施設が 29%と最も多く，次いで 600－800 床 (24%)，400－800 床 (21%)，800 床以上 (15%)，200 床未満 (10%)の順となっていた（図 1）。

また 95%超の施設で multi detector-row CT (MDCT) を稼働しており，64 列装置が 42%と最も多く，次いで 16 列 (25%)，4 列 (10%)の順となっていた（図 2）。

回答が寄せた施設の約 2 割で 80－100 kV 未満の低管電圧による撮影が行われており，120 kV の管電圧を使用する施設よりも有意に CTDI_{vol} が低下していることが明らかとなった。

頭部 CT では 1 s/rot の rotation time の利用頻度が最も高く，胸部，腹部 CT は共に 0.5 s/rot の rotation time の使用頻度が最も高くなっていた。

本研究班の調査結果と日本診療放射線技師会の調査結果を基に策定された Japan DRLs 2015 の小児頭部 CT の DRL は, IAEA が世界 40 カ国で行った調査や, ドイツの報告に比べて高い傾向にあったが, 胸部, 腹部 CT の Japan DRLs 2015 は IAEA の調査結果に比べて低い値となっていたが, ドイツやタイの報告に比べると高い傾向となっていた(図 3).

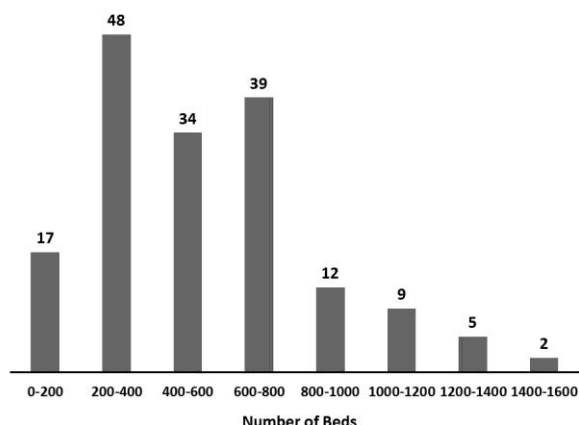


図 1 回答施設の病床数²

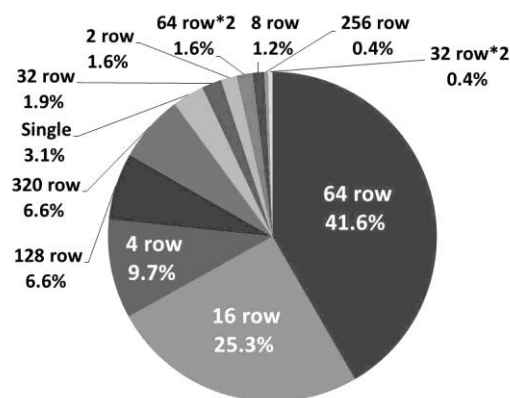


図 2 回答施設の CT 装置の検出器列数²

	頭部			胸部			腹部		
CTDI _{vol,16} (mGy)	<1 歳	1-5 歳	6-10 歳	<1 歳	1-5 歳	6-10 歳	<1 歳	1-5 歳	6-10 歳
日本 (2015)	38	47	60	11	14	15	11	16	17
IAEA (2012) ^{*)}	29	37.7	46.1	14.0*	16.4*	20.0*	21.4*	26.0*	24.0*
Germany (2006) ^{*)}	33	40	50	3.5	5.5	8.5	5	8	13
DLP ₁₆ (mGy·cm)									
日本 (2015)	500	660	850	210	300	410	220	400	530
Germany (2006) ^{*)}	390	520	710	55	110	210	145	255	475
Thailand (2012) ^{*)}	400	570	610	80	140	305	220	275	560

*) 文献の CTDI_{vol,32} データを 2 倍し CTDI_{vol,16} とした

図 3 他国の DRLs との比較¹

4. まとめ

我が国の小児頭部 CT の DRLs は IAEA や他国の調査に比べて 3~4 割ほど高く, 年齢群が高くなるにつれて差が大きくなっていった。

2011 年に Asada らが行った調査³において, 小児 CT の線量は 2007 年に行った調査に比べて増加していることを報告している。

また 2014 年に Matsunaga らが行った調査⁴では, 5 歳児の CT の CTDI_{vol} は 2011 年に比べてわずかに増加していると報告している。

これらの結果は我が国の小児 CT の撮影条件が諸外国に比べて高線量の撮影条件が設定されていることが大きな要因である。

この高線量の撮影条件を要求しているのは画像の読影を行う放射線科医なのか, 脳神経外科医なのか, それとも小児科医なのか, あるいは撮影を行っている診療放射線技師自身であろうか?

X 線 CT 装置の技術的進歩は著しいが, 小児 CT の線量に変化してこなかった理由はなにか, どうすれば小児 CT の最適化が行えるのか, 当日は会場の会員諸氏と DRL を活用した小児頭部 CT の最適化策について議論を行いたい。

参考文献

- 1 医療放射線防護連絡協議会, 日本小児放射線学会, 日本医学物理学会・他: 医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME): 最新の国内実態調査に基づく診断参考レベルの設定.
<http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf>.
- 2 竹井泰孝, 鈴木昇一, 宮寄治他: 我が国の小児 CT で患児がうける線量の実態調査の概要 — 検査環境に関する因子を中心に —. 日本放射線技術学会雑誌 70(6), 562-568, 2014.
- 3 浅田恭生, 鈴木昇一, 小林謙一他: X 線診断時に患者が受ける線量の調査研究(2011)による線量評価. 日本放射線技術学会雑誌, 69(4), 371-379, 2013.
- 4 Matsunaga, Y., Kawaguchi, A., Kobayashi, K., et.al.: Survey of volume CT dose index in Japan in 2014. Br.J Radiol, 2015; 88: 20150219.

第 64 回撮影部会報告

ワークショップ ーより良い撮影技術を求めて（その 123） 一般

テーマ：高エネルギー外傷時の画像診断

『高エネルギー外傷による骨折の撮影技術と患者の QOL を考える』

座長：神戸総合医療専門学校（撮影部会委員） 今井 方丈

りんくう総合医療センター 坂下 恵治

1995 年 1 月 17 日 5 時 46 分に発生した兵庫県南部地震は、人類未曾有の都市直下型地震といわれ、『阪神・淡路大震災』を引き起こした。あれからちょうど 20 年を経た今年 4 月の撮影部会ではテーマに『救急医療』を取り上げた。特に今回は、多くの施設で遭遇する高エネルギー外傷による骨折の診断と治療に着目し、初期診断から患者の QOL を担保するまでのそれぞれの過程において画像情報の果たす役割や求められる精度等について議論するため、診療放射線技師以外に、整形外科医（教育講演および本ワークショップの討論）と理学療法士も加わった。

教育講演には、依頼時は帝京大学医学部整形外科教室主任教授、ご講演時は本年 4 月 1 日にオープンした総合南東北病院「外傷センター」センター長の松下 隆 先生に『骨折の画像診断と QOL』についてご講演いただいた。いくつかの症例を基にテーマに沿ってご教授下さり、ご講演の後半には「外傷センターの整備」とドクターヘリが半径 50 km 圏内を 10 分でカバーする「外傷センター網の充実」、さらには骨折関連の特殊撮影技術に長けた「放射線技師の育成」にも言及された。

ワークショップでは、『高エネルギー外傷による骨折の撮影技術と患者の QOL を考える』について各々の立場からの現状と問題点について 4 人のパネラーに発言いただいた。

大阪府立急性期・総合医療センターの檜山和幸氏は『Primary Survey, Secondary Survey の一般撮影の現状と問題点』として、特に撮影条件と処理条件について特性と施設間バラツキの激しさについて述べられ、また今 hot な話題の VG (Virtual Grid) が制約の多い Primary Survey では特に有用であることも付け加えられた。

りんくう総合医療センターの藤村一郎氏は『Primary Survey, Secondary Survey の CT 撮影の現状と問題点』として、テーマである高エネルギー外傷の骨折に対する CT の役割は無いものの、診断の補助や初療時の骨折の評価には重要な役割をもつことから、初療に引き継ぐ根本治療に焦点を当て

た『外傷専門診療ガイドライン (JETEC)』の内容に準じ、主として 3D 情報を基に説明いただいた。最後に、大容量の情報からいかに迅速に必要な情報を診断や治療に有効活用させるかが救急 CT 検査にとって重要課題であり、適正化が望まれると結んだ。

帝京大学医学部附属病院の南 敏広氏は『回復期の撮影の現状と問題点』として、特に難治性骨折における撮影を中心に単純撮影・長尺撮影・トモシンセシスについて、重要なポイントを述べられた。長期に亘る治療に寄与する画像の基準は、正確な位置づけによる経過観察、特にアライメント・角度・長さ等の計測が常に同じ状態で施行されることである。しかも、このようなケースは創外固定具が付随することから、さらに難易度が増す。教育講演いただいた松下教授の下、展開されている帝京大病院の各種技術を解説いただいた。

最後に、理学療法士である帝京大学医学部附属病院の一重吉史氏には、『急性期、回復期のリハビリテーションの現状』として、様々なケースにおいての対応について、解説いただいた。その中でも重要なことは受傷後又は手術後早期からのリハビリテーションが最も重要であると述べられ、そのためには外傷治療に関わる多職種との連携が最も重要であり、病状に合わせたきめ細かなリハビリテーションが求められる。さらには、患者の QOL や適切なゴールを見据えたリハビリテーションアプローチが重要と結んだ。

今回のディスカッションの特徴の一つは放射線関連職種に、整形外科医師・理学療法士が加わったことである。その中で、印象的なことは病院の IT 環境 (HIS/RIS/PACS) の充実により、放射線画像を含めた放射線診療をはじめ種々の情報の伝達や共有化および過去情報の有効利用が容易くなり、チーム医療の推進に役だっていることが確認できたことである。

今回、撮影部会ならではのテーマと講師陣に恵まれたこと、そして多くの会員が会場に來られ、活発な討論ができたことに感謝いたします。

『X線CT撮影における標準化(GALACTIC2015)の構築』

座長: 東千葉メディカルセンター(撮影部会長) 梁川 範幸

国立がん研究センター東病院(撮影部会委員) 村松 禎久

叢書27として2010年に発刊した「X線CTの標準化-GuLACTIC-」は、61の部位・疾患別に詳細なCT撮影方法を記載した。2015年7月末の発刊を目指し改訂版(第2版)の準備中であり、その内容を踏まえて今回のワークショップを企画された。今回の改訂のポイントは、CT装置の技術開発に伴う撮影プロトコルの見直しと各種診断ガイドラインとの整合性やエビデンスの再確認である。ワークショップでは総論、各論として腹部撮影と救急撮影、さらにCT撮影技師認定機構から井田代表理事にこのGALACTICと認定機構の薦める学習の関わりについて解説していただいた。

Q-1.改訂に向けて準備中であることは理解しているが、具体的にいつ頃発刊できるか?

A-1.冒頭でも述べたが、当初は6月末の改訂版の発刊を予定していたが、執筆ワークシートの変更や監修作業の遅れが重なり、7月下旬の発刊を目指している。ページ数の増加は多少見込まれるが、本編であるプロトコルシートの部分を若干減らし参考資料としてのAppendixを大幅に増加した。また、エビデンスについて参考文献を必ず掲載した。それらの参考文献と一緒に参照されることを望む。

Q-2.腹部撮影のAEC設定であるが、撮影時スライス厚によっても変化するし、目的とする疾患によっても変化すると思う。今回の改訂によってどの程度の細分化した内容であるのかお聞きしたい。

A-2.まず本書の撮影プロトコルは5mmスライス厚の単純CT画像に見合ったAECである。当然であるが、施設の読影医もしくは診療科との同意および連携は重要である。AECはこの5mm厚の設定で十分と考えられ、少ないがエビデンスのある参考文献を掲載した。また腹部領域は多相撮影される部位であるため、撮影線量には十分に配慮すべきである。時相については施設で十分に協議を行うことが重要と考え

る。血管構築やMPR画像の取得のためdetectorコリメーションにあったボリュームデータを得るが、そのデータの保存も含めた有効活用も重要と思う。ボリュームデータは薄いスライス厚であるためAEC設定の適応にはならない。

Q-3.Panscanに関する資料や参考文献は少ないが、今回の改訂での参考基準を教えてください。

A-3.外傷初期診療ガイドライン(JATEC)におけるCT検査の位置付けは重要であるが、撮影法に関しては詳細に記載されていない。逆に検査によって得られる情報をどう解釈するかを詳細に記載されている。よってその解説を踏まえPanscanの実用的なプロトコルシートを作成した。PanscanはCT装置の性能に大きく関与するため標準化は厳しいが、今回は64列CTを標準に記載した。

Q-4.今回のCT撮影の標準化に関して外部からのパブリックコメントを求めることはあるのか?

A-4.ドラフト版を配布してパブリックコメントを求めるのが本筋と思われるが、時間的な制約や叢書としての発刊を考え、日本医学放射線学会から出版している診断ガイドラインの編集の先生方にご意見を伺っている。特に小児領域や循環器領域では、専門医の意見や監修を行っていただいている。JSRT会員からの意見は学会HPから抽出する予定である。発刊後になるが会員からの意見には対応しようと考えている。

『拡散 MRI の基礎と臨床』

座長: さいたま市立病院(撮影部会委員) 藤田 功
GEヘルスケアジャパン(撮影部会委員) 松田 豪

教育講演においては、拡散 MRI の原理から応用まで、また拡散 MRI に求めるものを放射線科医の立場から講演いただきました。ワークショップでは下記のような拡散 MRI の撮像パラメータとアーチファクトおよび ADC の値への影響、最新の撮像技術による臨床応用と今後の展望について議論した。#1 画像取得の問題点である歪みについて。#2 拡散 MRI での測定値となる ADC について、より正確な ADC を求めるために必要なこと、および ADC の利用方法。#3 Multi-b 値を用いた解析法(IVIM)の原理と臨床応用について。#4 今後新たな方法とされている DKI について原理から臨床応用について。以上のテーマについて、意見を交わすことができた。

Q. DWI の問題点として、ゆがみと SNR について、ご意見、補足などありますか

A. ゆがみの補正は技術的には可能ですが、補正してしまうことにより信号強度に影響を与え、ADC 値が変化してしまう可能性がある。これを検証してから実用する必要がある。また多軸画像から ADC 値を計測する場合は、関心領域のゆがみを各軸で確認した上で、関心領域が含まれるように領域を設定する必要がある(小林)。

ゆがみに関しては dual spin echo を応用することで低減できる。残留した eddy current は read out の補正で低減できる可能性があるので single echo でも良好な画像になることが考えられる。しかし、ゆがみの補正は interpolation になるので、元画像を良質なものとする必要がある。基本的には eddy current が少なく良好に調整された装置

を使用して良質な画像を得ることが必要。また、read out segment や EPI の multi shot 化のように収集技術の改善も期待される、SNR に関しては complex data での加算技術で改善されるであろう。位相補正の技術の進歩、TE の短縮などブレイクスルーがさらに必要である(尾崎)。

正確な傾斜磁場のコントロールと短い TE による画像がほしい。それによりもっと正確な拡散情報が得られると思う、傾斜磁場の性能の向上が必要(田村)。

高い b 値の画像は SNR が低いために、ゆがみ補正が正確に行うことができない場合がある。このような場合でも正しく補正できる技術が必要(福永)。

がんへのアプローチが行なわれている。DWI の ADC の値はバイオマーカーとなり得る可能性がある。そのためには多施設評価が必要であり、信頼できるデータを得るための撮像および評価方法の検証が必要である。その目的に使用できるファントムが必要である(井藤)。

ファントムについては、アイスファントムが有望なのかもしれないが、生体内ではさまざまな温度分布があるためにそれも考慮する必要があるかもしれない(尾崎)。

組織と対比して、エビデンスを積みましょう。数値化されることにより、フォローアップに期待されている。b 値についても、部位によっても適切な値があるため、最適化が必要(井藤)。

我々が技術的な精度をより上げていく必要があることを認識させる内容であった。

■ 第 66 回撮影部会の予定

日時：2016 年 4 月 14 日（木）～17 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 128）

よりよい撮影技術を求めて（その 129）

よりよい撮影技術を求めて（その 130）

■ 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鋸屋町 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： 新井 敏子（JCHO 群馬中央病院）

井田 義宏（藤田保健衛生大学病院）

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）

林 則夫（群馬県立県民健康科学大学）

松原 馨（朝日新聞東京本社診療所）

三宅 博之（川崎市立井田病院）

市田 隆雄（大阪市立大学医学部附属病院）

岡本 孝英（帝京大学医学部附属病院）

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）

藤田 功（さいたま市立病院）

村松 禎久（国立がん研究センター東病院）

●編集後記●

会員の皆様、金沢市文化ホール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「次世代の一般撮影を考える」を取り上げました。教育講演では富士フィルム株式会社 山田先生に、メーカーの立場からディジタル一般撮影装置の変遷と画像処理技術最前線について講演していただきます。テーマ B[CT]では医療情報部会との共催によりテーマ「医用画像の新たな活用」を取り上げました。教育講演では京都大学呼吸器外科 陳先生に、肺移植外科医の立場で実際の臨床での 3D 画像および 3D プリンタの活用について講演していただきます。第 41 回放射線防護部会・JIRA との共催として「CT 撮影における標準化と最適化～次のステップに向けた取り組み～」を行います。教育講演では放射線医学総合研究所の赤羽先生に、医療被ばくの放射線防護について講演していただきます。また各ワークショップではそれぞれの専門分野の第一線でご活躍されている先生方による講演を企画しています。

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 第65号 2015年9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鋸屋町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

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>