

JSCT2018

日本 CT 技術学会 第 6 回学術大会予稿集

The 6th Annual meeting of Japanese Society of CT Technology

2018 年 6 月 30 日 (土) 9:30 ~ 18:20

名古屋市立大学

桜山 (川澄) キャンパス

日本 CT 技術学会 第 6 回学術大会 (JSCT2018)

【日 時】2018 年 6 月 30 (土) 9:30~18:20 (受付 8:30~)

【会 場】名古屋市立大学 桜山 (川澄) キャンパス

〒467-8601 名古屋市瑞穂区瑞穂町字川澄 1

さくら講堂 [本会場]

本部棟 4 階ホール [ポスター会場]

【参加費】会員：2,000 円、非会員：3,000 円 (学生無料、社会人学生を除く)

【後 援】公益社団法人 日本放射線技術学会中部支部

公益社団法人 愛知県診療放射線技師会

公益社団法人 岐阜県診療放射線技師会

一般社団法人 三重県診療放射線技師会

【認 定】肺がん CT 検診認定機構「肺がん CT 検診認定技師」の更新講習会受講のための単位取得

日本救急撮影技師認定機構「救急撮影技師」の更新のための単位取得

日本 X 線 CT 専門技師認定機構「X 線 CT 認定技師」の更新講習会受講のための単位取得

——— 日本 CT 技術学会 第 6 回学術大会 (JSCT2018) プログラム ———

受付 8:30

開会挨拶 9:25 大会長 藤田保健衛生大学大学院保健学研究科 辻岡勝美

Session 1 (臨床応用物理分野) 9:30-10:18 座長 熊本大学大学院 生命科学研究部 船間芳憲

18001. 腹部領域の Twin-beam Dual-energy-CT における断面内の線量及び均一性の評価

荒俣憲行^{1,2)}, 松原孝祐³⁾, 大久保玲奈²⁾, Thunyarat Chusin²⁾

1) 公立学校共済組合 北陸中央病院 放射線技術科 2) 金沢大学 医薬保健学総合研究科 保健学専攻 3) 金沢大学 医薬保健研究域 保健学系 量子医療技術学講座

18002. Pre-filtered 3D bilateral filter によるノイズ低減画像を用いた仮想単色画像再構成

市川勝弘¹⁾, 川嶋広貴¹⁾, 高田忠徳²⁾

1) 金沢大学 医薬保健研究域保健学系 2) 金沢大学附属病院 放射線部

18003. 高精細 CT における高分解能撮影と逐次近似再構成法の影響に関する基礎的検討

木寺信夫^{1,2)}, 松原孝祐³⁾, 西丸英治¹⁾, 藤岡知加子¹⁾, 横町和志¹⁾, 木口雅夫¹⁾, 石風呂実¹⁾

1) 広島大学病院 診療支援部画像診断部門 2) 金沢大学大学院 医薬保健学総合研究科 3) 金沢大学 医薬保健学研究域保健学系

18004. Deep Learning based Recon (AiCE) を用いたアーチファクト評価に関して

根本拓也, 伊藤雄也, 秋野成臣, 佐渡友哲也, 田中敬

キャノンメディカルシステムズ株式会社 CT 開発部

Session 2 (臨床応用物理分野) 10:30-11:18 座長 名古屋大学 小山修司

18005. SSP の曲線下面積による system performance 関数の補正

五十嵐洸太¹⁾, 市川勝弘²⁾, 川嶋広貴²⁾, 松井亮太¹⁾, 名和蓮¹⁾

1) 金沢大学大学院 医薬保健学総合研究科保健学専攻 2) 金沢大学 医薬保健研究域保健学系

18006. 仮想単色 X 線 CT 画像のコントラストおよび線量依存性の検討

益田翔太, 杉澤浩一, 南島一也, 山崎彰久, 渡部敏夫

慶應義塾大学病院 放射線技術室

18007. 超高解像度 CT 撮影の画質評価：超高精細検出器と面内楕フィルタの比較

川嶋広貴¹⁾, 市川勝弘¹⁾, 赤木憲明²⁾, 長田弘二³⁾

1) 金沢大学 医薬保健研究域保健学系 2) 岡山大学病院 放射線部門 3) 金沢医科大学病院 医療技術部

18008. X 線 CT における時間感度分布曲線の解析

高根侑美¹⁾, 佐藤和宏²⁾, 茅野伸吾¹⁾, 小野寺崇¹⁾, 益田翔太³⁾, 南島一也³⁾, 杉澤浩一³⁾

1) 東北大学病院 診療技術部放射線部門 2) 東北大学大学院 医学系研究科保健学専攻 3) 慶應義塾大学病院 放射線技術室

定期総会

11:20-11:40

司会 広島大学病院 横町和志

< 弁当受け渡し >

Luncheon Seminar

12:00-13:00

座長 藤田保健衛生大学病院 井田義宏

キヤノンメディカルシステムズ株式会社 (共催メーカー)

演題 1: 「物理評価で Precision の潜在力を測る」

国立研究開発法人 国立がん研究センター中央病院 放射線技術部 放射線診断技術室

副放射線技術室長 石原 敏裕 先生

演題 2: 「Aquilion Precision の臨床応用および AiCE 初期経験」

藤田保健衛生大学病院 放射線部 松本良太先生

臨床技術講座

13:10-13:55

座長 つくば国際大学 梁川範幸

演題: 「腹部領域の CT の役割」

岐阜大学医学部附属病院 放射線部 三好利治 先生

Refreshers Seminar

13:55-14:40

座長 国立がん研究センター東病院 村松禎久

演題: 「Size-specific dose estimates (SSDE)について」

金沢大学 医薬保健研究域 松原孝祐 先生

Session 3 (臨床応用技術分野)

14:50-15:50

座長 中津川市民病院 原孝則

18009. Size-Specific Dose Estimates 算出のための患者固定用安全ベルトの開発

庄司友和¹⁾, 栗山和²⁾, 梁野伸貴²⁾, 松尾浩一¹⁾

1) 東京慈恵会医科大学附属病院 放射線部 2) 東京慈恵会医科大学附属柏病院 放射線部

18010. 冠状動脈 CT における Vanishing Liver Position の有用性について

野坂瑠美子¹⁾, 栗山和¹⁾, 梁野伸貴¹⁾, 飯嶋恵¹⁾, 庄司友和²⁾, 柴田公望¹⁾

1) 東京慈恵会医科大学附属柏病院 放射線部 2) 東京慈恵会医科大学附属病院 放射線部

18011. 急性期脳虚血における sequential subtraction を用いた病態評価の検証

大村知己^{1,2)}, 李鎔範²⁾, 高橋規之¹⁾, 佐々木文昭¹⁾, 佐藤祐一郎¹⁾, 石田嵩人¹⁾, 豊嶋英仁¹⁾

1) 秋田県立脳血管研究センター 放射線科診療部, 2) 新潟大学大学院保健学研究科

18012. Dual energy CT を利用した深部静脈血栓評価

薄井裕美¹⁾, 守屋克之¹⁾, 平野高望¹⁾, 藤井智希¹⁾, 佐藤久弥²⁾, 加藤京一³⁾

1)昭和大学病院放射線技術部 2)昭和大学大学院 保健医療学研究科 3)*学校法人 昭和大学 統括放射線技術部

18013. 非剛体補正を用いた血管位置補正精度の評価

大橋芳也, 千葉彩佳, 沼澤香夏子, 今井達也, 早坂駿, 大森剛, 伊藤彩, 原田耕平

札幌医科大学附属病院 放射線部

【特別講演】

16:00-17:00

座長 藤田保健衛生大学大学院 保健学研究科 辻岡勝美

演題：「人工知能の基礎と臨床応用の動向」

藤田保健衛生大学 医療科学部 放射線学科 寺本篤司 先生

Session 4 (ポスター研究発表)

17:10-18:10

会場：本部棟 4階ホール

18002.Pre-filtered 3D bilateral filter によるノイズ低減画像を用いた仮想単色画像再構成

市川勝弘¹⁾, 川嶋広貴¹⁾, 高田忠徳²⁾

1)金沢大学医薬保健研究域保健学系 2) 金沢大学附属病院 放射線部

18014. 小児冠動脈 CT における至適心位相の評価

多田佳司^{1,2)}, 飯島順¹⁾, 細越翔太¹⁾, 市川勝弘³⁾

1) 島根大学医学部附属病院 2) 金沢大学大学院 医薬保健学総合研究科 3) 金沢大学 医薬保健研究域保健学系

18015. Dynamic volume scan におけるシーケンシャルサブトラクション

—Look up table を利用したカラーコード化—

竹内明日香¹⁾, 辻岡勝美²⁾, 富田羊一³⁾, 丹羽正巖⁴⁾, 山田恭平¹⁾, 村上大樹¹⁾, 西村香穂²⁾, 山崎健大²⁾

1) 藤田保健衛生大学大学院 保健学研究科 2) 藤田保健衛生大学 医療科学部放射線学科 3) 名鉄病院 放射線科
4) 市立四日市病院 放射線科

18016. 頸部 CT 検査におけるダークバンドアーチファクトの評価 —撮影位置とビーム幅の検討—

石川貴彬¹⁾, 広瀬真也²⁾, 原孝則³⁾

1) 多治見市民病院 放射線技術課 2) 木沢記念病院 放射線技術部 3) 中津川市民病院 医療技術部

18017. 頭部 CT 検査における延長天板との接続部分が画質と水晶体被曝に及ぼす影響

小鷹狩賢司¹⁾, 横町和志²⁾, 西丸英治²⁾, 高木一成³⁾, 舛田隆則⁴⁾, 近藤武行⁵⁾, 鳩野直也¹⁾

1) 国立病院機構 呉医療センター・中国がんセンター 2) 広島大学病院 診療支援部 画像診断部門

3) 国立病院機構 岡山医療センター 4) 医療法人あかね会 土谷総合病院 5) 東洋メディック株式会社

18018 頭部 CT 画像における専用関数(Std#)と逐次近似再構成(ASiR-V)による ノイズとコントラストの影響

西山徳深, 中川潤一, 寺見佳祐, 小林有基

岡山済生会総合病院 画像診断科

18019. 逐次近似再構成による高精細脳血管 CTA の臨床評価

濱口直子, 濱口明巧, 小寺秀一

札幌麻生脳神経外科病院 放射線科

18020. 超高精細 CT 画像に対するユニバーサル逐次近似再構成ソフトウェアの検討

村松駿¹⁾, 鈴木雅裕¹⁾, 本多亮太¹⁾, 小林貴¹⁾, 小林真美子¹⁾, 村上克彦²⁾, 森谷浩史¹⁾

1) 一般財団法人大原記念財団大原総合病院 画像診断センター 2) 公立大学法人 福島県立医科大学附属病院 放射線部

18021. Time-MIP と Time-Stack ースキャン後でもノイズとコントラストの調節を可能に—

竹内明日香¹⁾, 辻岡勝美²⁾, 富田羊一³⁾, 丹羽正蔵⁴⁾, 村上大樹¹⁾, 山田恭平¹⁾, 西村香穂²⁾, 山崎健大²⁾

1) 藤田保健衛生大学大学院 保健学研究科 2) 藤田保健衛生大学 医療科学部放射線学科 3) 名鉄病院 放射線科
4) 市立四日市病院 放射線科

18022 頭部仮想非造影画像におけるヨード造影剤の除去精度の評価

平入哲也^{1,4)}, 瓜倉厚志²⁾, 原孝則³⁾, 阿瀬川敏¹⁾

1) 順天堂大学医学部附属静岡病院 放射線室 2) 静岡県立静岡がんセンター 画像診断科 3) 中津川市民病院 医療技術部 4) 金沢大学大学院 医薬保健学総合研究科保健学専攻

18023. Dual layer spectral detector CT を用いたヨード物質における仮想単色 X 線画像の解像特性

坂部大介^{1,2)}, 船間芳憲³⁾, 中浦猛³⁾, 笈清孝²⁾, 羽手村昌宏²⁾

1) 熊本大学大学院 保健学教育部保健学専攻 2) 熊本大学医学部附属病院 医療技術部診療放射線部門 3) 熊本大学大学院 生命科学部

18024. 異なるコントラストの標的における仮想単色 X 線画像の画質評価

三澤慎也, 望月純二

みなみ野循環器病院 放射線科

18025. Dual energy CT を用いた仮想単色 X 線画像と低管電圧撮影画像の線量別 CNR 測定

石原大地, 大橋一也, 廣瀬保次郎

名古屋市立大学病院 診療技術部 放射線技術科

18026. 異なる管電圧における線量シミュレーションの精度検証

野村恵一¹⁾, 藤井啓輔²⁾, 太田博之¹⁾, 村松禎久¹⁾

1) 国立がん研究センター東病院 放射線技術部 2) 名古屋大学大学院 医学系研究科

18027. 新たな被ばく低減 Sn フィルタ技術の低線量肺がん検診 CT における有用性: A Phantom Study.

久保岡直哉¹⁾, 永澤直樹¹⁾, 丹羽伸次²⁾, 西村拓真¹⁾, 館守幸³⁾, 石田七香³⁾, 佐久間肇⁴⁾

1) 三重大学医学部附属病院 中央放射線部 2) 中津川市民病院 医療技術部 3) 医療法人社団 山中胃腸科病院 4) 三重大学医学部附属病院 放射線診断科

18028. 体軸コリメータの作動開始時の開口状態をコンソール上で確認する方法

山崎詔一, 江崎徹

自治医科大学附属病院 中央放射線部

18029. 病理検体用 Micro CT の開発 —豚臓器を用いた有効性評価—

早川智就¹⁾, 山田あゆみ¹⁾, 寺本篤司¹⁾, 塚本徹哉²⁾, 斎藤邦明¹⁾, 藤田広志³⁾

1) 藤田保健衛生大学大学院 保健学研究科 2) 藤田保健衛生大学医学部 病理診断科 I 3) 岐阜大学大学院 医学系

研究科

18030. Adaptive radiotherapy に用いる CBCT の体軸方向 CT 値特性

谷口拓矢¹⁾, 原孝則²⁾, 下郷智弘³⁾, 大野光生¹⁾, 増井祐衣¹⁾, 松尾政之⁴⁾

1) 朝日大学病院 放射線部 2) 中津川市民病院 放射線技術科 3) 岐阜医療科学大学 保健科学部 4) 岐阜大学大学院 医学系研究科

表彰式・講評 18:10 表彰委員長 山口 功 先生

閉会挨拶 18:20 次期大会長 熊本大学大学院 生命科学研究部 船間芳憲

18001. 腹部領域の Twin-beam Dual-energy-CT における断面内の線量及び均一性の評価

荒俣憲行^{1,2)}, 松原孝祐³⁾, 大久保玲奈²⁾, Thunyarat Chusin²⁾

1) 公立学校共済組合 北陸中央病院 放射線技術科 2) 金沢大学 医薬保健学総合研究科 保健学専攻 3) 金沢大学 医薬保健研究域_保健学系 量子医療技術学講座

【目的】 当院で使用している CT 装置 SOMATOM Definition Edge (Siemens Healthineers 社製) で使用可能なフィルタ透過型 dual-energy (twin-beam dual-energy 以下 TBDE) CT 撮影は、多くの臨床応用が行われているものの、基本的な物理特性の評価は十分に行われているとはいえない。そこで本研究では、TBDE が多く使用されている腹部領域において、実効エネルギー、面内線量分布、および断面画像内における CT 値および standard deviation (以下 SD) 値を求めることによって、single-energy (以下 SE) 撮影と比較した場合のこれらの特性を把握することを目的とした。

【方法】 SE および TBDE について、それぞれ鉛ケース法にて管電圧 120kV における半価層および、実効エネルギーを求めた。また、組織等価ファントム 007TE-07 型 (CIRS 社製) の線量計挿入孔に、0.6cc 電離箱線量計を挿入し、それぞれの位置における空気カーマより面内線量分布をそれぞれ取得した。さらに、腹部用 X 線水ファントム WAC 型 (京都科学社製) を撮影し、その断面画像における CT 値および SD 値の分布を比較した。撮影条件は SE、TBDE とともに volume CT dose index が等しくなるように設定した。

【結果】 実効エネルギーは SE で 52.3keV、TBDE で 63.1keV となり、SE と比較して TBDE の実効エネルギーが高い傾向が認められた。面内線量分布は両者に大きな差は認められなかったが、表面線量は若干 SE でわずかに高値となった (Fig.1)。水ファントムの断面画像内における CT 値の変化は TBDE でやや小さくなったが、最大で 2.7HU 程度であった。SD 値の変化は両者で大きな差はみられなかった (Fig.2)。

【結語】 SE と TBDE では実効エネルギーに 10.8keV の差が認められたが、断面内線量分布や断面内画像における CT 値および SD 値の変化には大きな影響がないことがわかった。

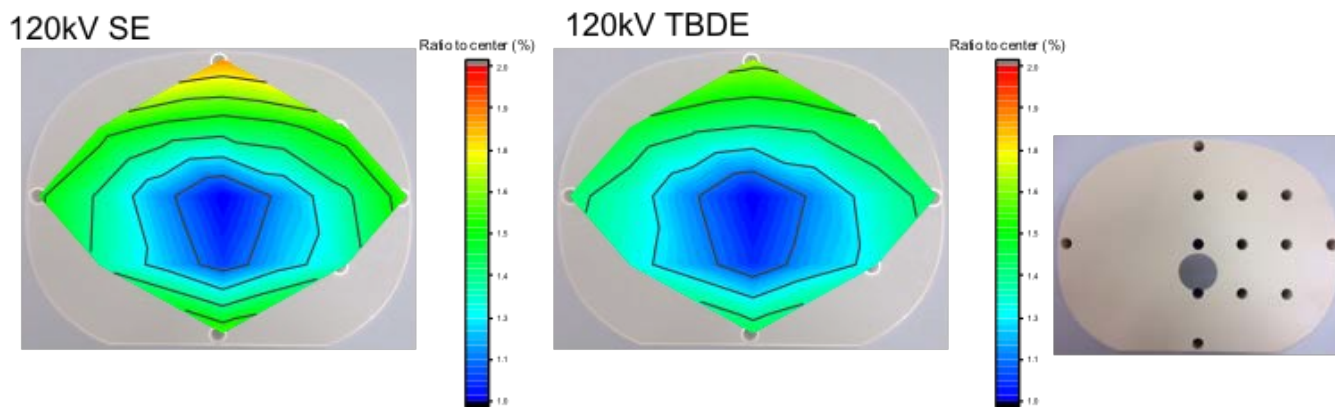


Fig. 1 組織等価腹部ファントムにおける面内線量分布とファントム画像

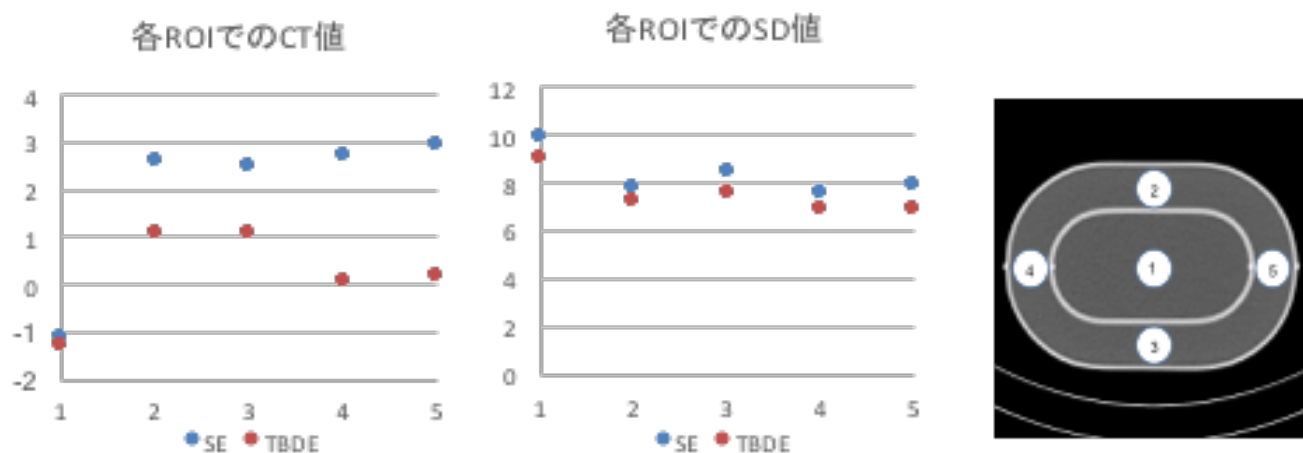


Fig. 2 腹部用X線水ファントムWAC型 でのCT値, SD値およびROI点

18002. Pre-filtered 3D bilateral filter によるノイズ低減画像を用いた仮想単色画像再構成

市川勝弘¹⁾, 川嶋広貴¹⁾, 高田忠徳²⁾

1) 金沢大学 医薬保健研究域保健学系 2) 金沢大学附属病院 放射線部

【目的】 Dual energy computed tomography (DECT) における仮想単色 X 線画像における低 keV 画像は、造影コントラストを顕著に増加する反面ノイズも増加させる。これを改善するために CT 装置の各社がノイズ低減技術処理を組み込むことで画質改善を図っているが十分とは言えない。我々は第 5 回学術大会でノイズを顕著に低減する画像レベルの処理である Pre-filtered 3D bilateral filter (3DBL_{PF}) の開発とその画質特性について報告した[1]。本研究では、3DBL_{PF} を DECT の低 keV と高 keV 画像に適用した後、オリジナルの仮想単色画像再構成アルゴリズムにより再構成した画像の画質特性を、ノイズ低減アルゴリズムが組み込まれた仮想単色画像再構成アルゴリズム[2]である Siemens 社の Mono+ と比較した。

【方法】 30 cm 径の水ファントム内に軟部組織等価物質による 3 cm 径のロッドと、2mgI のヨード含有率の同径のロッドを固定し、dual source CT である Somatom definition flash (Siemens) にて 20 mGy の CTDI_{vol} でスキャンした。100 keV 画像と Sn フィルタ 140 keV 画像を、それぞれ 3DBL_{PF} でノイズ低減した後、オリジナルの仮想単色画像再構成アルゴリズムにより 40 keV の仮想単色画像を再構成した (3DBL-Mono)。また DECT ワークステーションである singo.via にて、Mono+ の 40 keV の画像を再構成した。ヨードロッド画像から circular edge 法により task-based transfer function (TTF) を、ファントムの水部分より noise power spectrum (NPS) を測定し、TTF²/NPS より system performance function (SP) を算出し、比較した。倫理委員会の承認を得て取得した腹部の DECT 画像を、3DBL-Mono と Mono+ で再構成し、視覚的に比較した。

【結果】 3DBL-Mono の 40 keV の画像は、Mono+ に対して顕著にノイズが低減し、TTF はほぼ同等であった。これにより、算出した SP² は、Mono+ から約 70% 向上した (Fig. 1)。臨床画像でも顕著なノイズ低減が確認され、造影血管の辺縁が Mono+ より明瞭になった (Fig. 2)。

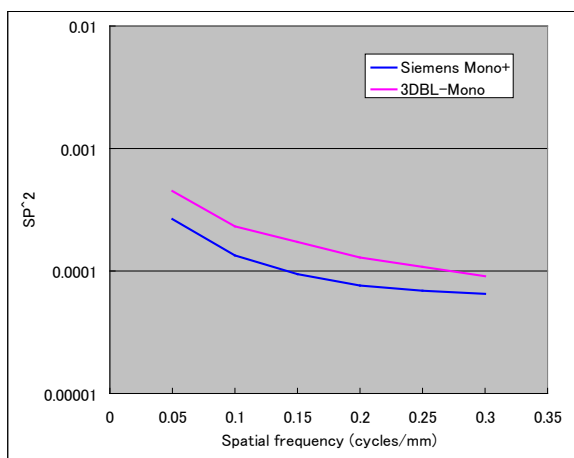


Fig. 1
40 keV における Mono+ と 3DBL-Mono の SP

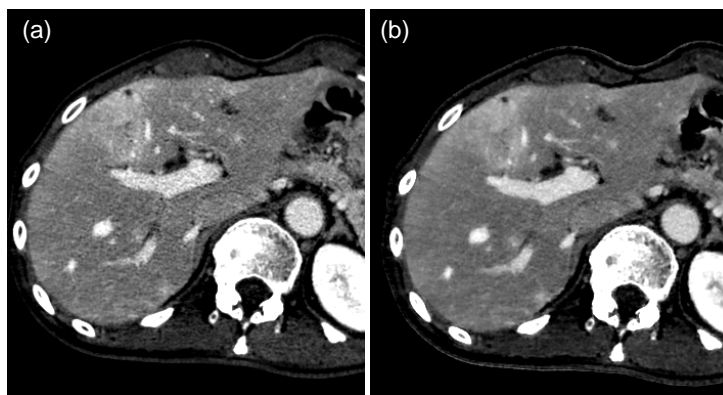


Fig. 2
40 keV における Mono+ と 3DBL-Mono の門脈相の CT 画像

参考文献

- [1] Ichikawa K, Pre-filtered 3-dimensional bilateral filtering for noise reduction of computer tomography images. Japanese Journal of Computed Tomography Technology, 2017;5(2):13-16
- [2] Leng S, et al. Maximizing Iodine Contrast-to-Noise Ratios in Abdominal CT Imaging through Use of Energy Domain Noise Reduction and Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT. Radiology. 2015;276(2):562-570

18003. 高精細 CT における高分解能撮影と逐次近似再構成法の影響に関する

基礎的検討

木寺信夫^{1,2)}, 松原孝祐³⁾, 西丸英治¹⁾, 藤岡知加子¹⁾, 横町和志¹⁾, 木口雅夫¹⁾, 石風呂実¹⁾

1) 広島大学病院 診療支援部画像診断部門 2) 金沢大学大学院 医薬保健学総合研究科

3) 金沢大学 医薬保健学研究域保健学系

【目的】近年開発された 0.25 mm の検出器を搭載した高精細 CT は、空間分解能を向上させる高分解能撮影モード (High Resolution mode: HR mode) という機能を有している。HR mode は空間分解能の向上と同時に画像ノイズが増加するという挙動を示し、画像ノイズの増加は臨床使用への問題点となる。画像ノイズの抑制には逐次近似再構成法の使用が有用であると報告され、臨床でも広く用いられている。しかし、逐次近似再構成法は一部の条件下で空間分解能が低下するという報告もあり、HR mode と併用した場合の空間分解能への影響が懸念される [1]。本研究の目的は HR mode と逐次近似再構成法の併用下における画質への影響を評価することである。

【方法】CT 装置は Aquilion Precision (Canon Medical Systems 社製)、ファントムは ACR ファントム (Gammex 社製) を用いた。撮影条件は管電圧: 120 kV, CTDI_{vol}: 4.8, 7.2, 9.6 mGy, X 線管回転速度: 0.5 sec/rotation, 撮影モード: Normal Resolution mode (NR mode), HR mode, スライス厚: 5 mm, Display field of view: 200 mm とし、それぞれの撮影において、再構成法: FBP (FC13), AIDR 3D (FC13), FIRST (BODY) で画像再構成を行った。画像解析には CTmeasure [2] を使い、ACR ファントムの CT 値精度テスト用モジュール内のアクリル (CT 値: 120 HU) 部分で円形エッジ法による modulation transfer function (MTF) を測定し、均一性モジュール内で noise powered spectral (NPS) の測定を行い、signal to noise ratio (SNR) を算出した。

【結果】NR mode では FIRST が最も高い MTF を示したのに対し、HR mode では FBP が最も高い MTF を示した。NPS は FBP, AIDR 3D, FIRST の順に低い値を示し、AIDR 3D, FIRST では特に高周波のノイズ成分が大きく低下した。SNR は NR・HR mode とともに FIRST で大きく向上し、FBP と AIDR 3D との比較では差がみられなかった。

[1] Urrikura A, Ichikawa K, Hara T, et al. Spatial resolution measurement for iterative reconstruction by use of image averaging techniques in computed tomography. Radiol Phys Technol. 2014; 7(2): 358-366.

[2] Ichikawa K, CTmeasure, <http://www.jsct-tech.org/>, 2012-2014.

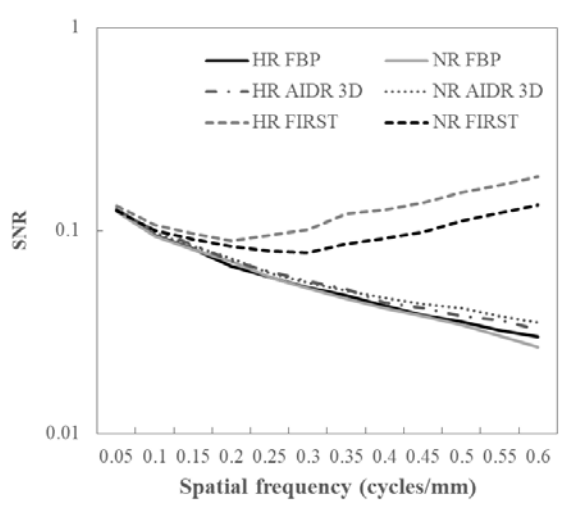


Fig1: Comparison of SNR measured across the different reconstruction method in High resolution mode and Normal mode.

18004. Deep Learning based Recon (AiCE)を用いたアーチファクト評価に関して

根本拓也, 伊藤雄也, 秋野成臣, 佐渡友哲也, 田中敬
 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 CT 開発部

【目的】

超高精細 CT 装置 Aquilion Precision における更なる画質改善として DLR : Deep Learning based Reconstruction (AiCE)を開発しアーチファクトの改善度を評価したので報告する。

【方法】

従来の再構成法とは異なり DLR は, 訓練データを使用した学習アルゴリズムによって再構成モデル, 及びパラメータを自動的に最適化する. 教師画像として MBIR データを用いているため, ノイズ低減だけではなくアーチファクトの低減も期待される. アーチファクトの評価として, 超高精細 CT (Aquilion Precision : キヤノンメディカルシステムズ社製) を用いて BODY (人体模擬) ファントムを撮影し, AIDR 3D(Hybrid-IR)と AiCE における画像 SD を測定し肩部領域におけるストリーク・アーチファクトの低減度を評価した. また, AiCE は従来のメタル・アーチファクト低減処理 (SEMAR) が適用できるため, メタル・アーチファクト低減度に関しても CT 値を測定して AIDR 3D と AiCE で比較した.

【結果】

図 1 より AiCE は AIDR 3D と比較して, 視覚的にストリーク・アーチファクトが低減していることが分かる. また, 表 1 より関心領域の画像 SD が最大 31.7%ほど改善していることから, ストリーク・アーチファクト低減能が AIDR 3D より高いことが確認できた. AiCE とメタル・アーチファクト低減処理を併用することによって, AIDR 3D と併用した場合と同程度のメタル・アーチファクト低減効果が得られることが確認できた.

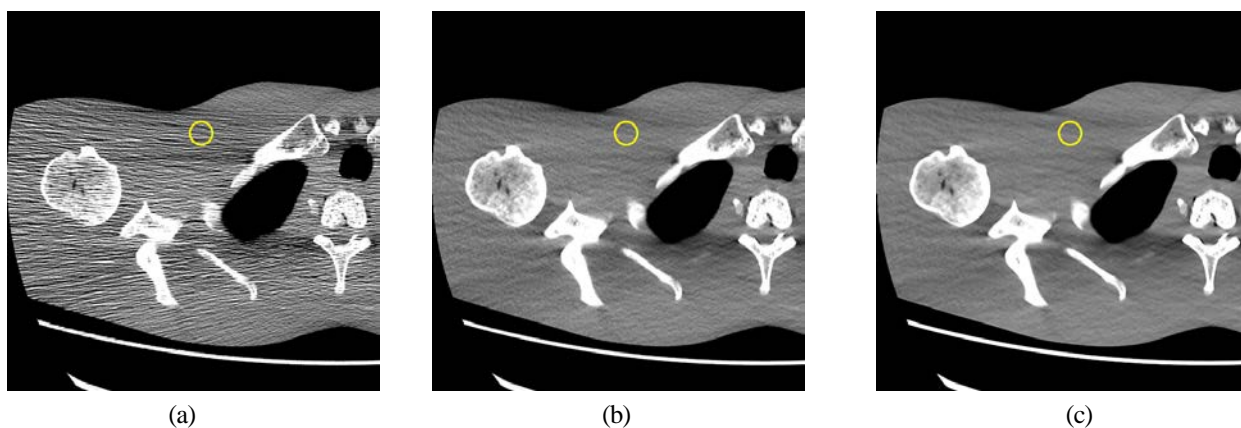


図 1. BODY ファントムの再構成画像および関心領域の設定. 再構成条件は SHR モード, (a)FBP, (b) AIDR3D, (c) AiCE. 撮影条件は, 管電圧 : 120kV, 線量 : 200mAs. (スライス厚 : 3.0[mm], WL/WW = [40, 400])

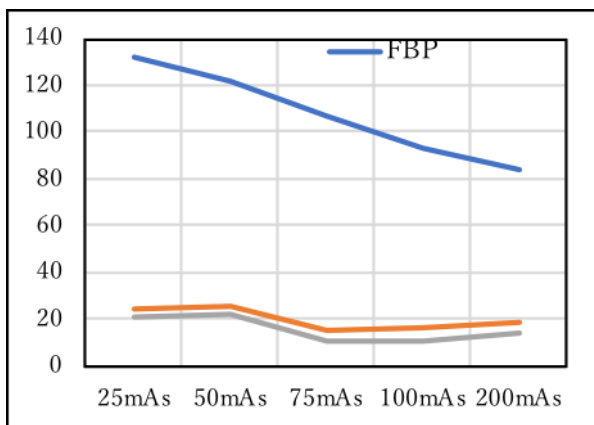


図 2. 関心領域における線量毎の画像 SD の推移

表 1. 関心領域における線量毎の画像 SD の比較

	25mAs	50mAs	75mAs	100mAs	200mAs
FBP	133	122	107	92.9	84.4
AIDR3D	24.8	25	15.3	16.1	18.0
AiCE	20.6	22.1	11.1	11.0	13.9

18005. SSP の曲線下面積による system performance 関数の補正

五十嵐洸太¹⁾, 市川勝弘²⁾, 川嶋広貴²⁾, 松井亮太¹⁾, 名和蓮¹⁾

1) 金沢大学大学院 医薬保健学総合研究科保健学専攻 2) 金沢大学 医薬保健研究域保健学系

【目的】Computed tomography (CT)のシステム間の性能比較に, modulation transfer function (MTF)と noise power spectrum (NPS)から算出できる system performance (SP) 関数を用いた報告が見られるようになった[1, 2]. SP による比較の際, 異なるシステム間で設定スライス厚が同一であっても, slice sensitivity profile (SSP)が異なる場合において, その比較が正当とはいえない。そこで, SSP の曲線下面積をスライス方向の X 線利用分布として捉え, その比により NPS を補正することができれば, 比較的簡単な測定から SP の補正が可能となる。本研究ではホワイトノイズ画像を元にしたシミュレーションと, 実際の CT 画像を用いた実測より, 本補正法の妥当性を検証した。

【方法】Standard deviation (SD)が 100 となる正規分布ホワイトノイズ画像を 128 画像作成し, スライス間隔を 0.1 mm と仮定した。Detector collimation 幅を 0.7 mm と仮定して 7 画像を移動平均し, 底辺が 2 mm の三角関数をヘリカル補間の重み付けと見立て適用し, さらにスライス面に再構成関数を模擬したフィルタを適用した。この画像の SSP の半値幅は 1.17 mm (約 1 mm) であった。この画像に対して幅 2 mm の体軸方向移動平均を適用し, 約 2 mm のスライス厚の画像を作成し, これら 1 mm 厚と 2 mm 厚の SSP の曲線下面積 (AUC_{SSP}) の比と, NPS の比を比較した。また 16 列 multi-detector row CT (MDCT) の 1, 1.5, 及び 2 mm 設定スライス厚に対する SSP をマイクロコイン法で測定した後, SSP の AUC_{SSP} の比を算出した。20 cm 径の水ファントムを CTDI_{vol} = 5 mGy で撮影し, それぞれのスライス厚の画像の NPS の比と AUC_{SSP} の比を比較した。

【結果】シミュレーションにおいて, AUC_{SSP} と NPS の 2 mm に対する 1 mm の比は, それぞれ 0.59 と 0.61 となり, 約 4% の誤差となった。MDCT の 1.5 mm 対 1 mm, 2 mm 対 1.5 mm, 2 mm 対 1 mm は, それぞれ, 約 4%, 4%, 3% の誤差となった。なおシミュレーションにおいて単純にスライス方向のガウスシアンフィルタを適用して約 2 mm と約 1 mm のスライス厚の画像を作成した場合には, 0.4% の誤差となり AUC_{SSP} の比と NPS の比はほぼ一致した。ガウスシアンフィルタの良一致から, 観測された誤差は CT のデータ収集や再構成の様々な因子によるものと推測された。調べた条件下では誤差は最大で 4% であったことから, AUC_{SSP} の比による補正は, やや誤差を含むものの比較的簡便に SP 関数の補正が可能であることが検証された。

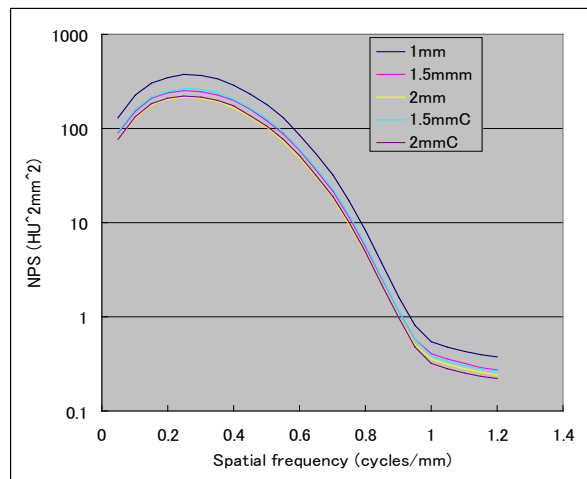


Fig. 1 MDCT を用いた実測における 1, 1.5, 2 mm 厚の NPS と, 1 mm と 1.5 mm 及び 1 mm と 2 mm の AUC_{SSP} の比から 1mm の NPS を用いて算出した 1.5 mm と 2 mm の推測 NPS (1.5 mmC, 2.5mmC) . AUC_{SSP} の比から見積もった NPS は, 実測とほぼ一致した (それぞれ誤差は 4% と 3%) .

参考文献

- [1] Ichikawa K, Pre-filtered 3-dimensional bilateral filtering for noise reduction of computer tomography images. Japanese Journal of Computed Tomography Technology, 2017;5(2):13-16
- [2] Miura Y, et al, Comparative evaluation of image quality among different detector configurations using area detector computed tomography. Radiol Phys Technol. 2018;11(1):54-60

18006. 仮想単色 X 線 CT 画像のコントラストおよび線量依存性の検討

益田翔太, 杉澤浩一, 南島一也, 山崎彰久, 渡部敏夫
慶應義塾大学病院 放射線技術室

【目的】我々は第 74 回放射線技術学会総会学術大会にて 120 kVp 画像と比較し, その同等 CT 値を示す仮想単色 X 線 CT 画像 (virtual monochromatic spectral CT image : VMSI)の周波数特性が変化していることを報告し, VMSI に対し何らかの非線形処理が施されていると考察した. 従来の 120 kVp 画像には施されていないこの非線形処理がコントラストおよび線量によってどのような挙動を示すか検証する必要がある, single energy CT scan および dual energy CT scan を併用している臨床においてその特性の差を把握することは重要であると考え, VMSI ではコントラストおよび線量に依存した面内の物理特性の変化が生じると仮定した. 本研究の目的は, VMSI におけるコントラストおよび線量による面内物理特性の挙動の検証, および 120 kVp 画像の特性と比較を行うことである.

【方法】径 30 mm の軟部組織等価物質 (CT 値 : 70 Hounsfield Unit; HU)および polyoxymethylene (POM) (CT 値 : 300 HU)の円柱ロッドを挿入した自作 phantom (外形 200 mm)を使用. 70 HU を低コントラスト, および 300 HU を高コントラストと定義した. 撮影条件は volume CT dose index (CTDI_{vol}): 4.8 mGy および 12 mGy, 画像再構成法は filtered back projection (FBP)である. Single energy である 120 kVp 画像 (120 kVp)と同等 VMSI として 70 keV-VMSI とした[1]. Circular edge 法による task transfer function (TTF), および noise power spectrum (NPS)を算出[2], システム性能 (system performance : SP) 関数 [3]を算出した. CT scanner は Revolution CT (GE Healthcare)である.

【結果】120 kVp のコントラスト差による SP の変化はなかった (Fig. 1). 70 keV-VMSI では低コントラストで低下, 高コントラストで向上した (Fig. 2). また, 低コントラストの 50 %TTF を示す周波数における SP² (f)に関して, 12 mGy を基準とした 4.8 mGy の低下率は, 120 kVp, および 70 keV-VMSI で, それぞれ 60.1 %, および 79.8 %であった. 高コントラストでは, それぞれ 60.9 %, および 64.9 %であった.

【結語】VMSI の面内物理特性は, コントラスト依存性があり, 高コントラスト条件で向上した. また, 線量依存性は VMSI において 120 kVp と比べ低線量時の SP の低下が大きく, その程度は低コントラスト条件で顕著であった.

[1] Matsumoto K, et al. Virtual Monochromatic Spectral Imaging with Fast Kilovoltage Switching: Improved Image Quality as Compared with That Obtained with Conventional 120-kVp CT. Radiology 2011; 259(1): 257-62.

[2] Ichikawa K, CTmeasure, Japanese society of CT technology, Kasumi, Minami-ku, Hiroshima, JPN, <http://www.jsct-tech.org/>, 2012-2018.

[3] Miura Y, et al. Comparative evaluation of image quality among different detector configurations using area detector computed tomography. Radiol phys Technol 2018; 11(1): 54-60.

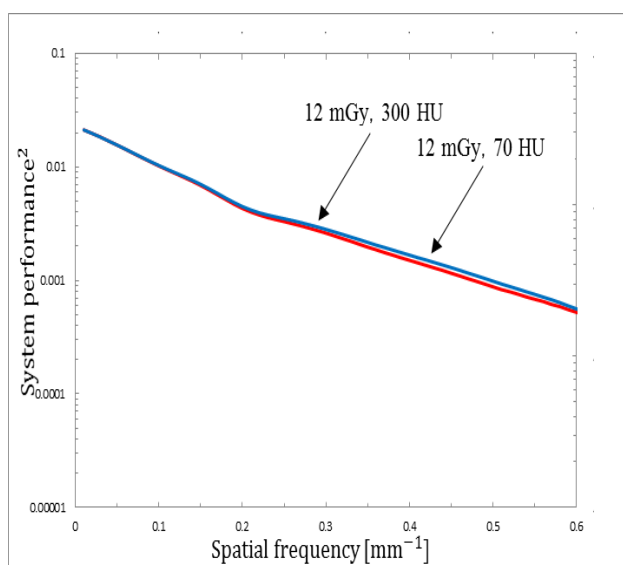


Fig. 1. Comparison of system performance for the contrast difference with the 120 kVp

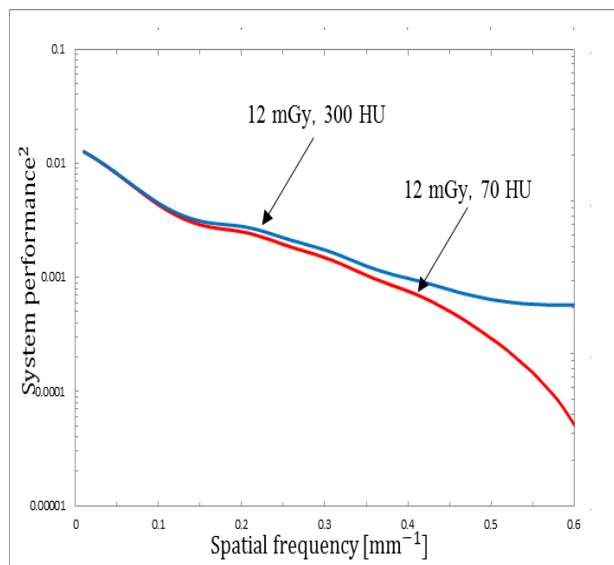


Fig. 2. Comparison of system performance for the contrast difference with the 70 keV-VMSI

18007. 超高解像度 CT 撮影の画質評価：超高精細検出器と面内櫛フィルタの比較

川嶋広貴¹⁾, 市川勝弘¹⁾, 赤木憲明²⁾, 長田弘二³⁾

1) 金沢大学 医薬保健研究域保健学系 2) 岡山大学病院 放射線部門 3) 金沢医科大学病院 医療技術部

【目的】近年、臨床で使用可能な multi-detector CT において、超高解像度(ultra-high resolution: UHR)撮影が可能となってきた¹⁻³。そこで、本研究では高精細検出器を有する CT 装置と櫛を利用して高解像度スキャンを行う CT 装置の物理的画質評価を行い、それぞれの装置の特性を明らかにすることを目的とした。

【方法】画像データの取得には、キヤノンメディカルシステムズ社製の Aquilion PrecisionTM (detector-UHR)を用い、検出器構成が 0.25 mm×160 row, 焦点サイズ 0.4 mm×0.5 mm の撮影モードを使用した。同様の焦点サイズが選択可能なシーメンス社製 3 世代 Dual source CT 装置 SOMATOM Force は検出器が 0.6 mm×32 row で構成され、面内に櫛を挿入する撮影モード (comb-UHR)を使用した。さらに第 2 世代 Dual source CT 装置 SOMATOM Definition Flash では、検出器構成が 0.3 mm×16 row となる z-UHR モードを用いた。これらの CT 装置の画質評価として、直径 0.1 mm の金属ワイヤを用いて modulation transfer function (MTF), 直径 300 mm の円筒型水ファントムを用いて $CTDI_{vol} = 10$ mGy における noise power spectrum (NPS), マイクロコインを用いて slice sensitive profiles (SSP)を測定した。NPS はスライス厚の影響を受けるため SSP の値を用いて補正を行い corrected NPS を取得した。System performance 関数(SP)は、MTF と corrected NPS から算出し、各装置の検出効率を比較した。なお、撮影条件は同等となるように各装置で調整を行った。

【結果】 SP^2 は、ほとんど全周波数域で comb-UHR が最も高くなり、次いで detector-UHR, zUHR の順となった(Fig. 1)。Comb-UHR は櫛による検出効率の低下があるにも関わらず、高い性能を示した。しかし、detector-UHR に比べ、スキャン時間が長いことや FOV が限定されること、最低スライス厚 0.6 mm など、撮影には制限があった。

[1] Hata A, Yanagawa M, Honda O, et al. Effect of Matrix Size on the Image Quality of Ultra-high-resolution CT of the Lung Comparison of 512×512, 1024×1024, and 2048×2048. Acad Radiol. 2018;S1076-6332(17):30054-4.

[2] Meyer M, Haubenreisser H, Raupach R, et al. Initial results of a new generation dual source CT system using only an in-plane comb filter for ultra-high resolution temporal bone imaging. Eur Radiol. 2015;25(1):178-185.

[3] McCollough C, Leng S, Sunnegardh J, et al. Spatial resolution improvement and dose reduction potential for inner ear CT imaging using a z-axis deconvolution technique. Med Phys. 2013; 40(6):061904.

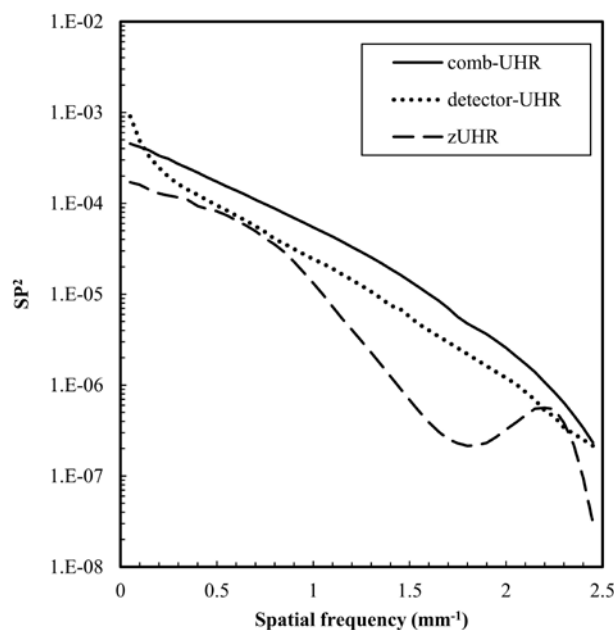


Fig. 1: Resultant system performance function $SP(u)^2$ of the comb-UHR (solid line), the detector-UHR (dotted line) and the zUHR (broken line). The SP^2 of the comb-UHR were superior to the other scan systems over the entire frequency range.

18008. X線CTにおける時間感度分布曲線の解析

高根侑美¹⁾, 佐藤和宏²⁾, 茅野伸吾¹⁾, 小野寺崇¹⁾, 益田翔太³⁾, 南島一也³⁾, 杉澤浩一³⁾

1) 東北大学病院 診療技術部放射線部門 2) 東北大学大学院医学系研究科保健学専攻 3) 慶應義塾大学病院 放射線技術室

【目的】CTの性能評価指標の一つに、時間分解能がある。時間分解能の評価には、時間感度分布曲線 (temporal sensitivity profile : TSP) が必要であり、その形状は再構成アルゴリズムの他に、ピッチファクタや管球回転時間など、スキャン条件に依存して変化することが報告されている [1]。そのため、TSPは逆投影に使用されるデータ量、逆投影処理における投影角範囲や重み付け関数など、再構成処理の本質に関わる情報が含まれていると考える。しかし、TSPから直接逆投影データ量や重み付け関数を求めることは困難である。そこで、本研究では時間感度分布曲線をより詳細に解析し、逆投影に使用するデータ量を明らかにする。また、逆投影データに付与される重み付け関数を推測し、その妥当性を検証する。

【方法】3社5台のCT装置を使用した。管球回転時間を0.5sに設定し、Ichikawaらの提案手法 [2] によりピッチファクタを変化させて、TSPを取得した。逆投影データ量や重み付け関数を明らかにするには、インパルス (金属球) の信号強度の違いがCT値に与える影響を抑制する必要がある。信号強度に影響する主な因子として、金属球の発射速度やスキャン条件が考えられる。そこで、CT値の変動を抑制するために、インパルス信号のスライス感度分布曲線の曲線下面積により、TSPの応答を正規化した新たな手法を提案した。この正規化したTSPをmodified TSPという。modified TSPの横軸を相対時間から投影角度に変換したものをmodified TSP_Aとし、投影角範囲とmodified TSPの曲線下面積を求めた。さらに、modified TSP_Aにピッチファクタを乗じたmodified TSP_Wを算出した。Taguchiらの報告 [3] より推定した重み付け関数とmodified TSP_Wを比較し、推測値と実測値の妥当性を検証した。

【結果】modified TSPの曲線下面積は高ピッチファクタほど小さくなり、投影角範囲は高ピッチファクタほど狭くなった。また、modified TSPの面積とピッチファクタの積を管球回転時間で正規化した値、および投影角範囲にピッチファクタを乗じた値は、スキャン条件によらず、ほぼ一定値となった。したがって、modified TSPの面積は逆投影に使用されるデータ量を反映していると考えた。さらに、modified TSPより求めた重み付け関数は、Taguchiらの報告を基に推定したものとほぼ一致しており (Fig. 1)、modified TSP_Wは投影データに付与される重み (重み付け関数) を示していると推察した。

- [1] Takanori Hara, et al. Temporal resolution measurement of 128-slice dual source and 320-row area detector computed tomography scanners in helical acquisition mode using the impulse method. *Physica Medica* 2016; 32(4): 625-630.
- [2] Katsuhiko Ichikawa, et al. Assessment of temporal resolution of multi-detector row computed tomography in helical acquisition mode using the impulse method. *Physica Medica* 2015; 31(4): 374-381.
- [3] Katsuyuki Taguchi, et al. A new weighting scheme for cone-beam helical CT to reduce the image noise. *Physics Medicine and Biology* 2004; 49: 2351-2364.

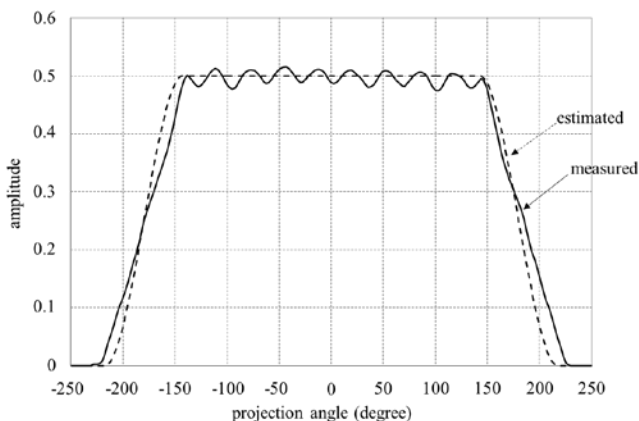


Fig.1: Comparison of the estimated and measured weighting function

18009. 急性期脳虚血における sequential subtraction を用いた病態評価の検証

大村知己^{1,2)}, 李鎔範²⁾, 高橋規之¹⁾, 佐々木文昭¹⁾, 佐藤祐一郎¹⁾, 石田嵩人¹⁾, 豊嶋英仁¹⁾

1)秋田県立脳血管研究センター 放射線科診療部, 2)新潟大学大学院保健学研究科

【目的】

頭部 4 dimensional computed tomography angiography (4D-CTA) は、脳血管の閉塞症例において閉塞血管末梢側の側副血行路が評価できる。しかし、血行動態の観察は経時的に血管の描出を視覚評価するため、より客観性のある評価手法の確立が必要である。本研究は、急性期脳虚血の 4D-CTA に Sequential subtraction を用いて脳血管と脳組織の病態評価について検証することを目的とした。

【方法】

対象は脳主幹動脈が閉塞した急性期脳虚血 3 症例とした (60 歳男性, 74 歳女性, 70 歳男性)。4D-CTA は 80 kVp, 80 mA で造影剤注入 9 秒後から 35 秒まで 1 秒 1 回転の連続撮影で施行された。Sequential subtraction は 1 秒ごとの 4D-CTA 画像を以下のとおり後処理した。造影剤が脳血管に到達した時点の画像から 1 秒前の画像を減算し、以後造影剤が脳血管を通過した画像まで順次、同様に減算した。Sequential subtraction 画像は、血行動態に応じて正 (inflow), 負 (outflow) の CT 値変化を示す。検証方法は Sequential subtraction 画像を CT 値のレンジごとにカラー表示して、正常、虚血および梗塞の領域について CT 灌流画像と比較した。

【結果】

正常領域と虚血領域は造影剤の inflow と outflow の描出差で明瞭であり、CT 灌流画像の血流量低下領域と一致した。また、造影剤による CT 値の変化が無い梗塞領域は、CT 灌流画像の血液量低下領域と一致した。

【結論】

Sequential subtraction を応用した本手法は、従来の 4D-CTA 評価よりも客観的に脳虚血の病態評価が可能である。

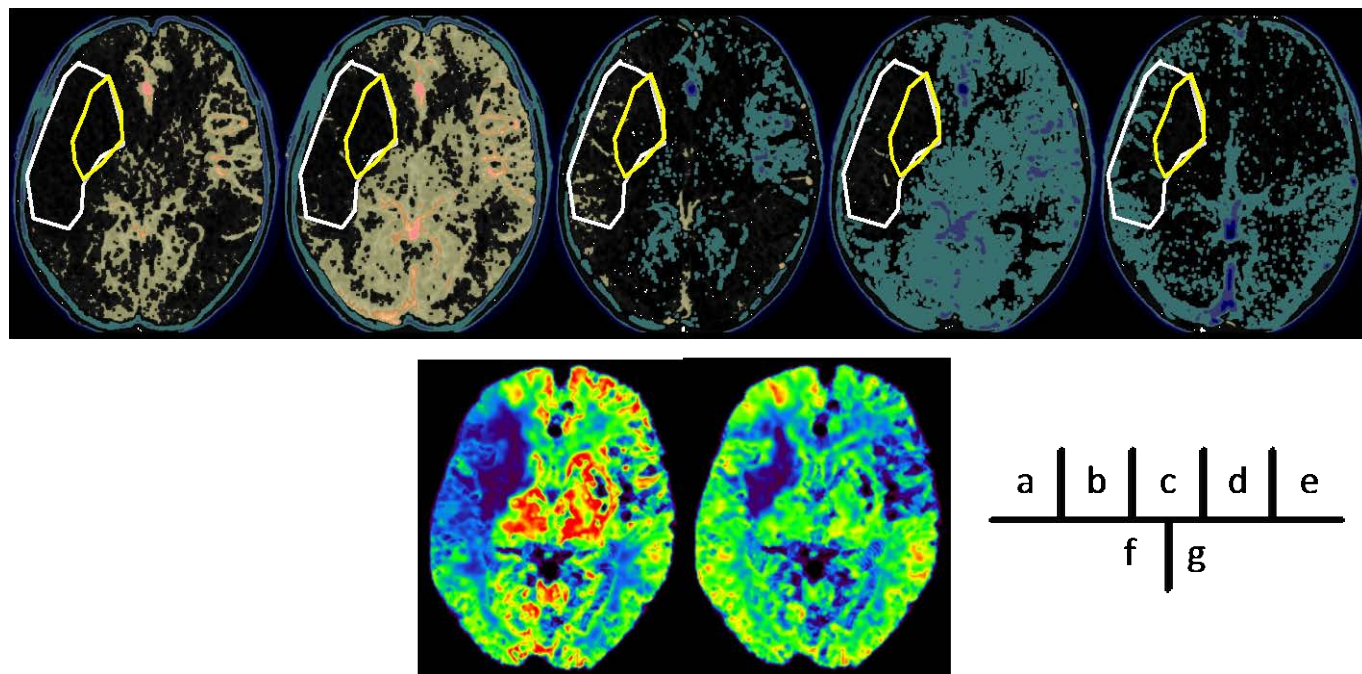


Fig.1: Image of sequential subtraction 4D-CT and CT perfusion. In 4D-CT of sequential subtraction, yellow is inflow area, and blue is outflow area.

- a: Early inflow image
- b: Late inflow image
- c: Early outflow image
- d: Late outflow image
- e: Delayed image
- f: Cerebral blood flow
- g: Cerebral blood volume

18010. Dual energy CT を利用した深部静脈血栓評価

薄井裕美¹⁾, 守屋克之¹⁾, 平野高望¹⁾, 藤井智希¹⁾, 佐藤久弥²⁾, 加藤京一³⁾

1)昭和大学病院放射線技術部 2)昭和大学大学院 保健医療学研究科 3)*学校法人 昭和大学 統括放射線技術部

【目的】深部静脈血栓症 (Deep-vein thrombosis :DVT)の治療方針の決定には、血栓の性質 (急性期/慢性期)、塞栓範囲、塞栓源等を把握する必要がある。DVT の評価は造影 CT 検査や超音波が有用であるが、血栓の性質を評価する点では超音波が優れている現状にある [1]。今回、Dual energy CT の物質弁別法を使用することで、血栓の成分評価が可能ではないかと考えた。そこで、DVT を有し治療・経過観察を行っている症例において、治療前後の Dual energy imaging を比較し、血栓の性質と治療効果の関連について評価した。

【方法】Dual energy CT を施行し DVT を有する症例を抽出し、治療前後の血栓部及び反対側の静脈の virtual non contrast (VNC), 造影剤成分 (Contrast media ingredient :CM), mixed image の CT 値を計測した。治療後に血栓が溶解した症例と溶解していない症例に分け、治療前の VNC, CM, mixed image について比較を行なった。さらに、反対側の静脈において正規化した血栓についても同様に比較した。

【結果】正規化していない VNC は有意差がなかったが、正規化した VNC では有意差 ($p<0.05$) がみられた。CM, mixed image では血栓の溶解前後で有意に値が上昇した。

【結語】治療前にヨード成分が豊富な血栓は、治療効果が高いことが示唆された。また、静脈で正規化した血栓の VNC は治療効果予測に有用な指標となりうることが示唆された。

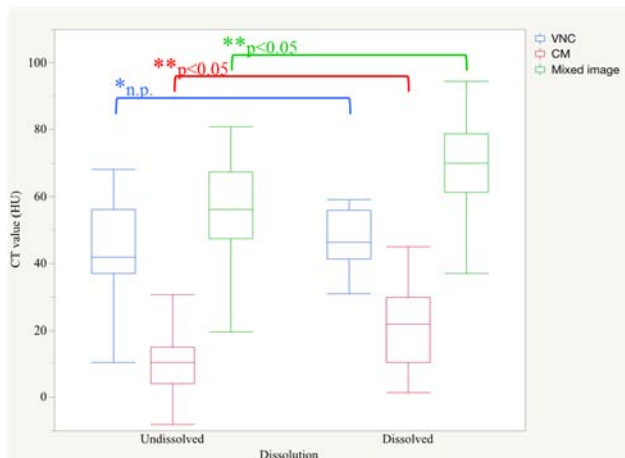


Fig.1 Comparison of CT value for VNC, CM, mixed image.

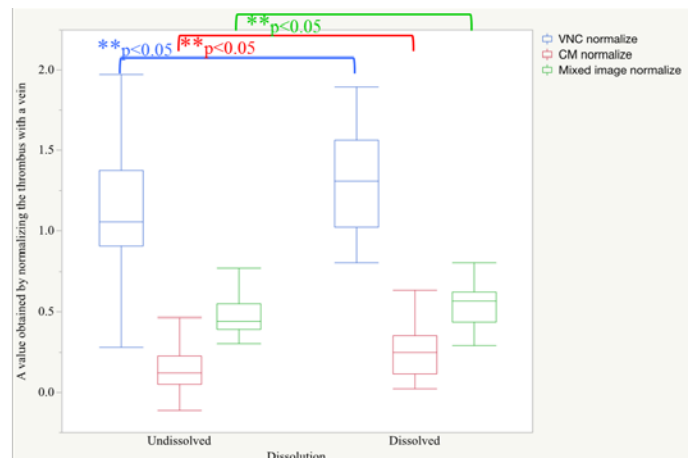


Fig.2 Comparison of a value obtained by normalizing the thrombus with a vein for VNC, CM, mixed image.

[1] JCS Joint Working Group, Guidelines for the Diagnosis, Treatment and Pulmonary Thromboembolism and Deep Vein Thrombosis. Circulation Journal, 75(5), 1258-1281 (2011)

18011. 非剛体補正を用いた血管位置補正精度の評価

大橋芳也, 千葉彩佳, 沼澤香夏子, 今井達也, 早坂駿, 大森剛, 伊藤彩, 原田耕平
札幌医科大学附属病院 放射線部

【目的】

近年, 消化器領域の手術は多様化し, 腹腔鏡下などの低侵襲な手術が可能となっているが, 腹腔内の血管走行は複雑でバリエーションが多く, 血管損傷を含む様々なリスクを伴う. そのため, 術前に3D CTを用いたシミュレーションは安全な手術を行う上で重要である. 一方, 多時相撮影を用いた Fusion 3D CT は, ミスレジストレーションによって血管の位置関係にずれを生じてしまい, 誤った血管解剖を描出してしまうケースが存在する.

本研究の目的は, 腹部血管3D CT画像に対し, 非剛体補正を用いてミスレジストレーション補正が可能であるかを明らかにすることである.

【方法】

対象は, 消化器領域の術前に3D CTを施行した54名である. まず門脈相を基準に早期動脈相を非剛体補正した. そして門脈相における動脈の位置座標を真値として, 早期動脈相における補正前後の動脈の位置座標をそれぞれ計測, 真値との距離を算出した. 最後に真値に対する非剛体補正前後の動脈位置座標の差を補正率 (CR)として算出した. 計測点は, 右肝動脈 (RHA), 腹腔動脈 (CEA), 回腸動脈 (ICA)の分岐部である. 計測者は放射線技師2名とし, 検者間信頼性として級内相関係数 (ICC)を求めた.

【結果】

RHA, CEA および ICA の CR はそれぞれ 84.8%, 63.4%および 23.5%であった. 同様に, ICC は 0.937 (95%CI: 0.892-0.963), 0.929 (95%CI: 0.878-0.959)および 0.995 (95%CI: 0.991-0.997)であった.

【結論】

消化器領域の Fusion 3D CT は, 非剛体補正を用いることで上腹部においてはミスレジストレーションの補正が可能である.

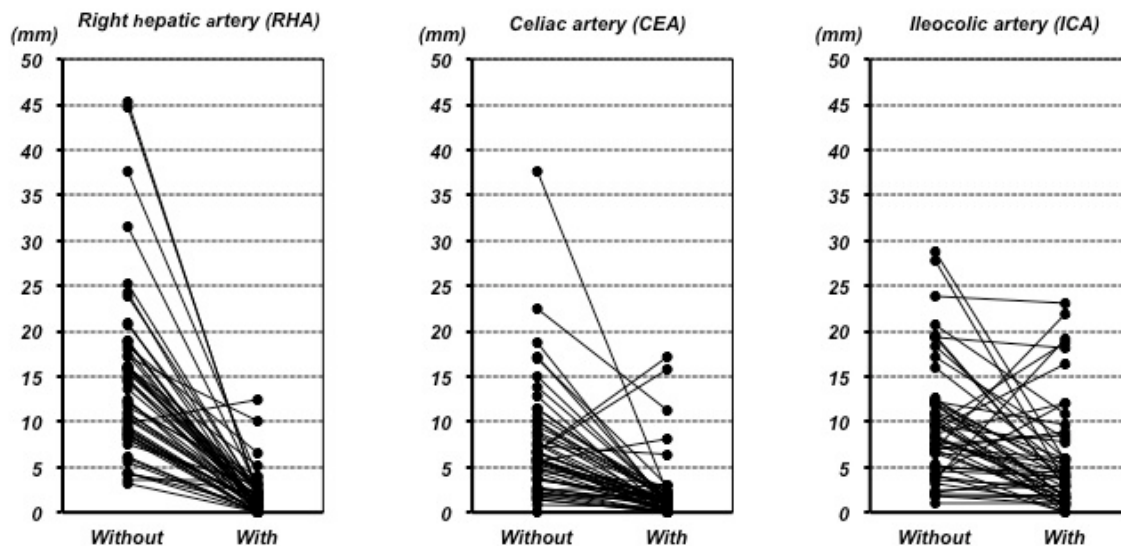


Fig. 1 Accuracy of correction for blood vessel position

18012. 冠状動脈 CT における Vanishing Liver Position の有用性について

野坂瑠美子¹⁾, 栗山和¹⁾, 梁野伸貴¹⁾, 飯嶋恵¹⁾, 庄司友和²⁾, 柴田公望¹⁾

1) 東京慈恵会医科大学附属柏病院 放射線部 2) 東京慈恵会医科大学附属病院 放射線部

【背景・目的】冠状動脈 CT において、放射線被ばくの生涯寄与リスク lifetime attribute risk(LAR)が他の検査よりも高い数値であることが問題視されている。これに伴い、心電図同期による ECG modulation や prospectively ECG gated などによりさまざまな被ばく線量の低減が試みられている[1]。我々はポジショニングによる被ばく低減を考案し、第 63 回関東支部研究発表大会と第 71 回東京支部春期学術大会にて撮影時に体軸を右に傾ける体位(vanishing liver position : VLP) [2]の有用性を胸部ファントムで検証してその効果を報告した。また、第 74 回日本放射線技術学会総会学術大会にて、実臨床において VLP による画質の低下は見られず、撮影長は有意に短くなっていたことを報告した。今回、実際に使用する際に重要となる傾ける角度について、ファントムデータと臨床データを交えて検討することを目的とした。

【方法】キャノンメディカルシステムズ社製 Aquilion PRIME と Aquilion64 で冠状動脈 CT を撮影した患者(n=58)において、BMI と肝臓(右横隔膜)の高さとの相関係数を求めた。また、肝臓の高さが異なる胸部ファントム(Fig.1)を用いて、CTDI_{vol}と DLP よりそれぞれの最適角度を求めた。

【結果】撮影患者において、BMI と肝臓の高さとの相関係数 $r=0.1477$ となり相関がないことが示された(Fig.2)。また、ファントム検証では肝臓の高さによらず 5 度傾けることによって CTDI_{vol} と DLP は減少した(Fig.3)。よって、撮影前に心臓と肝臓の位置関係が分からない患者に対しては、5 度傾けることによって VLP による効果を得られることが示唆された。

[1] Hedgire S, Ghoshhajra B, Kalra M. Dose optimization in cardiac CT. Phys Med. 2017;41:97-103.

[2]H Kobayashi, S Terada, et al. Artifactual Defect of Inferior Myocardium on 123I-Metaiodobenzylguanidine Myocardial SPECT: Characteristic Findings and Preventive Method on Phantom Study. KAKUIGAKU.1994; 31(4):359-366.

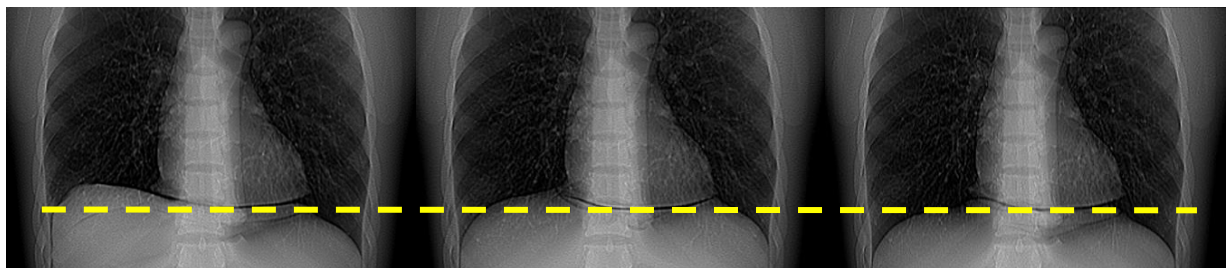


Fig.1 Chest phantom with varying liver position. (a)High position (b) Normal position (c) Low position a | b | c

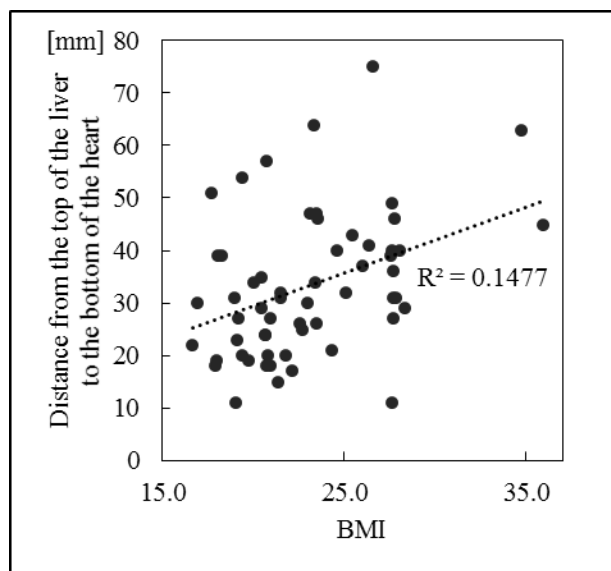


Fig.2 Relationship between BMI and liver position.

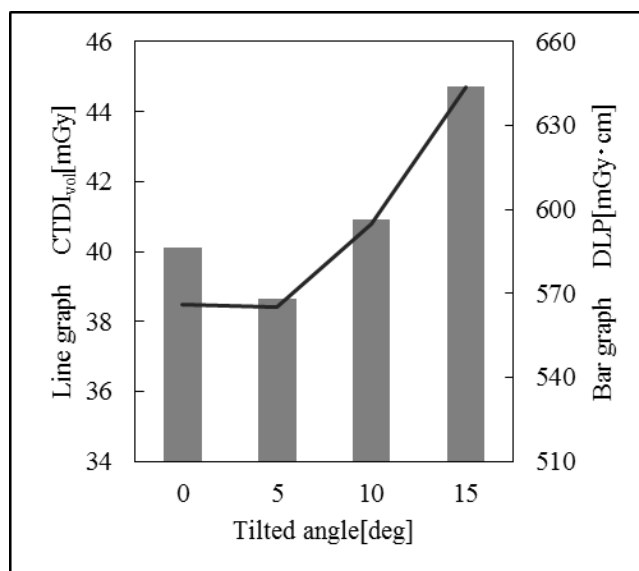


Fig.3 CTDI_{vol} and DLP when changing the angle(Fig.1(b)).

18013. Size-Specific Dose Estimates 算出のための患者固定用安全ベルトの開発

庄司友和¹⁾, 栗山和²⁾, 梁野伸貴²⁾, 松尾浩一¹⁾

1) 東京慈恵会医科大学附属病院 放射線部 2) 東京慈恵会医科大学附属柏病院 放射線部

【背景・目的】

Size-Specific Dose Estimates (SSDE)は、被検者の被ばく線量を推定するために非常に有用な線量指標である。一般に、SSDEを求めるには、CT dose index(CTDI) と、体型に見合った変換係数を必要とするため、推定するには時間を要する。本研究は、従来使用している患者固定用ベルトに計測用目盛りを設け、簡便にSSDEを算出できるか検討を行った。

【方法】

新生児から成人までの腹部の体型を模した6つのアクリル製自作楕円ファントムを用いて、各ファントムにおけるCTDIの出力を求めた。次に得られた各画像を用い、SSDEレポート220に記載されているwater equivalent diameterを算出し、各ファントムにおけるSSDE₂₂₀を求めた。そして得られたSSDE₂₂₀の値を目盛り付き患者固定用ベルトに表記した。なお、実験より求めた6点以外のSSDE₂₂₀に関しては各測定点を補間し、2cmごとにSSDE₂₂₀を表記した。そして腹部の臨床画像から求めたSSDE₂₂₀と患者固定用ベルトから求めたSSDE_{belt}を比較し、その精度を検証した。

【結果】

SSDE_{belt}は3.48から12.2 mGyの範囲であった。一方、SSDE₂₂₀は3.22から14.80 mGyの範囲であった。本研究で得られたSSDE_{belt}とSSDE₂₂₀との間の相対誤差は、5.7から11.6%であった。以上のことより、この患者固定用ベルトは、CT検査のスループットを低下させることなく簡便にSSDEを決定することができた。

[1] American Association of Physicists in Medicine. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. Report No. 204 (College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine) (2011).

[2] American Association of Physicists in Medicine. Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-specific Dose Estimates (SSDE) in CT (Report no. 220). (College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine) (2014).

[3] Shohji T, Kato Y, Yanano N, et al. Analysis of Image Gently Abdominal CT Protocol With the Use of Body Phantom Adapted to the Japanese Size. AJR Am J Roentgenol. 207, 183-189 (2016).

18014. 小児冠動脈 CT における至適心位相の評価

多田佳司^{1,2)}, 飯島順¹⁾, 細越翔太¹⁾, 市川勝弘³⁾

1) 島根大学医学部附属病院 2) 金沢大学大学院 医薬保健学総合研究科 3) 金沢大学 医薬保健研究域保健学系

【目的】小児冠動脈 CT における至適心位相の検討

【方法】対象は先天性心疾患の術前評価のために心臓 CT 検査を行った生後 3 日から 8 ヶ月の 30 例で、身長、体重及び心拍数は 54.51 ± 5.46 cm, 4.19 ± 1.21 kg 及び 119.73 ± 22.45 bpm である。Aquilion One (Canon 社製) を用いて 1 回転 0.275 sec で 1 心拍を撮影した画像を retrospective に R-R interval 2 % 毎に再構成した。2 % 毎の画像を用いて RCA, LAD 及び LCX の近位部と遠位部に 5 人の観察者が至適心位相の決定と 5 点スケールで視覚評価を行った。

さらに、10 % 毎の画像を用いて 3 人の観察者が各位相で冠動脈の座標を求め、 $3D \text{ motion} = (x [Pp(n) - Pp(n-1)]^2 + y [Pp(n) - Pp(n-1)]^2 + z [Pp(n) - Pp(n-1)]^2)^{1/2}$ の式より冠動脈の動きを定量的に評価した。

【結果】RCA, LAD 及び LCX の至適心位相は近位部で 50 %, 50 % 及び 42 % であり、その平均スコアは 4.05 ± 0.82 , 3.89 ± 0.91 及び 3.68 ± 1.02 であった。遠位部では 50 % (3.16 ± 1.09), 42 % (2.91 ± 1.10) 及び 44 % (2.70 ± 1.12) であった。

3D motion の値が最も小さい位相は RCA で 40-50 %, LAD と LCX で 50-60 % であった。

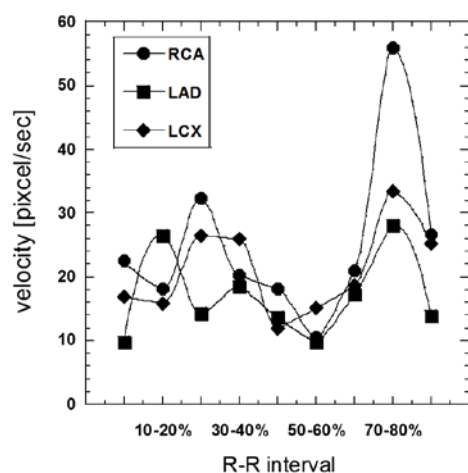


Fig. 1: Motion velocities of all coronary artery

1. Free-breathing 320-row computed tomographic angiography with low-tube voltage and hybrid iterative reconstruction in infants with complex congenital heart disease.
Y.Yamasaki, S Kawanami, T Kamitani, et al. Clin Imaging. 2018 Feb 15;50:147-156.
2. Visualization of neonatal coronary arteries on multidetector row CT: ECG-gated versus non-ECG-gated technique.
Tsai IC, Lee T, Chen MC, Fu YC, Jan SL, Wang CC, Chang Y. Pediatr Radiol. 2007 Aug; 37(8):818-25.
3. Evaluation of image quality and radiation dose of thoracic and coronary dual-source CT in 110 infants with congenital heart disease.
Ben Saad M, Rohnean A, Sigal-Cinqualbre A, Adler G, Paul JF. Pediatr Radiol. 2009 Jul; 39(7):668-76.
4. Assessment of coronary artery by prospective ECG-triggered 256 multi-slice CT on children with congenital heart disease.
Yao LP, Zhang L, Li HM, Ding M, Yu LW, Yang X, Li XM, Sun K. Int J Cardiovasc Imaging. 2017 Dec; 33(12):2021-2028.
5. Computed tomography coronary angiography is the way forward for evaluation of children with Kawasaki disease.
Singhal M, Gupta P, Singh S, Khandelwal N. Glob Cardiol Sci Pract. 2017 Oct 31; 2017(3):e201728.
6. Multidetector Computed Tomography (CT) in Evaluation of Congenital Cyanotic Heart Diseases.
Enaba MM, Hasan DI, Alsowey AM, Elsayed H. Pol J Radiol. 2017 Nov 17; 82:645-659.
7. Coronary artery motion and cardiac phases: dependency on heart rate -- implications for CT image reconstruction.
Husmann L, Leschka S, Desbiolles L, Schepis T, Gaemperli O, Seifert B, Cattin P, Frauenfelder T, Flohr TG, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi H. Radiology. 2007 Nov; 245(2):567-76.

18015. Dynamic volume scan におけるシーケンシャルサブトラクション

• Look up table を利用したカラーコード化•

竹内明日香¹⁾, 辻岡勝美²⁾, 富田羊一³⁾, 丹羽正巖⁴⁾, 山田恭平¹⁾, 村上大樹¹⁾, 西村香穂²⁾, 山崎健大²⁾

1) 藤田保健衛生大学大学院 保健学研究科 2) 藤田保健衛生大学 医療科学部放射線学科 3) 名鉄病院 放射線科

4) 市立四日市病院 放射線科

【目的】今回我々は Dynamic volume scan で得られたデータについて経時的にサブトラクションを行うシーケンシャルサブトラクションを施行した。さらに得られた画像に対して Look up table を用いてカラーコード化を行った。このシーケンシャルサブトラクションの有用性および Look up table の設定による画像の違いについて検討した。

【方法】実験には自作の TDC ファントムを使用した。TDC ファントムを単軸ロボットに繋げ、移動速度 20mm/s 及び 40mm/s で in 方向と out 方向にそれぞれ一定の速度で動かすことで造影剤の注入を模し、その間 Dynamic volume scan を行った。得られた画像にシーケンシャルサブトラクションを施行し、数種類の Look up table を用いてカラーコード化した。Look up table の設定の違いによる画像のノイズの現れ方について評価した。

【結果】シーケンシャルサブトラクションを施行することにより、一枚の画像上で血流の方向を示すことができた。さらに、モノクロからカラー表示に変換することで、血流の方向をより直感的に理解できるようになった。画像ノイズが多いほど Look up table の灰色部分を増やすことにより、血流の評価のしやすい画像となった。

【結語】三次元の血流を経時的に観察するには動画を用いた診断が主流である。シーケンシャルサブトラクションを施行することによって一枚の画像上で血流の方向を観察することができる。さらにカラーコード化を行う際、Look up table の設定によりノイズの影響の少ない画像を得ることができる。

18016. 頸部 CT 検査におけるダークバンドアーチファクトの評価

—撮影位置とビーム幅の検討—

石川貴彬¹⁾, 広瀬真也²⁾, 原孝則³⁾

1) 多治見市民病院 放射線技術課 2) 木沢記念病院 放射線技術部 3) 中津川市民病院 医療技術部

目的】 寝台位置と X 線ビーム幅が頸部の computed tomography (CT) 撮影におけるダークバンドアーチファクトの強度に与える影響を評価すること。

【方法】 64 列の multidetector-row CT (MDCT: Optima 660, GE Healthcare) を使用した。人体ファントムをガントリ中央に配置し、測定は、管電圧: 120 kVp, 回転速度: 1.0 s, ピッチ: 0.984, noise index: 12.5 を基本条件とした。位置決め画像撮影後に、X 線ビーム幅を 20 mm, 40 mm において寝台高を中心および中心から±50 mm, +100 mm の位置に変位した計 8 種類の条件にて撮影を行い、人体ファントムにおける甲状腺想定部に認めるダークバンドアーチファクトを CT 値および artifact index (AI) [1-2] を指標値として評価した。また、併せて 300×200 mm の楕円筒型の水ファントムを撮影し、そのファントム内における CT 値の標準偏差 (standard deviation: SD) の分布も評価した。

【結果】 人体ファントムにおける甲状腺想定部の CT 値は寝台が高いほど高値となり、人体ファントム樹脂の CT 値 (-5 hounsfield unit) に近づいた。AI は+50 mm の寝台高で最も低値を示し、ガントリ中央と比較して 20 mm, 40 mm の X 線ビーム幅は、ガントリ中央と比較してそれぞれ 40% ($p < 0.05$), 10% ($p < 0.05$) 程度の有意な低下を認めた。水ファントムにおける CT 値の SD 分布はガントリ中央および±50 mm の寝台高では中央と周辺部で大きな差を認めず、+100 mm の寝台高で周辺部の SD は上昇し、それは 40 mm の X 線ビームで顕著であった。

[1] 高田 賢, 市川勝弘, 他. 相対 artifact index によるノイズ特性に依存しないストリークアーチファクト定量評価法の提案. 日本放射線技術学会雑誌. 2018; 74(4): 315-325.

[2] 坪井邦仁, 福永正明, 他. computed tomography における calibration field of view や display field of view が及ぼす金属アーチファクト低減効果の影響. 日本放射線技術学会雑誌. 2016; 72(12): 1237-1244.

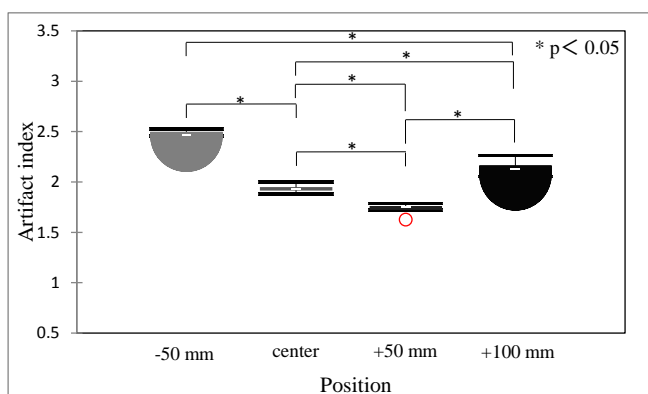
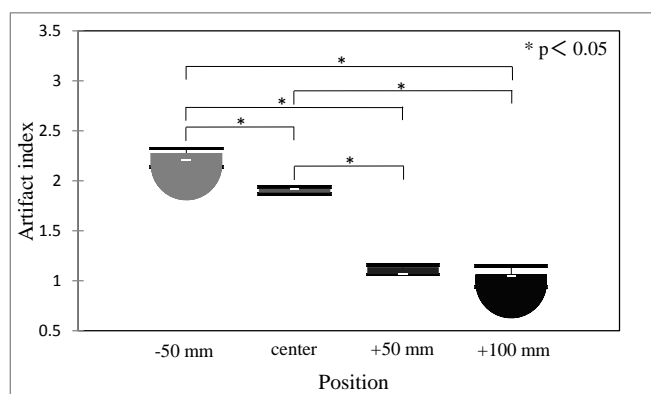


Fig.1: 寝台位置による artifact index の変化(20 mm ビーム幅). Fig.2: 寝台位置による artifact index の変化(40 mm ビーム幅).

18017. 頭部 CT 検査における延長天板との接続部分が画質と水晶体被曝に及ぼす影響

小鷹狩賢司¹⁾, 横町和志²⁾, 西丸英治²⁾, 高木一成³⁾, 舛田隆則⁴⁾, 近藤武行⁵⁾, 鳩野直也¹⁾

1) 国立病院機構 呉医療センター・中国がんセンター 2) 広島大学病院 診療支援部 画像診断部門

3) 国立病院機構 岡山医療センター 4) 医療法人あかね会 土谷総合病院 5) 東洋メディック株式会社

【目的】頭部 CT 検査は専用固定具を用いるが患者状態によっては寝台上で撮影を行うことがある。寝台上で撮影する場合、寝台と延長天板との接続部分（接続部）は位置決め画像で明らかな X 線高吸収域として投影される。過去の報告で寝台やバックボードが画質、線量に与える影響は報告されているが [1] [2] , 接続部に着目した報告は少ない。また ICRP の勧告により水晶体のしきい線量が引き下げられ、水晶体被ばく低減が求められている。よって、本研究の目的は接続部上で頭部 CT を撮影した場合の画質と水晶体被ばくについて検討することである。

【方法】SOMATOM Definition AS+を用いて寝台、接続部にそれぞれ頭部ファントム（京都科学社）を配置し、固定管電流、automatic tube current modulation (ATCM) で 5 回撮影した。画質評価として頭蓋内の CT 値の standard deviation (SD) を計測した。ATCM の動作を評価するため、取得した画像の DICOM タグより管電流を取得した。水晶体被ばくを推定するため眼窩表面の吸収線量を測定した。測定には 0.6 cc ion chamber (Radcal 社)を使用した。統計解析には student t-test を使用した。

【結果】固定管電流での SD は寝台、接続部で 3.14 ± 0.08 HU, 3.78 ± 0.08 HU, ATCM での SD は寝台、接続部で 3.18 ± 0.11 , 3.52 ± 0.08 HU であった。 ($p < 0.01$), 管電流は寝台で 217 mA, 接続部で 293 mA で最大 35% 増加した。水晶体前面の吸収線量は固定管電流で寝台、接続部で 59.61 ± 0.30 mGy, 59.39 ± 0.06 mGy ($p = 0.19$), ATCM では寝台、接続部で 51.90 ± 0.19 HU, 69.28 ± 0.31 mGy で 34 % 増加した。 ($p < 0.01$)

【結語】接続部上での頭部 CT 検査は画質が低下し、水晶体被ばくの増加が示唆された。

[1] 横町和志, 他. 頭部 CT 撮影における頭部固定具が画質と線量に及ぼす影響. 日本放射線技術学会 70.10(2014):1166-1172

[2] 藤村一郎, 他. バックボード固定下での頭部 CT 撮影におけるポジショニング位置が画質に及ぼす影響. 日本 CT 技術学会 後抄録集 2015:9-12

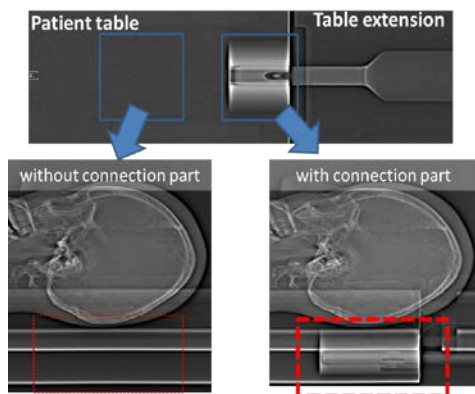


Fig.1 CT scanner table layout

Table.1 Absorption dose measurement of lens (mGy)

fixed tube current			ATCM		
without connection	with connection	<i>p</i> value	without connection	with connection	<i>p</i> value
59.61 ± 0.30	59.39 ± 0.06	0.19	51.90 ± 0.19	69.28 ± 0.31	**

student's t test **: $p < 0.01$

18018. 頭部 CT 画像における専用関数(Std#)と逐次近似再構成(ASiR-V)による ノイズとコントラストの影響

西山徳深, 中川潤一, 寺見佳祐, 小林有基
岡山済生会総合病院 画像診断科

【背景及び目的】頭部専用関数として Standard# (Std#) 関数が新たに採用された. この関数は FOV の小さい頭部に特化した関数と言われている. さらに, 逐次近似再構成の ASiR に加えて, ASiR-V が臨床使用できるようになった. 今回の我々は, Std# と ASiR-V の頭部画像ノイズとコントラストが, 従来使用されている Standard (Std) 関数と ASiR の組み合わせによる画像との違いについて検証することを目的とする.

【方法】使用機器は Discovery CT750 HD (GE Healthcare : USA)である. 装置付属の水ファントムを用いて, 頭部撮影条件として使用している, 管電圧 120kVp / 管球回転速度 1.0sec / SD3.2 で撮影を行った. 測定項目は, ROI を用いて平均 CT 値と SD 値, NPS を計測した. 再構成関数は, Std / Std# を使用し, 逐次近似再構成の ASiR と ASiR-V を用いた. また, 臨床で撮影した頭部外傷 1 症例の撮影データを用いてファントムと同様に ROI を設定し平均 CT 値と SD 値の測定を行った.

【結果】水ファントム計測の結果, ASiR-V のノイズ低減率は ASiR と比較して大きくなった. 平均 CT も逐次近似比率が大きくなると共に大幅に低下した(Fig.1). Std# は Std に比べ平均 CT 値が低くなった(Fig.2). NPS の形状は, Std# と Std において大きく異なり, 中間周波数のノイズ量が Std# では低くなるように設定されていた(Fig.2-3). ASiR-V は ASiR に比べ中間周波数ノイズをより抑制するようになっていた. 臨床画像で比較した場合において, Std# と Std における脳挫傷部位/白質/灰白質の CT 値差は, ASiR-V 強度に関係なく一定となるように設定されていた.

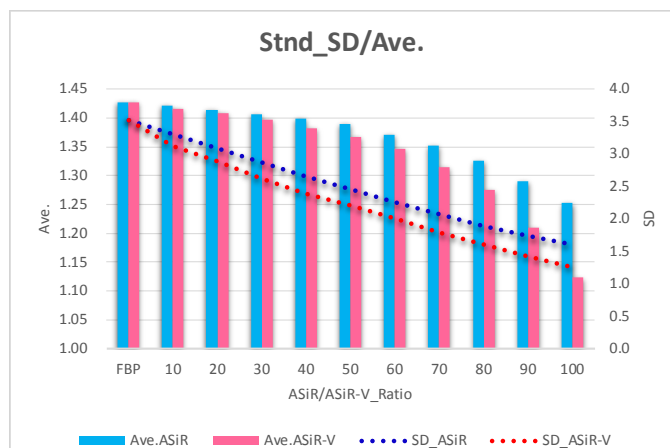


Fig.1 Variation of SD and average CT value by ASiR and ASiR-V in water phantom

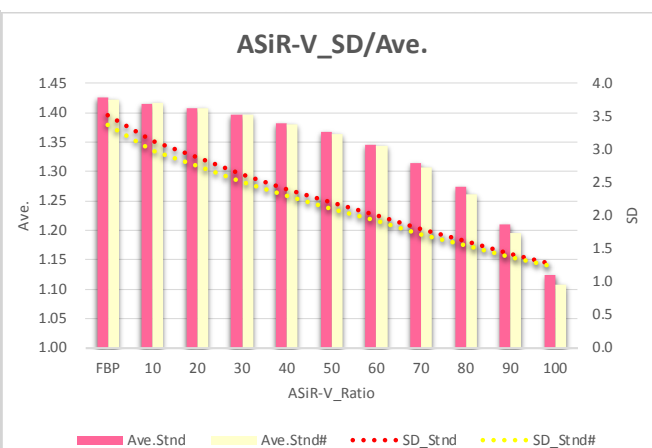


Fig.2 Variation of SD and average CT value by Std and Std # in water phantom

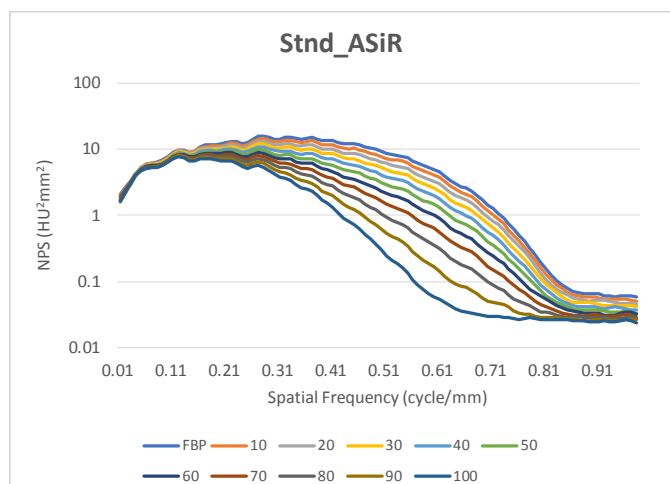


Fig.3 Fluctuation of NPS by ASiR ratio using Std function in water phantom

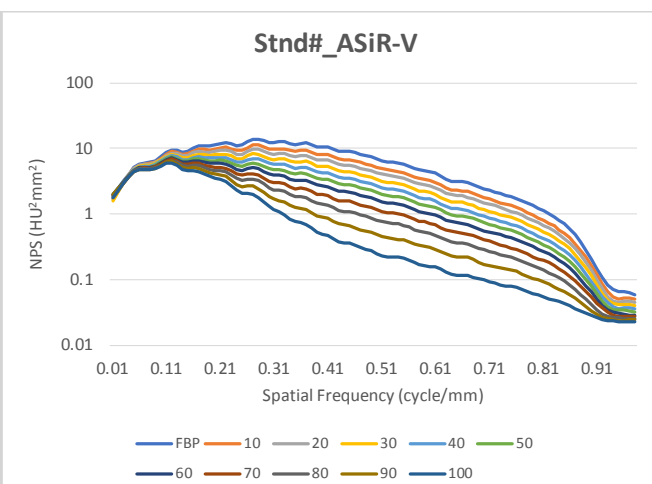


Fig.4 Variation of NPS by ASiR-V ratio using Std # function in water phantom

18019. 逐次近似再構成による高精細脳血管 CTA の臨床評価

濱口直子, 濱口明巧, 小寺秀一
札幌麻生脳神経外科病院 放射線科

【目的】逐次近似再構成法(model based iterative reconstruction : MBIR)を使用した脳血管 CTA の臨床画像を評価すること.

【方法】2016年6月から2016年12月に, 脳血管 CTA を施行した21症例(男性5名, 女性16名, 年齢45から89歳)について, 逐次近似応用再構成法(Adaptive Statistical iterative Reconstruction : ASIR)とMBIRで画像再構成を行った. それぞれの画像において内頸動脈(IC)のCT値測定と, 白質の画像SD測定を行った. またVR画像を作成し, 前脈絡叢動脈(anterior choroidal artery ; AChoA)と視床穿通動脈(thalamoperforating artery ; TPA)の描出について視覚評価を行った. さらに中大脳動脈(MCA)の血管形状について視覚評価を行い, 側頭骨からのアーチファクトの影響について比較を行った.

【結果】ICの平均CT値はMBIRが 46.38 ± 16.18 (HU)高く, また白質の画像SDは 1.55 ± 0.33 低くなった ($P < 0.05$). またAChoA, TPAのVR画像の視覚評価結果は, どちらもMBIRが連続性良く描出されていた ($P < 0.05$). MCAのアーチファクトについては, 臨床的に許容できる範囲ではあるがMBIRが強い傾向となった ($P < 0.05$).

18020. 超高精細 CT を用いたユニバーサル逐次近似再構成ソフトウェアの検討

村松駿¹⁾, 鈴木雅裕¹⁾, 本多亮太¹⁾, 小林貴¹⁾, 小林真美子¹⁾, 村上克彦²⁾, 森谷浩史¹⁾

1) 一般財団法人 大原記念財団 大原総合病院 画像診断センター 2) 公立大学法人 福島県立医科大学 附属病院 放射線部

【目的】 超高精細 CT で撮影した画像は、マトリックスサイズ;1024, スライス厚;0.25mm と高分解能な画像が取得できるが、ノイズ増加が懸念される。近年、登場したユニバーサル逐次近似再構成ソフトウェア(以下:SafeCT)は、投影データではなく、DICOM フォーマットの出力画像に対して逐次近似再構成を施す。本検討の目的は、SafeCT を利用して超高精細 CT で撮影された画像に対し、ノイズ低減効果が有効であるか検討した。

【方法】 超高精細 CT で、水 phantom を mAs 値が異なる 10 種類で撮影。再構成を FBP, 逐次近似応用再構成(以下:AIDR3D)の 2 種類をそれぞれ、マトリックスサイズが 512 と 1024 で 2 セット、スライス厚が 0.5mm と 0.25mm で 2 セット用意する(FOV320)。また、実臨床画像を想定し 512 画像と 1024 画像を拡大再構成(FOV;200)し、さらに pixel size を小さくしたセットを 2 セット用意する。これらを SafeCT で処理。ノイズ低減強度は、4 種類で検討した(default, soft1, soft2, soft3)。検討項目は、水 phantom 内の SD 値、NPS、MTF と臨床症例画像の視覚評価である。MTF の算出には、Circular Edge 法を用いた。

【結果】 超高精細 CT で撮影された高分解能な画像に、SafeCT を利用することで、周波数に依存することなくノイズ低減ができた。また分解能を担保したままノイズ低減された画像が取得でき有用である。

[1] Kijewski MF, Judy PF. The noise power spectrum of CT images. Phys Med Biol 1987; 32(5): 565-575.

[2] 市川勝弘, 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.

[3] 市川勝弘, 村松禎久. 標準 X 線 CT 画像計測. 東京: オーム社, 2010.

18021. Time-MIP と Time-Stack

ースキャン後でもノイズとコントラストの調節を可能に一

竹内明日香¹⁾, 辻岡勝美²⁾, 富田羊一³⁾, 丹羽正巖⁴⁾, 村上大樹¹⁾, 山田恭平¹⁾, 西村香穂²⁾, 山崎健大²⁾

1) 藤田保健衛生大学大学院 保健学研究科 2) 藤田保健衛生大学 医療科学部放射線学科 3) 名鉄病院 放射線科

4) 市立四日市病院 放射線科

【目的】今回我々は Dynamic volume scan で得られた連続した造影データについて、各ボクセルの時間的 CT 値を表示する Time-MIP 表示及び、各ボクセルの時間的平均 CT 値を表示する Time-Stack 表示、さらに Time-MIP と Time-Stack を組み合わせた表示を行い、その特性について検討を行った。

【方法】実験には自作の TDC ファントムを使用した。TDC ファントムを単軸ロボットに繋げ、移動速度 40mm/s で一定に動かすことによって造影剤の注入を模し、その間 Dynamic volume scan を行った。撮影は線量を変えて行った。得られた画像に対し Time-MIP 表示、Time-Stack 表示、さらに Time-MIP と Time-Stack を組み合わせた表示を行った。それぞれの画像においてプロファイル、最高 CT 値、SD、CNR を求めた。

【結果】Time-Stack 表示を行うことにより SD は低下した。Time-MIP 表示を行うと視覚的なコントラストは向上したが SD は Time-Stack 表示ほど低下しなかった。また、SD が低下した分 CNR は Time-Stack 表示の方が向上した。Time-MIP と Time-Stack を組み合わせた表示では、Time-MIP と Time-Stack を行う割合を変化させることで SD 及び CNR を自在に調整することができた。Time-MIP 表示及び Time-Stack 表示を行うことにより、ファントムで模した血管をロードマップとして観察することができた。

【結語】Time-MIP と Time-Stack を組み合わせて表示することで、スキャン後でもノイズとコントラストを任意に調節することができる。また、Time-MIP と Time-Stack を組み合わせて表示することで血管のロードマップを表示することができる。

18022. 頭部仮想非造影画像におけるヨード造影剤の除去精度の評価

平入哲也^{1,4)}, 瓜倉厚志²⁾, 原孝則³⁾, 阿瀬川敏¹⁾

1) 順天堂大学医学部附属静岡病院 放射線室 2) 静岡県立静岡がんセンター 画像診断科 3) 中津川市民病院 医療技術部
4) 金沢大学大学院 医薬保健学総合研究科保健学専攻

【目的】近年、急性期脳梗塞患者に対する血栓回収療法の有効性が報告されている [1,2]. 血栓回収後の頭部 CT 画像では、血管壁損傷による出血と造影剤が互いに高信号であるため鑑別が困難であった. dual energy CT (DECT) より得られる仮想非造影画像 (virtual noncontrast imaging: VNI) が本療法後の頭部 CT 撮像に有用であるという報告がなされている [3]. 本研究の目的は、頭部 VNI の撮像条件がヨード造影剤除去精度に及ぼす影響について検討を行うことである.

【方法】頭部 RAND ファントム (phantom laboratory) 内に模擬血管を設置し、濃度の異なる希釈造影剤を封入した. 撮像には管電流の異なる 2 種類の DECT プロトコル (GSI-39 tube current 250 mA, GSI-14 tube current 640 mA) を使用した. それぞれ axial mode と herical mode (pitch 0.531, 0.969) にて撮像し VNI を再構成, 模擬血管内の密度値を計測した. 密度値が水 (1000mg/cm³) に近いほど造影剤除去精度が高いと判断した.

【結果】造影剤除去精度は管電流の高いプロトコルの方が高かった. また, axial mode より herical mode の方が造影剤除去精度が高かった.

【結語】頭部仮想非造影画像の造影剤除去精度には、撮像条件が影響している事が示された.

- [1] 脳卒中治療ガイドライン 2015 [追補 2017]. 日本脳卒中学会脳卒中ガイドライン委員会.
- [2] The Penumbra Pivotal Stroke Trial Investigations: The Penumbra Pivotal Stroke Trial. Safety and effectiveness of a new generation of mechanical devices for clot removal in intracranial large vessel occlusive disease. Stroke 2009; 40: 2761-2768.
- [3] Arturo R, et al. Relevance of Blood-Brain Barrier Disruption After Endovascular Treatment of Ischemic Stroke Dual-Energy Computed Tomographic Study. Stroke. 2015; 46: 673-679.

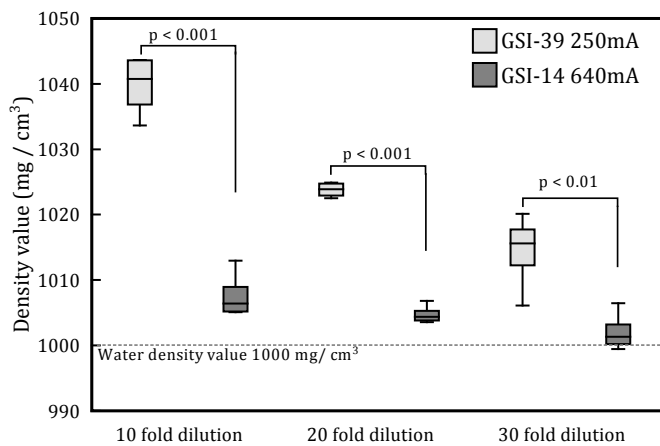


Figure 1. Density value measurement results of different dilution ratios using two GSI protocols.

The herical pitch of the two GSI protocols is 0.969.

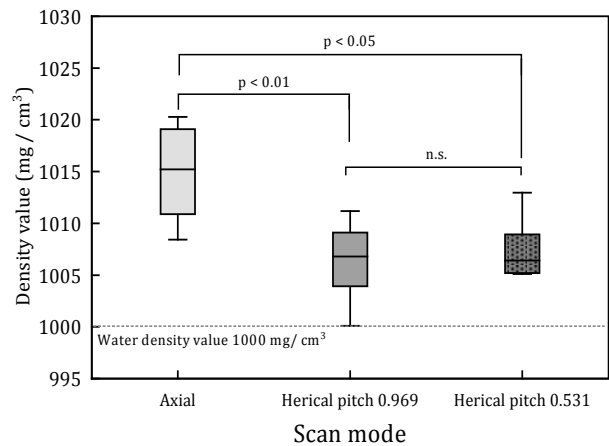


Figure 2. Density value measurement results of different scan mode.

18023. Dual layer spectral detector CT を用いたヨード物質における

仮想単色 X 線画像の解像特性

坂部大介^{1,2)}, 船間芳憲³⁾, 中浦猛³⁾, 寛清孝²⁾, 羽手村昌宏²⁾

1) 熊本大学大学院 保健学教育部保健学専攻 2) 熊本大学医学部附属病院 医療技術部診療放射線部門

3) 熊本大学大学院 生命科学研究部

【目的】 2層検出器 CT における撮影では、conventional (120-kVp) 画像と同時に仮想単色 X 線画像 (virtual monochromatic image: VMI) を取得でき、任意エネルギーの VMI によってヨードの CT 値を上昇させることができる。しかし、取得した VMI は、逐次近似再構成と同様に非線形処理が使用されているため、コントラストに応じた画像特性を呈することが考えられる。本研究では、濃度の異なるヨード物質における VMI において Modulation transfer function (MTF) 計測を行い、120kVp 画像と比較した。

【方法】 CT 装置は IQon Spectral CT (Philips Healthcare, Cleveland, OH) を使用し、Multi-Energy CT phantom (Gammex 1472) を撮影した。撮影条件は、管電圧 120 kVp、管電流 800 mA、pitch factor 0.8、再構成画像は、再構成関数 sharp(C)、スライス厚 1.0 mm の 120-kVp 画像とエネルギー 40 - 100-keV の VMI とした。MTF は Circular edge 法 (CT measure)¹⁾にてファントム内に配置した 3 種類のヨード濃度 (5, 10, 15 mg/mL) のロッド部において測定を行い、50% と 10% MTF 値を算出して VMI と conventional 画像にてそれぞれ比較した。

【結果】 VMI における MTF は 120-kVp 画像と比べて 50% MTF、10% MTF ともにほぼ同様の値を示した。また、ヨード濃度が低い 5 mg/mL ではヨード濃度が高い 15 mg/mL に比べて 50% MTF、10% MTF ともにわずかに高くなる傾向を示した。

[1] Ichikawa K, CTmeasure, <http://www.jsct-tech.org/2012-2014>.

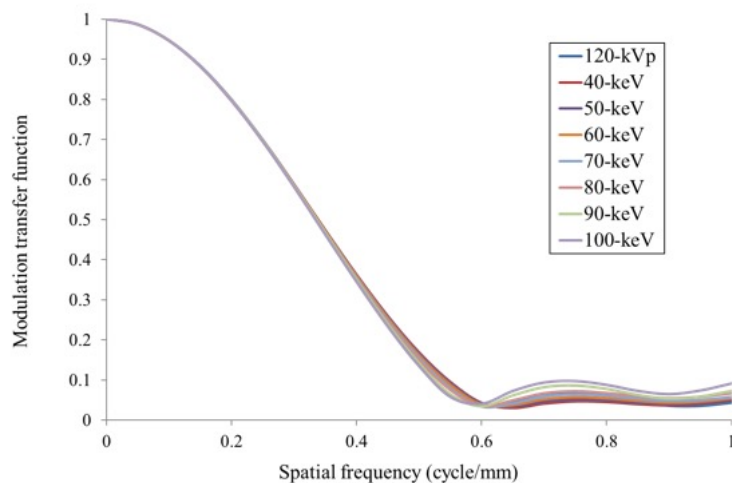


Figure 1: Modulation transfer function curves of conventional and virtual monochromatic images at iodine concentration of 10 mg/mL

Table 1:

The values of 50% and 10% MTF for conventional and virtual monochromatic images at iodine concentration of 5, 10 and 15 mg/mL.

Iodine concentration (mg/mL)	MTF (%)	Conventional	40 keV	50 keV	60 keV	70 keV	80 keV	90 keV	100 keV
5	50	0.35	0.36	0.36	0.36	0.37	0.37	0.37	0.37
	10	0.53	0.55	0.55	0.55	0.55	0.56	0.56	0.56
10	50	0.34	0.34	0.34	0.34	0.34	0.34	0.34	0.33
	10	0.53	0.55	0.54	0.54	0.54	0.53	0.52	0.52
15	50	0.32	0.31	0.31	0.31	0.31	0.31	0.31	0.31
	10	0.53	0.51	0.51	0.51	0.50	0.50	0.50	0.49

18024. 異なるコントラストの標的における仮想単色 X 線画像の画質評価

三澤慎也, 望月純二
みなみ野循環器病院 放射線科

【背景・目的】 Dual Energy CT から得られる低エネルギーの仮想単色 X 線画像は、造影効果の増強が可能であり臨床利用が期待されている。しかし、低エネルギー画像では質感の変化があり、特に低-中コントラスト領域でその影響が強い印象を受ける。今回我々は、異なるコントラストの標的において仮想単色 X 線画像のエネルギーを変化させた場合の画質を評価したので報告する。

【方法】 Philips 社製の IQon Spectral CT を使用し、ファントムは水中にアクリル(中コントラスト)およびテフロン(高コントラスト)円柱が配置された性能評価ファントムを使用し、non helical scan を 40 回施行した。画像は仮想単色 X 線画像 70keV・55keV・40keV を対象とし、水のみスライスから SD および NPS を、circular edge 法にてアクリルとテフロンの MTF を測定し、SNR を算出した。また、形状再現性の評価としてアクリルとテフロンの円形度を算出した。

【結果】エネルギーの変化に伴い SD の極端な上昇は認めなかったが、エネルギーの低下に伴い特に低空間周波数領域の NPS が高値となった(Fig.1)。SNR は NPS 高値に伴い低下し、特に高空間周波数領域ではテフロンよりもアクリルで低下する傾向を示した(Fig.2)。アクリルではエネルギーの低下に伴い円形度も低下したが、テフロンでは大きな変化はみられなかった(Fig.3)。

【結語】仮想単色 X 線画像のエネルギーを低くするとノイズ特性が変化し、中コントラスト物質では高コントラスト物質よりも SNR および円形度が低下することが示唆された。臨床では対象とする部位のコントラストを考慮し、エネルギーを選択すべきである。

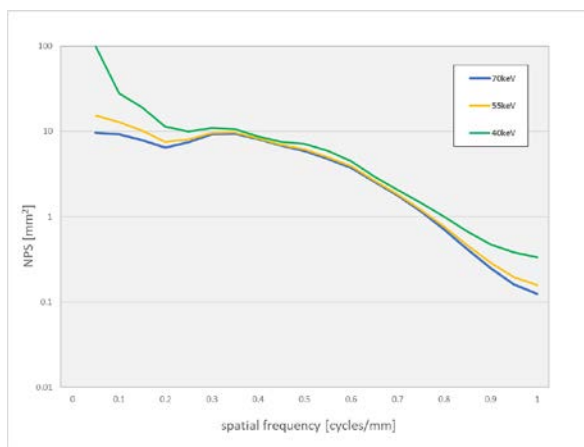


Fig.1 エネルギーの変化による NPS の比較

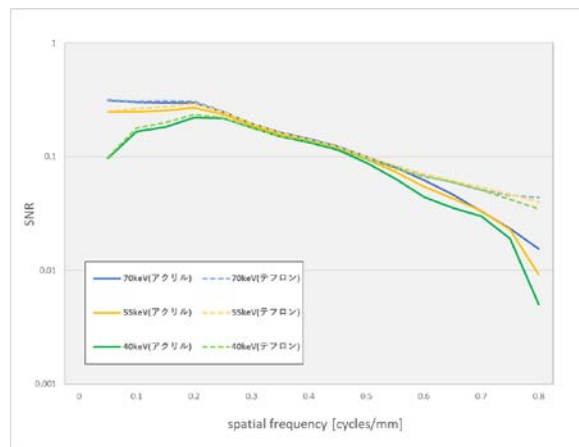


Fig.2 エネルギーの変化による各標的の SNR の比較

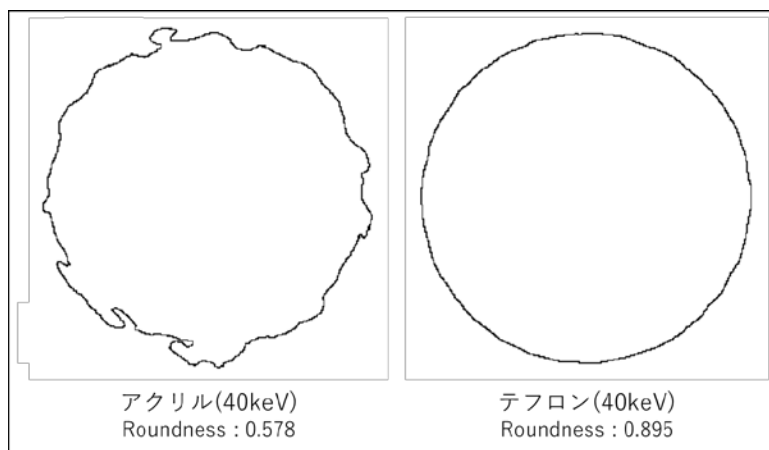


Fig.3 二値化処理をした各標的の円形度および輪郭画像

18025. Dual energy CT を用いた仮想単色 X 線画像と低管電圧撮影画像の 線量別 CNR 測定

石原大地, 大橋一也, 廣瀬保次郎
名古屋市立大学病院 診療技術部 放射線技術科

【目的】

仮想単色 X 線画像と低管電圧撮影画像の CNR を比較することで CNR に対する線量の影響や依存性を明らかにすることを目的とした。

【方法】

30×20cm の楕円型水ファントムに、希釈したヨード造影剤を封入した直径 3cm のシリンジを配置した。このファントムを撮影した画像について、造影剤領域と水の領域それぞれに関心領域を設定し、5 枚のスライスの平均値にて SD と CNR(Contrast to noise ratio)を算出した。撮影条件は Single Energy で 5 つ、Dual Energy で 3 つのパターンを撮影し、それぞれについて CTDIvol が 10,15,20,25 mGy となるように変化させて測定を行った。仮想単色 X 線画像の作成には Monoenergetic Plus を使用し、Dual Energy の 3 つのパターンすべてにおいて 40keV の画像を作成した。

【結果】

SD について、Single energy は Dual energy に対して、線量によるノイズの変化が小さい結果となった。CNR については線量の少ない 10mGy,15mGy で 40keV のほうが CNR が高く、20 mGy, 25 mGy で 80 kV のほうが CNR が高い結果となった。CNR は SD の結果と逆の傾向を示し、40keV のほうが線量を変化させた時の CNR の変化が小さい結果となった。

[1] Grant, K.L., et al. :Investigative Radiology & Volume 49, Number 9, September 2014

[2] Gupta AK, et al. Radiology. 2003 Jun;227(3):739-45.

[3] AAPM Report No.204: Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult body CT Examinations

18026. 異なる管電圧における線量シミュレーションの精度検証

野村恵一¹⁾, 藤井啓輔²⁾, 太田博之¹⁾, 村松禎久¹⁾

1) 国立がん研究センター東病院 放射線技術部 2) 名古屋大学大学院 医学系研究科

【目的】近年は様々な管電圧を CT 撮影でも用いるようになっており、造影コントラストの向上、被ばく線量や造影剤使用量の低減を目的とした低管電圧撮影、物質弁別や仮想単色 X 線画像などの取得を目的とした Dual Energy 撮影の臨床応用が進んでいる。X 線のエネルギーは連続的に分布しており、管電圧により透過力が異なってくる。また CT 装置は X 線が回転しながら被写体に照射されるため、一方向からの X 線照射に比べて X 線の透過形態が複雑となる。そのため CT 装置の出力可能な管電圧に対しての特性を理解することは撮影法の最適化にも繋がり重要である。Deak 等^[1]は線量シミュレーションツール (ImpactMC, Advanced Breast-CT GmbH, Germany) を用い、SIEMENS 社製の CT 装置を用いて異なる管電圧における CTDI の線量シミュレーションの精度検証を行っている。しかし、Deak 等^[1]は他メーカーの CT 装置を用いた線量シミュレーション精度の検証を行っておらず、本邦でも広く普及している Canon 社製の CT 装置においても精度検証を行うことで、今後の低電圧撮影や Dual Energy 撮影の最適化のためデータを構築しておく必要があると考える。本研究では、AquilionONE (Canon Medical Systems, Japan) を用いた各管電圧における CTDI の実測値とシミュレーション値の比較を行い、シミュレーション精度を検証することを目的とする。

【方法】1. 80kV, 100kV, 120kV, 135kV における CTDI の測定 CT 装置のガントリ中心に体幹部用 CTDI ファントム (直径 32 cm) を設置し、電離長 10cm の CT 用ペンシル型電離箱 (10X5-CT, Radcal Corporation, USA) を用いて CTDI_c, CTDI_p を測定した。スキャン条件は、管電圧 80kV, 100kV, 120kV, 135kV, 管電流 200mA, 回転速度 1s, ビーム幅 40mm である。得られた測定値から CTDI_w を算出した。2. 各管電圧の X 線スペクトルの推定 X 線管球を 0°に固定、アイソセンタに半導体検出器 (Piranha, RTI, Sweden) を設置し、アルミ半価層を測定した。得られた半価層から、Tucker 等^[2]の方法で X 線スペクトルを推定した。3. 線量シミュレーションの精度検証 ImpactMC に体幹部用 CTDI ファントム画像、CT 装置のジオメトリ情報、X 線スペクトル、ポータフィルタ形状等を入力し、実測と同一条件で線量シミュレーションを行った。得られた線量分布から CTDI_w を算出し、実測値との相対誤差(Relative Difference: RD) (%)を求めた。

【結果】各管電圧における測定および線量シミュレーションの結果を Table 1 に示す。CTDI_w の相対誤差は 80kV が 12.7%, 100kV が 5.4%, 120kV が 0.1%, 135kV が -2.6%であった。本研究で評価した CTDI_w の相対誤差は、Deak 等^[1]の報告による管電圧 80kV, 100kV, 120kV, 140kV における体幹部用 CTDI ファントム CTDI の実測値とシミュレーション値の相対誤差と同程度であった。

【結語】Canon 社製の CT 装置において、各管電圧に対する CTDI の線量シミュレーションを実施し、精度検証を行うことができた。今後は、被検者における Dual Energy 撮影を想定した線量シミュレーションを行っていく。

[1] Deak, P., et al. Validation of a Monte Carlo tool for patient-specific dose simulations in multi-slice computed tomography. Eur Radiol 2008;18(4): 759-772.

[2] Tucker, D. M., et al. Semiempirical model for generating tungsten target x-ray spectra. Med. Phys 1991; 18, 211-218 (1991)

Table 1: Comparison of ionization chamber measurements and MC simulations for CTDI_c, CTDI_p and CTDI_w for 32cm CTDI phantom

Tube voltage (kV)	CTDI _c (mGy)		RD (%)	CTDI _p (mGy)		RD (%)	CTDI _w (mGy)		RD (%)
	sim	meas		sim	meas		sim	meas	
80	3.27	2.98	9.8	8.45	7.47	13.1	6.73	5.97	12.7
100	6.91	6.53	5.8	15.18	14.42	5.3	12.42	11.79	5.4
120	11.54	11.21	2.9	23.04	23.24	-0.9	19.21	19.23	-0.1
135	15.81	15.40	2.7	29.63	30.84	-3.9	25.02	25.69	-2.6

18027. 新たな被ばく低減 Sn フィルタ技術の低線量肺がん検診 CT における有用性： A Phantom Study.

久保岡直哉¹⁾, 永澤直樹¹⁾, 丹羽伸次²⁾, 西村拓真¹⁾, 館守幸³⁾, 石田七香³⁾, 佐久間肇⁴⁾

1) 三重大学医学部附属病院 中央放射線部 2) 中津川市民病院 医療技術部 3) 医療法人社団 山中胃腸科病院

4) 三重大学医学部附属病院 放射線診断科

【目的】 Sn フィルタを用いた X 線スペクトルの変調技術(Selective Photon Shield :SPS)は画像に寄与しない低エネルギー領域の被ばくを低減し, X 線の利用効率を高める働きがある[1]. そこで低線量肺がん検診 CT 撮影において SPS が画質に及ぼす影響をファントムにて検討した.

【方法】 CT 装置は SOMATOM force 及び SOMATOM go(ともに Siemens Healthcare 社製)を用いた. 管電圧は SOMATOM force では 110kVp 及び Sn フィルタ入り 110kVp, SOMATOM go では 100kVp 及び Sn フィルタ入り 100kVp とした. X 線量は CT DIvol を 0.7, 0.8, 0.9, 1.0mGy とした. 再構成関数は SOMATOM force では Bf40(ADMIRE[®]3), SOMATOM go では Br40(SAFIRE[®]3) を使用した. Catphan ファントム(東洋メディック社製)を撮影し, CTP682 モジュール: Delrin よりコントラスト(C), noise power spectrum (NPS), 及びインパルス法から得た modulation transfer function(MTF)を測定し $SNR^2 = (C^2 \times MTF^2 / NPS)$ を算出した[2]. また, ラングマン(京都科学社製)に ground-glass nodule(GGN)モジュール: -800HU, 45mm を配置して撮影し, CT 値(ROI_m)と肺野の CT 値(ROI_b)及び標準偏差(SD_b)を測定し contrast-to-noise ratio($CNR = (ROI_m - ROI_b) / SD_b$)を算出した.

【結果】 0.1cycles/mm における SNR^2 は SOMATOM force の Sn フィルタ入り/なし, SOMATOM go のフィルタ入り/なしで, 130.3 ± 16.2 vs 113.6 ± 15.3 , 116.2 ± 18.3 vs 98.2 ± 20.4 となり, いずれも Sn フィルタ入りの方が高値を示した. 0.05~0.6 cycles/mm における Area Under the Curve(AUC)は, 48.9 ± 6.2 vs 38.8 ± 5.8 , 38.2 ± 5.7 vs 34.0 ± 6.7 となり, いずれも Sn フィルタ入りの方が高値を示した. GGN モジュールの CNR は SOMATOM force で 1.59 ± 0.11 vs 1.43 ± 0.14 , SOMATOM go で 1.20 ± 0.09 vs 0.97 ± 0.06 となった.

【結語】 低線量肺がん検診 CT を模擬した環境において Sn フィルタを使用することにより SNR, CNR が向上した.

[1] SOMATOM Sessions • November 2017 • siemens.com/SOMATOM-Sessions: 70-73.

[2] Ichikawa K, Kobayashi T, et al. Journal of applied clinical medical physics, volume 16, number 4, 2015: 202-205

18028. 体軸コリメータの作動開始時の開口状態をコンソール上で確認する方法

山崎詔一, 江崎徹
自治医科大学附属病院 中央放射線部

【目的】

シーメンス社製 CT の体軸コリメータ (Adaptive dose shield) は overranging の低減に有効である. overranging の範囲はピッチやビーム幅で異なるが, 回転速度の高速化に伴いコリメータは開いた状態から作動する [1]. コリメータの開閉制御が Scan 速度に追従できないためと考えるが, そのため overranging の範囲は同じでも線量は多くなる状況が存在する(Fig.1). そこで Scan 計画中に回転速度を変更した場合のコリメータの開口状態を, コンソール上で把握できれば有用であると考え検討を行った.

【方法】

使用装置 : SOMATOM Definition AS+

1. 回転速度および Scan 計画範囲を変えた時の, コンソール表示の CTDIvol 値の比較.
2. 回転速度を変えた時の, 算出した X 線照射範囲とコンソール表示値からの X 線照射範囲 (DLP/CTDIvol) との比較.
3. コンソール表示の DLP 値とガントリ外での散乱線量の比較 [1].

【結果・考察】

1. すべて同一の値であったので CTDIvol 値は overranging の影響は受けない.
2. SOMATOM Definition AS+ の overranging を含む X 線照射範囲は算出可能である [1]. X 線照射範囲は回転速度の影響を受けないが, 高速回転ほど (DLP/CTDIvol) は増加した. コリメータが作動開始時に開口していたためである (Fig.1).
3. 回転速度の高速化に伴う DLP 値と散乱線量の変化が相関した (Fig.2).
よって DLP 値の変化からコリメータの開口状態の変化を把握することが可能である.

【結論】

回転速度を高速化しても DLP 値が変化しない場合はコリメータの作動開始時の開口状況は変化しないが, DLP 値が増加する場合はコリメータは開いた状態から作動する.

[1] 山崎詔一, 江崎徹. 散乱線測定による高速 CT のオーバーレンジング低減機構の評価
日本 CT 技術研究会第 2 回学術大会 (JSCT2014) 発表後抄録集:40-44

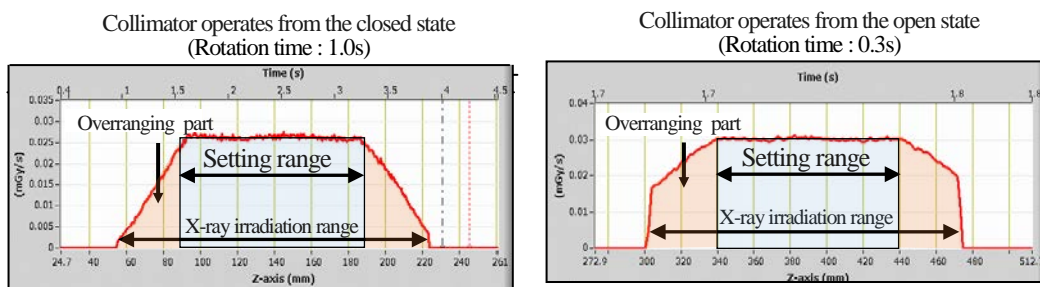


Fig.1: Analysis of overranging by scattered ray measurement method

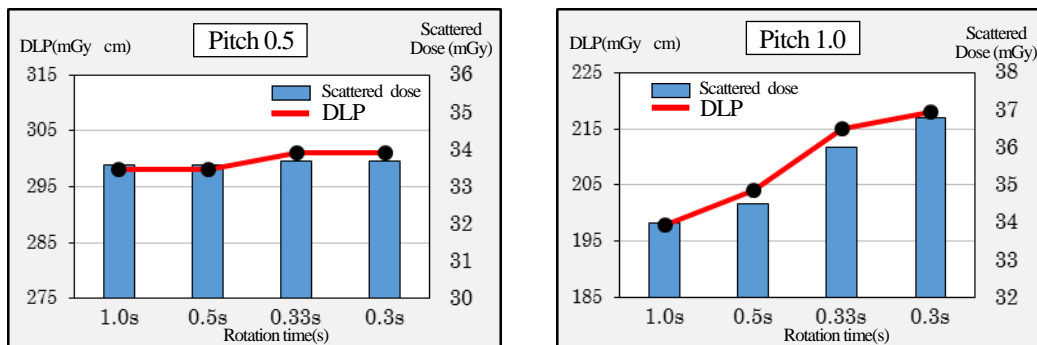


Fig.2: Changes in scattering dose and DLP with increasing speed of rotation

18029. 病理検体用 Micro CT の開発 – 豚臓器を用いた有効性評価 –

早川智就¹⁾, 山田あゆみ¹⁾, 寺本篤司¹⁾, 塚本徹哉²⁾, 斎藤邦明¹⁾, 藤田広志³⁾

1) 藤田保健衛生大学大学院 保健学研究科 2) 藤田保健衛生大学医学部 病理診断科 I 3) 岐阜大学大学院 医学系研究科

【目的】患者の最終診断を行うための病理診断において、手術等で摘出された臓器を解析するため、はじめに病変を含むように組織を切り出す必要がある。この作業は病理医の判断で行われるが、検体から正確な病変部位を把握することが困難な場合がある。ここで、事前に CT 装置を用いて三次元的な情報を取得できれば、解析領域の決定や診断に有用な情報を得ることができる。そこで本研究は、切除臓器の詳細な内部構造を画像化する専用の CT 装置を開発することを目的とし、製作した実験装置の構造と豚の臓器を用いて基礎評的な評価を行った結果を報告する。

【方法】実験装置は対向して取り付けられたマイクロフォーカス X 線管(焦点径 5 μ m)と検出器(FPD)、その間に設置した回転ステージからなる。そして検体を回転ステージにセットし、収集した投影データを画像再構成することにより 3次元 CT 画像を取得する。なお、検体はあらかじめホルマリン固定し液体が漏れないよう袋に封入した。また、変形を防ぐためアクリル容器とスポンジを用いて固定機構を製作し、検体ごとに高さを調整する機構も取り付けした。

【結果】開発した装置を用いて 10 種類の豚の臓器を撮影したところ、肺や骨組織などの微細構造が明瞭に描出された。これらの結果から、Micro CT 技術の応用により病理診断の支援が可能であることが示唆された。

18030. Adaptive radiotherapy に用いる CBCT の体軸方向 CT 値特性

谷口拓矢¹⁾, 原孝則²⁾, 下郷智弘³⁾, 大野光生¹⁾, 増井祐衣¹⁾, 松尾政之⁴⁾

1) 朝日大学病院 放射線部 2) 中津川市民病院 放射線技術科 3) 岐阜医療科学大学 保健科学部

4) 岐阜大学大学院 医学系研究科

【目的】

Cone beam computed tomography (CBCT) を用いた adaptive radiotherapy^[1] は, CT 値を元に線量計算するため, CT 値が CBCT と計画 CT で同じでなければいけない. しかし, 計画 CT に比べ CBCT は散乱線の影響が大きく^[2], 正確な CT 値を得ることが難しく線量計算に誤差を生じる危険性がある^[3]. そこで我々は, CBCT における散乱線の影響が大きいと思われる体軸方向の CT 値分布について評価した.

【方法】

我々はリニアックに搭載された CBCT を使用して電子密度ファントムの体軸方向の CT 値分布を測定した. ファントムはアイソセンターに設置し, 測定断面は中心以外に体軸方向に対して ± 4 cm と ± 8 cm とした. また, CT 値の計測は肺, 軟部組織, 骨等価物質について行い, 計画 CT と比較した. 撮像条件は装置のデフォルト設定に従い頭部条件 (small collimation, Filter 0, 100 kV)、腹部条件 (medium collimation, Filter 1, 120 kV)、骨盤条件 (large collimation, Filter 1, 120 kV) の3種類で撮像した.

【結果】

CBCT を使用して体軸方向の CT 値を測定し計画 CT と比較した結果 (Table 1)、アイソセンターに比べオフセンターで誤差が大きかった. 特に骨等価物質での誤差が大きく, その最大誤差は頭部, 腹部, 骨盤条件でそれぞれ 218.8 HU, 527.9 HU, 458.9 HU となった.

【結論】

我々は CBCT において体軸方向で CT 値が大きく変わることを明らかにした. そのため, CBCT を用いた adaptive radiotherapy は, 中心断面以外で重大な線量の計算誤差が生じる危険性があることが示唆された.

[1] Yang Y, et al. Evaluation of on-board kV cone beam CT (CBCT)-based dose calculation. Phys Med Biol. 2007; 52(3): 685-7.

[2] 塚本和也, 他. コーンビーム CT 画像への散乱線の影響と画質改善. 医用画像情報誌 1999; 16(1): 20-28.

[3] Richter A, et al. Investigation of the usability of cone beam CT data sets for dose calculation. Radiat Oncol. 2008; 42(3): 1-13.

Table 1 CT value difference along longitudinal for equivalent materials electron density

Materials	Scan mode	-8 cm off-center (HU)	-4 cm off-center (HU)	Isocenter (HU)	4 cm off-center (HU)	8 cm off-center (HU)
Lung	Head	38.7	25.8	4.9	14.1	27.7
	Abdomen	-21.2	-55.7	12.0	-31.5	-58.8
	Pelvic	-2.9	-22.8	9.4	-6.4	-50.6
Soft tissue	Head	33.7	11.3	-13.0	2.5	36.6
	Abdomen	71.8	60.3	26.2	70.0	80.0
	Pelvic	12.7	10.0	-11.0	27.6	43.6
Bone	Head	177.9	153.2	120.1	154.2	218.8
	Abdomen	469.0	520.9	1.9	527.9	519.0
	Pelvic	320.4	370.6	35.6	436.5	458.9