



Chugoku-Shikoku Forum for Radiological Technology 2013

中四国放射線医療技術フォーラム

CSFRT 2013

第54回 公益社団法人 日本放射線技術学会 中国・四国部会学術大会

大会長 上田 克彦

第21回 公益社団法人 日本診療放射線技師会 中四国放射線技師学術大会

大会長 山内 秀一

会期 2013年 11月 16日(土)・17日(日)

会場 山口県国際総合センター 海峡メッセ下関

抄録集

大会
テーマ

地方から世界へ

中四国放射線医療技術フォーラム2013を終えて

第54回 公益社団法人日本放射線技術学会 中国・四国部会学術大会 大会長 上田 克彦

第21回 公益社団法人日本診療放射線技師会 中四国放射線技師学術大会 大会長 山内 秀一

中四国放射線医療技術フォーラム(CSFRT)2013を11月16日、17日に山口県下関市の「海峡メッセ下関」で開催しました。16日の朝8時30分から受付を開始し、17日の12時30分で閉会しましたが、この間、664名の参加者と150題の一般演題発表を頂きました。多くの方に参加いただき心から御礼申し上げます。

本大会では、メインテーマを「地方から世界へ」とし、日本の優れた放射線技術を世界へ発信する一歩として、CSFRTでは初めて発表内容の英語表記推奨を試みました。そして、口述発表スライドや展示ポスターを英語表記で発表されている演者を多数、目にする事ができ大変嬉しく思いました。

『シンポジウム』はメインタイトルに合わせて、「放射線技術学における国際化」について取り上げ、日本放射線技術学会の真田茂代表理事と日本診療放射線技師会の中澤靖夫会長にもディスカッションに参加頂きました。なお真田代表には「JSRTが目指す国際化」と題して、中澤会長には「日本診療放射線技師会が取り組んでいる事業について」と題して、御講演を頂きました。お二人の講演内容にも多くの国際交流事業に関係する内容が含まれておりました。

『特別講演』は市民公開講座として、山口大学放射線医学教室教授の松永尚文先生に「最先端医療を担う画像診断とカテーテル治療」と題して、山口大学放射線治療医学教室教授の渋谷景子先生には「がん診療における放射線治療の最前線」と題して、それぞれ御講演頂きました。

学術発表以外にも、関門海峡の景色を楽しみながらジョギングする「モーニングラン イン下関」を企画しスタッフを含め21名の参加を頂きました。当日の天気はあいにく曇り空でしたが、とてもすがすがしい顔で写真に写った参加者の皆様の姿が印象的でした。

本大会は、第54回公益社団法人日本放射線技術学会中国・四国部会学術大会と第21回公益社団法人日本診療放射線技師会・中四国放射線技師学術大会の合同開催であり、2005年に岡山県で初めて両会によって合同開催されてから、今回で中四国9県を一巡したことになります。来年の大会から二巡目に入りますが、今後も両会が協力し、より実りのある学術大会が開催される事を期待します。最後になりましたが、CSFRT2013の運営にご協力頂きました日本放射線技術学会、日本診療放射線技師会、関係企業、開催に御支援いただいた皆様ならびに山口県内の実行委員の皆様にご心より感謝申し上げます。

INDEX

巻 頭 言

| | |
|---------------------------------|---|
| 中四国放射線医療技術フォーラム 2013 を終えて | 1 |
|---------------------------------|---|

会 告

| | |
|---------------------------------------|---|
| 中四国放射線医療技術フォーラム 2014 開催案内 | 3 |
| 中四国放射線医療技術フォーラム 2014 一般研究発表演題募集 | 4 |

学術大会報告

| | |
|-------------------------|-----|
| 役員および実行委員会名簿 | 5 |
| 特別企画 プログラム | 6 |
| 一般演題 プログラム | 9 |
| 特別企画 抄録 | 27 |
| 一般演題 抄録 | 41 |
| 中四国放射線医療技術フォーラム規約 | 192 |

会 告

中四国放射線医療技術フォーラム2014開催案内

公益社団法人 日本診療放射線技師会 中四国放射線技師会協議会 代表 熊代 正行
公益社団法人 日本放射線技術学会 中国・四国部会 部会長 平田 吉春
第22回日本診療放射線技師会 中四国放射線技師学術大会 大会長 藤田 仁
第55回日本放射線技術学会 中国・四国部会学術大会 大会長 長木 昭男

中四国放射線医療技術フォーラム(CSFRT)2014を岡山県岡山市で開催いたします。
今回のメインテーマは「未来へつなぐ一歩」です。岡山から始まったCSFRTは2順目を迎え、皆様の研究が中四国から全国へ世界へ、さらに未来に向かって大きく発展する第一歩となることを期待して多数の参加をお待ちしております。

記

1. 開催期間 **2014年10月4日(土)・5日(日)**
2. 会場 **岡山コンベンションセンター**
〒700-0024 岡山県岡山市北区駅元町14番1号(TEL:086-214-1000)
3. メインテーマ 「未来へつなぐ一歩」
4. プログラム 一般研究発表、講演、市民公開講座、ランチョンセミナー、表彰式等
5. 情報交換会 日時:2014年10月4日(土)
※2014年4月頃から、大会ホームページで最新情報をお伝えいたします。
6. その他 宿泊に関する斡旋は行いません。ご不明な点は下記事務局までご連絡下さい。

大会事務局

〒710-8602 岡山県倉敷市美和1-1-1
公益財団 大原記念倉敷中央医療機構
倉敷中央病院 放射線治療室 事務局長 山田 誠一
TEL:086-422-0210(内線2809) FAX:086-422-8254
E-mail:csfrt2014@kchnet.or.jp

中四国放射線医療技術フォーラム2014

一般研究発表演題募集

公益社団法人 日本診療放射線技師会 中四国放射線技師会協議会 代表 熊代 正行
公益社団法人 日本放射線技術学会 中国・四国部会 部会長 平田 吉春
第22回日本診療放射線技師会 中四国放射線技師学術大会 大会長 藤田 仁
第55回日本放射線技術学会 中国・四国部会学術大会 大会長 長木 昭男

中四国放射線医療技術フォーラム(CSFRT)2014での一般研究発表演題を下記要項で募集いたします。

多数の応募をお待ちしています。

応募規定

1. 申込期間 **2014年6月1日(日)～30日(月)** (予定)
2. 申込資格
 - 日本放射線技術学会会員もしくは日本診療放射線技師会会員
 - 放射線技術の教育あるいは研究に関係している方、ならびに学生
3. 申込方法 大会ホームページからお申し込み下さい。
※2014年2月頃に、CSFRT 2014 ホームページをアップする予定です。
4. 発表形式
 - 口述発表
 - 研究発表スライドの表記は、英語を推奨いたします。
※2014年3月頃から、大会ホームページで最新情報をお伝えいたします。

大会事務局

〒710-8602 岡山県倉敷市美和1-1-1
公益財団 大原記念倉敷中央医療機構
倉敷中央病院 放射線治療室 事務局長 山田 誠一
TEL : 086-422-0210(内線2809) FAX : 086-422-8254
E-mail : csfirt2014@kchnet.or.jp

役員および実行委員会名簿

| | | | |
|------|-----------------------|------------------|-------|
| 大会役員 | 第54回 公益社団法人日本放射線技術学会 | 中国・四国部会学術大会 大会長 | 上田 克彦 |
| | 第21回 公益社団法人日本診療放射線技師会 | 中四国放射線技師学術大会 大会長 | 山内 秀一 |
| | | 実行委員長 | 岩永 秀幸 |
| | | 副実行委員長 | 伊藤 弘 |
| | | 事務局長 | 堀 健司 |

| | | | | | |
|--------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 準備実行委員 | 梅田 悦子 | 大石 誉奈 | 大平 知之 | 小田真一郎 | 川村 慎二 |
| | 神崎 竜二 | 小池 正紘 | 品川 卓範 | 高山 裕健 | 近沢 苑 |
| | 中原 佑基 | 増矢 勝史 | 安井謙一郎 | 米沢 鉄平 | |

| | | | | | |
|------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 実行委員 | 阿久戸 悠 | 荒田 克昭 | 池田 隆志 | 磯部 雅史 | 伊藤 実穂 |
| | 井上 遊心 | 今井 真衣 | 上田 康之 | 上原 拓也 | 大田 則彦 |
| | 尾本かおり | 樞村 紳也 | 加田 健 | 金谷 浩二 | 兼廣 敦子 |
| | 河村 裕介 | 榊田 栄治 | 實平 孝行 | 菊地 友紀 | 木實 樹里 |
| | 木村 洋彦 | 久富 庄平 | 蔵永 紀靖 | 小竹林孝哉 | 齋藤 康博 |
| | 齊藤 右司 | 實平 有祐 | 佐野 裕一 | 新町浩太郎 | 高木 秀亮 |
| | 田中 千弘 | 谷本 祐樹 | 徳光 正之 | 徳禮 将吾 | 内藤 貴之 |
| | 中河真由美 | 中村 敬子 | 西岡 栄一 | 西本 司 | 丹羽 英彰 |
| | 橋本 歩 | 林 忠正 | 藤河 剛志 | 藤重 伸政 | 藤本浩一郎 |
| | 藤本 昂也 | 藤本 裕樹 | 宮本 康平 | 三輪 光良 | 村田 良典 |
| | 茂刈 正毅 | 森田 慎吾 | 森田 浩正 | 師井 彩絵 | 山口 貴弘 |
| | 山根 正聡 | 山本 勇 | 山本 公志 | 山本 佑馬 | 湯浅 勇紀 |
| | 百合野史子 | 吉永 憲正 | 吉永 博充 | 渡邊 篤史 | 渡邊 征二 |

特別企画 プログラム

開会式／表彰式 16日(土) 11:00～11:40

第1会場(アリーナ1階(東)展示見本市会場)

代表理事講演 16日(土) 13:00～13:30

第2会場(国際貿易ビル 10階)

司会：公益社団法人日本放射線技術学会 中国・四国部会 部会長 平田 吉春

「JSRTが目指す国際化」

真田 茂 公益社団法人 日本放射線技術学会 代表理事

会長講演 16日(土) 13:30～14:00

第2会場(国際貿易ビル 10階)

司会：公益社団法人日本診療放射線技師会 中四国放射線技師会協議会 代表 熊代 正行

「日本診療放射線技師会が取り組んでる事業について」

中澤 靖夫 公益社団法人 日本診療放射線技師会 会長

シンポジウム 16日(土) 14:00～15:30

第1会場(アリーナ1階(東)展示見本市会場)

司会：島根大学医学部 放射線医学講座

内田 幸司

徳島文理大学 保健福祉学部 診療放射線学科

石井 里枝

「放射線技術学における国際化」

西出 裕子 公益法人 日本放射線技術学会 学術交流委員会副委員長 国際交流担当：
岐阜医療科学大学保健科学部 放射線技術学科

西田 史生 公益社団法人 日本診療放射線技師会 理事 国際交流担当
松山赤十字病院中央放射線室 技師長

舩田 隆則 医療法人 あかね会土谷総合病院 放射線室

宮原 善徳 国立大学法人 島根大学医学部附属病院 放射線部

徳禮 将吾 国立大学法人 山口大学医学部附属病院 放射線部

閉会式 17日(日) 12:15～

第1会場(アリーナ1階(東)展示見本市会場)

ランチョンセミナー1 16日(土) 12:00~12:50

第1会場(アリーナ1階(東) 展示見本市会場)

共催:シーメンス・ジャパン株式会社

司会:愛媛大学医学部附属病院 田頭 裕之

講演 「2管球CTを用いた肺灌流イメージ」

岡田 宗正 山口大学医学部 放射線科

ランチョンセミナー2 16日(土) 12:00~12:50

第2会場(国際貿易ビル10階)

共催:横河医療ソリューションズ株式会社

司会:広島大学病院 隅田 博臣

講演 「統合医用画像サーバの役割と未来」

岩永 秀幸 山口大学医学部附属病院 放射線部

ランチョンセミナー3 16日(土) 12:00~12:50

第3会場(国際貿易ビル9階)

共催:株式会社 AZE

司会:山口大学医学部附属病院 上田 克彦

**講演 「当直医を救う絞扼性イレウスの最適断面再構成術を極める
—臨床に役立つ拡散強調画像パッケージの紹介もあわせて—」**

片平 和博 国家公務員共済組合連合会 熊本中央病院 放射線診断科 部長

ランチョンセミナー4 16日(土) 12:00~12:50

第4会場(国際貿易ビル8階)

共催:富士フイルム RI ファーマ株式会社

司会:山口大学医学部附属病院 大石 誉奈

講演 「骨シンチ画像の読影に関して —CT、MRI &解析ソフトを含めて—」

徳田 修 山口大学医学部附属病院 放射線科

モーニングセミナー 17日(日) 8:40~9:50

第2会場(国際貿易ビル10階)

司会:徳山中央病院 師井 彩絵

講演 「マンモグラフィ基礎講座 ~機器精度管理について~」

新藤陽子 独立行政法人国立病院機構 東広島医療センター

市民公開講座

放射線診療最前線 ～放射線で何ができるの？～

山口県国際総合センター 海峡メッセ下関：アリーナ1階(東)展示見本市会場
(入場無料)

平成25年11月16日(土) 17:10～18:00

「最先端医療を担う画像診断とカテーテル治療」

松永 尚文(山口大学大学院医学系研究科 情報解析医学系学域 放射線医学分野 教授)

司会：第54回 公益社団法人日本放射線技術学会 中国・四国部会学術大会 大会長
上田 克彦(山口大学医学部附属病院 放射線部)

平成25年11月17日(日) 10:00～10:50

「がん診療における放射線治療の最前線」

澁谷 景子(山口大学大学院医学系研究科 情報解析医学系学域 放射線治療学分野 教授)

司会：第21回 公益社団法人日本診療放射線技師会中四国放射線技師学術大会 大会長
山内 秀一(山口大学医学部附属病院 放射線部)

山口県国際総合センター 海峡メッセ下関：アリーナ1階(西)展示見本市会場
(入場無料)

平成25年11月16日(土) 9:00～18:00 17日(日) 9:00～12:00

放射線展ポスター 一般公開

一般演題 プログラム

11月16日(土)

Session 1 9:00~9:50

第1会場(アリーナ1階(東)) / 展示見本市会場)

[CT(造影・撮像法)]

座長: 藤井 弘毅(医療法人ブルースカイ 松井病院)

1-001 側頭骨 CT 検査におけるヘリカルスキャンとボリュームスキャンの基礎的検討

○福永 正明、成石 将平、高田 雅士、守屋 隆史、山本 浩之

倉敷中央病院 放射線センター

1-002 TDC ファントムを用いた造影効果の基礎的検討

○河村 隆道、峯重 正紀、田野原 由華、徳永 望、半田 和之

山口県厚生農業協同組合連合会 周東総合病院

1-003 Test Bolus Tracking (TBT) 法を使用した頭頸部 CTA の検討

○伊藤 修、山本 浩之、守屋 隆史、加戸 秀輝、三宅 俊彦、杉岡 崇、川上 雄司、
福永 正明、白神 登、熊代 正行

倉敷中央病院 放射線センター

1-004 軀幹部 CT 検査における時間分解能を考慮したバリエブルヘリカルピッチの検討

○田野原 由華、峯重 正紀、徳永 望、田熊 秀夫、河村 隆道、半田 和之

山口県厚生農業協同組合連合会 周東総合病院

1-005 CT における時間分解能の基礎的検討、異なる二機種 pitch factor と時間分解能の関係について

○橋本 歩、久富 庄平、米沢 鉄平、田中 千弘、徳禮 将吾、百合野 史子、上田 克彦

山口大学医学部附属病院 放射線部

Session 2 9:50~10:40

第1会場(アリーナ1階(東)) / 展示見本市会場)

[CT(最新技術)]

座長: 森本 章(呉共済病院)

2-006 Dual energy CT を用いた仮想単色 X 線画像における物理特性の基礎的検討

○河合 佑太、赤木 憲明、森光 祐介、山内 健太郎、三村 誠一、大川 義弘、田原 誠司

岡山大学病院

2-007 Virtual Monochromatic Imaging を用いた撮影管電圧の違いによる画像コントラストの推測

○寺見 佳祐¹⁾、西山 徳深¹⁾²⁾、星加 美乃里¹⁾、摺河 健文¹⁾、高本 誠司¹⁾、中川 潤一¹⁾、
長谷川 大輔¹⁾、小林 有基¹⁾、竹田 芳弘²⁾

1)岡山済生会総合病院、2)岡山大学大学院 保健学研究科

2-008 Metal Artifact 低減再構成ソフトにおける撮影パラメータの検討

○横川 新吾、大元 謙二、西山 光、田頭 裕之

愛媛大学医学部附属病院

2-009 腹部 CT-angiography における逐次近似再構成法の基礎的検討

○成石 将平、福永 正明、守屋 隆史、山本 浩之

倉敷中央病院 放射線センター

2-010 異なる逐次近似応用再構成法による体積計測に及ぼす影響について

○山内 健太郎、赤木 憲明、森光 祐介、河合 佑太、三村 誠一、大川 義弘、田原 誠司

岡山大学病院

Session 3 15:40～16:20

第1会場(アリーナ1階(東) / 展示見本市会場)

[MR(頭部)]

座長: 尾崎 史郎(島根大学医学部附属病院)

3-011 新生児の脳 Spin Echo 法(SE法)の T1 強調画像(T1WI)撮影における至適な TR の検討

○国重 智之

県立広島病院

3-012 側頭葉てんかんに対する海馬撮像の当院での工夫

○木村 保之、相原 聡、中川 由美子、日下部 太郎、秋田 進久

医療法人慈愛会 梶浦病院

3-013 Validation of voice therapeutic method by mental rehearsal based on an fMRI study

○火ノ川 朝子¹⁾、川崎 美香¹⁾、大西 英雄²⁾、内田 幸司³⁾、矢田 伸広⁴⁾、尾崎 史郎⁴⁾、北垣 一³⁾

1) 県立広島大学保健福祉学部 コミュニケーション障害学科、

2) 県立広島大学大学院総合学術研究科 生命システム科学専攻、

3) 国立大学法人 島根大学医学部 放射線医学講座、4) 国立大学法人 島根大学医学部附属病院 放射線部

3-014 How does the environment sound affect a calculation program? : functional MRI study

○川崎 美香¹⁾、火ノ川 朝子¹⁾、大西 英雄²⁾、内田 幸司³⁾、矢田 伸広⁴⁾、尾崎 史郎⁴⁾、北垣 一³⁾

1) 県立広島大学保健福祉学部 コミュニケーション障害学科、

2) 県立広島大学大学院総合学術研究科 生命システム科学専攻、

3) 国立大学法人 島根大学医学部 放射線医学講座、4) 国立大学法人 島根大学医学部附属病院 放射線部

Session 4 9:00～10:00

第2会場(国際貿易ビル10階 / 国際会議場)

[MR(機器)]

座長: 田淵 昭彦(川崎医科大学附属川崎病院)

4-015 MRI 装置のバージョンアップに伴うコイルの性能評価の比較

○吉村 祐樹、鈴木 大介、宮原 可名恵、宮田 一郎、小林 有基

岡山済生会総合病院 画像診断科

4-016 頸椎領域における dual coil 法の最適な配置方法に関する検討

○岡本 悠太郎、中河 賢一、小笠原 貴史、川上 雄司、福島 沙知
倉敷中央病院 放射線センター

4-017 受信コイルの配置とエレメント数の設定が g-factor に与える影響

○守屋 和典¹⁾、村上 公一¹⁾²⁾、吉田 耕治¹⁾、佐内 弘恭¹⁾、阿部 俊憲¹⁾、森分 良¹⁾、
中山 健人¹⁾、高尾 渉³⁾、柳元 真一¹⁾
1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部、2)金沢大学大学院 医薬保健学総合研究科 保健学専攻、
3)財団法人操風会 岡山旭東病院

4-018 1.5TMRI と 3.0TMRI における有効撮像範囲の検討

○森分 良¹⁾、吉田 耕治¹⁾、佐内 弘恭¹⁾、村上 公一¹⁾²⁾、阿部 俊憲¹⁾、守屋 和典¹⁾、
高尾 渉³⁾、柳元 真一¹⁾
1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部、2)金沢大学大学院 医薬保健学総合研究科、3)操風会 岡山旭東病院

4-019 Large Bore における均一性の評価

○橋本 伸生、山下 栄二郎、赤島 啓介、柏井 りえ、岡杖 俊也、山根 武文
鳥取大学医学部附属病院

4-020 2機種での3T-MRI 装置における SNR の比較検討

○福田 喜脩、大野 誠一郎、松浦 龍太郎、大村 佑一、林 邦夫、今城 聡、田原 誠司
岡山大学病院

Session 5 10:00~10:40

第2会場(国際貿易ビル10階/国際会議場)

[MR (アーティファクト)]

座長: 荒尾 信一(川崎医療短期大学)

5-021 磁化率強調画像を用いた骨盤部領域の撮像における磁化率アーチファクトの基礎的検討

○山本 佑馬¹⁾、山根 正聡¹⁾、中村 敬子¹⁾、徳田 修²⁾
1)山口大学医学部附属病院 放射線部、2)山口大学医学部附属病院 放射線科

5-022 1.2 T-MRI ガイド下穿刺における撮像条件と磁化率アーチファクトの検討

○近藤 由佳子¹⁾、山口 卓也¹⁾、吉富 敬祐¹⁾、大西 治彦¹⁾、田原 誠司¹⁾、郷原 英夫²⁾、
加藤 和之³⁾、碓 幸一郎³⁾
1)岡山大学病院 医療技術部 放射線部門、2)岡山大学病院 放射線科、3)株式会社 日立メディコ

5-023 1.2 T-MRI ガイド下穿刺における磁化率アーチファクトの角度依存性の検討

○吉富 敬祐¹⁾、山口 卓也¹⁾、近藤 由佳子¹⁾、大西 治彦¹⁾、田原 誠司¹⁾、郷原 英夫²⁾、
加藤 和之³⁾、碓 幸一郎³⁾
1)岡山大学病院 医療技術部 放射線部門、2)岡山大学病院 放射線科、3)株式会社 日立メディコ

5-024 頸椎・頸髄 MRI における Flow Artifact の検討

○森田 一郎、林 直弥、安並 洋晃、森尾 一夫、伊東 賢二
高知大学医学部附属病院

[X線検査(乳腺)]

座長: 森脇 敦美(倉敷成人病センター)

- 6-025** デジタルマンモグラフィシステムにおける AEC の動作の検討
○前原 日向子、石井 美枝、永見 晶子、西村 真世、氏平 武樹、山本 泰司
国立大学法人 島根大学医学部附属病院
- 6-026** CR-mammography の CNR 測定における ROI size の影響
○石井 美枝¹⁾、吉田 彰²⁾、眞田 泰三³⁾、石井 里枝⁴⁾、永見 晶子¹⁾
1) 国立大学法人 島根大学医学部附属病院、2) 県立広島大学大学院 総合学術研究科、
3) 岡山済生会総合病院 画像診断科、4) 徳島文理大学 保健福祉学部 診療放射線学科
- 6-027** DMQC ファントムを用いたマンモグラフィ適正撮影条件の検討
○櫻川 加奈子、山田 健二、天野 雅史、多田 章久
徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門
- 6-028** マンモグラフィ撮影条件の検討
○山田 健二、櫻川 加奈子、天野 雅史、多田 章久
徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門

[X線検査(撮影条件)]

座長: 西原 貞光(徳島大学大学院 ヘルスバイオサイエンス研究部)

- 7-029** 長尺撮影における線量勾配を考慮した撮影条件の検討
○徳重 祥也、松田 英治、小野田 薫、柴田 成、富士 知美、石川 哲也、末森 慎治、
猪木 将義、小橋 秀樹、柳元 真一
川崎医科大学附属病院 中央放射線部
- 7-030** Hip-Spine Syndrom における全脊椎側面撮影の撮影条件の検討
～撮影線量の低減にむけて～
○小野田 薫、松田 英治、小橋 秀樹、末森 慎治、黒住 晃、石川 哲也、徳重 祥也、
柴田 成、柳元 真一
川崎医科大学附属病院 中央放射線部
- 7-031** 脊椎を対象部位とした S 値による照射線量(撮影条件)の検証
○谷地 政紀、澤田 峻、岩井 勇磨、滝本 佳広、田頭 裕之
愛媛大学医学部附属病院 診療支援部 放射線技術部門
- 7-032** 内耳道トモシンセシスにおける水晶体被ばく低減に関する検討
○中嶋 剛、川本 欣幸、宇都宮 秀光
中国電力株式会社 中電病院

8-033 ポリマーゲル線量計における容器サイズの影響

○村上 智洋¹⁾、宮田 真衣¹⁾、林 慎一郎¹⁾、小野 薫²⁾、藤本 幸恵²⁾、近藤 貴裕³⁾、
藤原 郁也⁴⁾、笛吹 修治¹⁾、富永 孝宏¹⁾

1) 広島国際大学保健医療学部 診療放射線学科、2) 広島平和クリニック 高精度がん放射線治療センター、
3) 広島和恒会ふたば病院、4) JA 尾道総合病院

8-034 ポリマーゲル線量計における照射野サイズの影響

○松田 彩香¹⁾、井上 健太¹⁾、林 慎一郎¹⁾、小野 薫²⁾、藤本 幸恵²⁾、近藤 貴裕³⁾、
藤原 郁也⁴⁾、笛吹 修治¹⁾、富永 孝宏¹⁾

1) 広島国際大学保健医療学部 診療放射線学科、2) 広島平和クリニック 高精度がん放射線治療センター、
3) 広島和恒会ふたば病院、4) JA 尾道総合病院

8-035 ポリマーゲル線量計における線量率および積算照射の影響

○藤本 幸恵¹⁾、小野 薫¹⁾、林 慎一郎²⁾、古川 健吾¹⁾、工藤 剛吏¹⁾、八田 祐樹¹⁾、
笛吹 修治²⁾、富永 孝宏²⁾、赤木 由紀夫¹⁾、廣川 裕¹⁾

1) 広島平和クリニック 高精度がん放射線治療センター、2) 広島国際大学保健医療学部 診療放射線学科

8-036 ラジオクロミックフィルムの照射方向が線量分布検証に及ぼす影響

○湯浅 勇紀¹⁾、川村 慎二¹⁾、椎木 健裕²⁾、上原 拓也¹⁾、小池 正紘¹⁾、神崎 竜二¹⁾、
澁谷 景子²⁾

1) 山口大学医学部附属病院 放射線部、2) 山口大学大学院医学研究科 放射線治療学分野

8-037 フィルム線量分布検証における MLC を利用した基準マークによる線量分布位置合わせ手法に関する検討

○中山 真一

社会医療法人鴻仁会 岡山中央病院

9-038 DMLC-IMRT, VMAT における MLC の違いが治療計画に及ぼす影響

○北岡 幹教¹⁾、二宮 樹里¹⁾、佐々木 幹治²⁾

1) 社会医療法人財団大樹会 総合病院 回生病院、2) 徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門

9-039 DMLC-IMRT, VMAT における MLC の違いが線量検証に及ぼす影響

○北岡 幹教¹⁾、二宮 樹里¹⁾、佐々木 幹治²⁾

1) 社会医療法人財団大樹会 総合病院 回生病院、2) 徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門

9-040 呼吸同期照射システムの基礎的検討

○山下 大輔、園田 泰章、平田 祐希、則包 真希、中桐 正人、花田 善治朗、近藤 和人、
山田 誠一、清川 文秋

倉敷中央病院 放射線センター

9-041 動体ファントムを用いた呼吸同期照射システムの基礎的検討
○杉本 渉、森 孝文、黄田 勝久、高開 広幸、山下 恭、高麗 文晶
徳島県立中央病院

9-042 肺腫瘍体幹部定位放射線治療のための4次元線量分布算出法に関する研究
○椎木 健裕¹⁾、川村 慎二²⁾、花澤 豪樹¹⁾、神崎 竜二²⁾、上原 拓也²⁾、湯浅 勇紀²⁾、
朴 成哲¹⁾、高木 海¹⁾、高橋 昌太郎¹⁾、澁谷 景子¹⁾
1) 山口大学大学院 医学系研究科 放射線治療学分野、2) 山口大学病院 放射線部

Session 10 15:40~16:40

第3会場(国際貿易ビル9階/海峡ホール)

[放射線治療(IGRT・検証)]

座長: 田辺 悦章(国立病院機構 関門医療センター)

10-043 一般的な外照射における新旧IGRTシステムの患者スループット比較
○山田 誠一、清川 文秋、近藤 和人、山下 大輔、中桐 正人、平田 祐希、園田 泰章、
則包 真希
倉敷中央病院 放射線センター

10-044 Cone Beam CTにおける市販画像解析ソフトを使用した品質管理の有用性
○河原 大輔¹⁾²⁾、大野 吉美¹⁾、中島 健雄¹⁾、相田 雅道¹⁾、津田 信太郎¹⁾²⁾、越智 悠介¹⁾、
奥村 拓朗¹⁾、増田 弘和¹⁾、小澤 修一³⁾
1) 広島大学病院 診療支援部 放射線治療部門、2) 広島大学大学院 医歯薬保健学研究院 医歯科学専攻、
3) 広島大学大学院 医歯薬保健学研究院 放射線治療連携学

10-045 位置画像照合MV-CBCTにおける画質評価の検討
○安藤 康晴¹⁾、荒木 淳²⁾、田辺 悦章³⁾、楨元 剛祐¹⁾、今田 智代子¹⁾、川崎 育宏¹⁾
1) 広島市立 安佐市民病院、2) 梶川病院、3) 国立関門医療センター 放射線治療センター

10-046 頭頸部癌に対するVMATにおける患者の体型変化に伴う治療計画変更の妥当性評価
○奥村 拓朗、中島 健雄、相田 雅道、越智 悠介、津田 信太郎、河原 大輔、増田 弘和、
大野 吉美
広島大学病院 診療支援部 放射線治療部門

10-047 肺定位照射に於けるMU独立検証の誤差改善について
○大久保 正臣¹⁾、續木 将人¹⁾、片山 博貴¹⁾、山崎 達也¹⁾、加藤 耕二¹⁾、高橋 重雄²⁾、
戸上 太郎²⁾、柴田 徹²⁾
1) 香川大学医学部附属病院 放射線部、2) 香川大学医学部附属病院 放射線治療科

10-048 独立MU検証ソフトに用いられるEnhanced Dynamic Wedge Factorの検討
○西谷 仁博、鐵原 滋、石割 美香、松本 純、小野 康之、小林 仁、山田 聖、山根 武史、
平田 吉春
鳥取大学医学部附属病院

11-049 当院の乳癌患者における、骨シンチ診断支援ソフト定量値 BSI の
予後予測指標としての可能性の検討

○藤井 慶太¹⁾、村上 直治¹⁾、井手 壮太¹⁾、大多和 泰幸¹⁾、安藤 由智¹⁾、水田 昭文¹⁾、
北古賀 渉²⁾、河上 一公²⁾

1) 公立学校共済組合 中国中央病院、2) 富士フィルム RI ファーマ株式会社

11-050 全身肺血流シンチグラフィを用いた脳集積率の検討

○佐伯 悠介¹⁾、甲谷 理温¹⁾²⁾、佐内 弘恭¹⁾、三村 浩朗¹⁾、柳元 真一¹⁾

1) 川崎医科大学附属病院 中央放射線部、2) 県立広島大学大学院 総合学術研究科 生命システム科学専攻

11-051 推定動脈血カウントを用いた脳循環予備能評価の検討

○奥田 恭平、森山 茂、崎本 翔太、藤井 進、山根 武史

鳥取大学医学部附属病院

11-052 123I-MIBG シンチグラフィにおける回帰式を用いた装置間補正について

○黒住 彰¹⁾、小橋 利美¹⁾、見村 正章¹⁾、中島 真大¹⁾、永谷 伊佐雄¹⁾、田中 千元²⁾

1) 岡山大学病院、2) 富士フィルム RI ファーマ株式会社

11-053 線質硬化補正を考慮した CTAC が SPECT カウントに与える影響

○飯島 順、矢田 伸広、宮井 将宏、梶谷 尊郁、原元 益夫、小松 明夫、山本 泰司

国立大学法人 島根大学医学部附属病院

12-054 心電図同期心筋 SPECT 壁運動解析ソフトウェア HFV を用いた心機能解析と
QGS との相関について

○小西 友梨¹⁾、國金 大和²⁾、池口 雅紹²⁾、坂野 啓一²⁾、天野 雅史²⁾、藤田 明彦²⁾、
増井 悠太²⁾、大塚 秀樹³⁾、大谷 環樹⁴⁾

1) 徳島大学医学部 保健学科、2) 徳島大学病院 放射線部、3) 徳島大学大学院 画像情報医学分野、
4) 徳島大学大学院 保健科学教育部 保健学専攻

12-055 心筋 SPECT 評価における視覚的スコア解析と解析ソフトを用いた自動スコア解析の比較

○湊 侑磨¹⁾、大塚 秀樹²⁾、國金 大和³⁾、大谷 環樹⁴⁾、小西 友梨¹⁾

1) 徳島大学医学部 保健学科、2) 徳島大学大学院 画像情報医学分野、3) 徳島大学病院 放射線部、
4) 徳島大学大学院 保健科学教育部 保健学専攻

12-056 冠動脈 CT/心筋シンチグラフィ融合画像の有用性の検討

○井上 直¹⁾、湯浅 将生²⁾、国金 大和²⁾、音見 暢一³⁾、高尾 正一郎⁴⁾、岩瀬 俊⁵⁾、
能勢 隼人⁶⁾、佐田 政隆⁵⁾、大塚 秀樹⁷⁾、大谷 環樹⁸⁾

1) 徳島大学医学部 保健学科、2) 徳島大学病院 診療支援部、3) 徳島大学病院 放射線診断科、
4) 徳島大学大学院 HBS 研究部 診療放射線技術学、5) 徳島大学大学院 HBS 研究部 循環器内科学、
6) 麻植協同病院 放射線科、7) 徳島大学大学院 HBS 研究部 画像情報医学、
8) 徳島大学大学院 保健科学教育部 保健学専攻

12-057 心臓専用 CZT 半導体 SPECT 装置における CTAC 法の基礎的検討

○内部 拓、宮井 将宏、矢田 伸広、原元 益夫、小松 明夫、山本 泰司
国立大学法人 島根大学医学部附属病院

12-058 心臓専用半導体 SPECT 装置における心臓ファントムを用いた乳房の SPECT 画像への影響

○大西 恭平、石村 隼人、神野 仁寿、小島 明彦、末国 宏、岩井 勇磨、田頭 裕之
愛媛大学医学部附属病院

Session 13 15:40～16:20

第4会場(国際貿易ビル 8階/801会議室)

[画像工学(記録・表示)]

座長:石井 里枝(徳島文理大学)

13-059 X線撮影条件の検討(実効線量による評価)

○丸石 博文
浜脇整形外科病院

13-060 EGS5を利用した診断領域におけるX線スペクトルの検討:
管電圧がヒール効果に及ぼす影響について

○中野 雄太¹⁾、西原 貞光²⁾
1)徳島大学 医学部 保健学科、2)徳島大学大学院 ヘルスバイオサイエンス研究部

13-061 X線フォトンカウント方式による画像特性の基礎的検討
—シミュレーションによるCNR改善に関する検討—

○稲葉 洋子、本田 道隆
香川高等専門学校 電気情報工学科

13-062 X線フォトンカウント方式による画像特性の基礎的検討
—平均的エネルギーの推定精度に関する検討—

○浜田 祐輔、本田 道隆
香川高等専門学校 電気情報工学科

Session 14 16:20～16:40

第4会場(国際貿易ビル 8階/801会議室)

[医療情報管理]

座長:竹本 弘一(広島市立広島市民病院)

14-063 放射線情報システムを用いた業務支援のための機能強化について

○山田 健二、天野 雅史、湯浅 将生、多田 章久
徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門

14-064 医用画像情報領域におけるリスクマネジメントについて

○須藤 優¹⁾、守本 京平¹⁾²⁾、藤本 健一郎¹⁾、国重 智之¹⁾、和田崎 晃一²⁾、森本 芳美¹⁾²⁾、
國本 陽英¹⁾
1)県立広島病院 放射線診断科、2)県立広島病院 放射線治療科

15-065 画像処理などによる演算レイテンシーが作業に及ぼす影響の調査

○水野 雅之、本田 道隆

香川高等専門学校

15-066 フレームレートの増加による観察者の動態信号認識能向上効果

○柏原 亮太、水野 雅之、本田 道隆

香川高等専門学校 電気情報工学科

15-067 ワイヤレス型 FPD の低コントラスト検出能の評価

○森 千尋、沼田 美保、中島 真由佳、藤井 俊輔、本田 貢、田原 誠司

岡山大学病院

15-068 異なる蛍光体を持つ FPD の信号検出能の評価

○前川 慶太¹⁾、福井 亮平¹⁾、御古 謙太¹⁾、山砥 征弥¹⁾、石井 里枝²⁾

1) 鳥取大学医学部附属病院 放射線部、2) 徳島文理大学 保健福祉学部 診療放射線学科

15-069 手術室ポータブル撮影における視認性向上のための画像処理の検討

○立永 謹、木寺 信夫、北川 康子、池田 俊貴、藤村 良夫

広島大学病院 診療支援部

16-070 「PET-CT 検査のより良い説明を行うために」～チーム医療をめざして～

○田中 大吾

独立行政法人 国立病院機構 岩国医療センター

16-071 FDG PET 検査における長時間の絶食による心筋生理的集積の抑制についての検討

○崎本 翔太、森山 茂、奥田 恭平、藤井 進、山根 武史

鳥取大学医学部附属病院

16-072 尿路の FDG/PET 検査について

○澤田 昌孝、山形 憲生、原 隆史、原田 亜希子、赤木 直樹、伊東 賢二

高知大学医学部附属病院

16-073 3D-PET-CT 検査での各 bed position での NECR weight (NECR w) について

○原 隆史、山形 憲生、澤田 昌孝、原田 亜希子、赤木 直樹、伊東 賢二

高知大学医学部附属病院

16-074 画像再構成条件の違いが心筋 FDG-PET の左室心機能指標に与える影響

○松友 紀和¹⁾²⁾、長木 昭男¹⁾、佐々木 二梅恵¹⁾、渡辺 治夫¹⁾、佐々木 雅之³⁾

1) 倉敷中央病院 放射線センター、2) 九州大学大学院 医学系学府 保健学専攻、

3) 九州大学大学院 医学研究院 保健学部門

16-075 Evaluation of the SUV values using maximum and peak : a phantom study

○前田 幸人¹⁾²⁾、井手 康裕¹⁾、谷井 喬¹⁾、門田 敏秀¹⁾、岩崎 孝信¹⁾、笹川 泰弘¹⁾、
加藤 耕二¹⁾

1) 香川大学医学部附属病院、2) 香川大学大学院医学系研究科

Session 17 16:20~16:40

展示会場(アリーナ1階(西))/展示見本市会場)

[MR(画像評価)]

座長: 石森 隆司(香川大学医学部附属病院)

17-076 NMSE 法を用いた MR 画像評価の基礎的検討

○佐内 弘恭、吉田 耕治、阿部 俊憲、守屋 和典、森分 良、田中 康隆、中山 健人、
武 かおり、柳元 真一

川崎医科大学附属病院 中央放射線部

17-077 パラレルイメージング CAIPIRINHA による画質特性の検討

○岡杖 俊也、山下 栄二郎、橋本 伸生、柏井 りえ、赤島 啓介、山根 武史

鳥取大学医学部附属病院

17-078 Dual Gradient Mode を使用した Diffusion Weighted Image の基礎的検討

○山崎 達也、小川 和郎、石森 隆司、竹内 和宏、高橋 洋輔、大石 晃央、加藤 耕二

香川大学医学部附属病院

17-079 脂肪抑制効率係数を用いた脂肪抑制効果に影響する因子についての検討

○野津 勝利¹⁾、原 真司¹⁾、小玉 紗弥香¹⁾、尾崎 史郎¹⁾、内田 幸司²⁾、山本 泰司¹⁾

1) 国立大学法人 島根大学医学部附属病院、2) 国立大学法人 島根大学 医学部 放射線医学講座

Session 18 16:40~17:00

展示会場(アリーナ1階(西))/展示見本市会場)

[MR(撮像法他)]

座長: 山下 栄二郎(鳥取大学医学部附属病院)

18-080 静磁場方向に対してのインプラント角度と長さにおける発熱の検討

○松浦 健一郎¹⁾、大野 誠一郎¹⁾、中原 龍一²⁾、西田 圭一郎³⁾、尾崎 敏文²⁾、田原 誠司¹⁾

1) 岡山大学病院 医療技術部 放射線部門、2) 岡山大学病院 整形外科教室、3) 岡山大学医学部 人体構成学

18-081 肩関節腔造影 MRI における造影剤希釈濃度の検討

○井隈 美鶴、森広 雅史、奥田 香子、下川 寿春

マツダ病院

18-082 小児 MR 検査 Preparation の試み

○岩角 至子¹⁾、穂山 雄次¹⁾、久米 伸治¹⁾、横町 和志¹⁾、山岡 秀寿¹⁾、高橋 佑治¹⁾、
秋田 隆司¹⁾、石風呂 実¹⁾、隅田 博臣¹⁾、栗井 和夫²⁾

1) 広島大学病院 診療支援部、2) 広島大学大学院 放射線診断学

18-083 1.5T、3TMRI 装置を用いたポリマーゲル線量計の R2 特性の評価

○藤原 郁也¹⁾、林 慎一郎²⁾、上中 治¹⁾、杉本 貴志¹⁾

1) JA 尾道総合病院、2) 広島国際大学

11月17日(日)

Session 19 8:40~9:40

第1会場(アリーナ1階(東))/展示見本市会場)

[MR(血管)]

座長: 山根 正聡(山口大学医学部附属病院)

19-084 脳血管領域における T1-TFE を用いた非造影 MR-Angiography

○浅野 祐美、古牧 伸介、西山 征孝、田淵 昭彦

川崎医科大学 附属川崎病院

19-085 Dummy Pulse を併用した radial scan における BBimaging (profile order と流速の関係)

○田淵 昭彦¹⁾²⁾、荒尾 信一²⁾、古牧 伸介¹⁾、西山 征孝¹⁾

1)川崎医科大学 附属川崎病院、2)川崎医療短期大学 放射線技術科

19-087 3D PC 法を用いた鎖骨下動脈の描出に関する検討

○川上 雄司、中河 賢一、小笠原 貴史、森本 則義

倉敷中央病院 放射線センター

19-088 下肢末梢血管を対象とした Subtraction-MR-Angiography の血管描出改善の検討

○古牧 伸介¹⁾、木田 勝博²⁾、西山 征孝¹⁾、竹本 理人¹⁾、藤井 政明¹⁾、浅野 祐美¹⁾、田淵 昭彦¹⁾

1)川崎医科大学 附属川崎病院、2)岡山赤十字病院

19-089 末梢動脈閉塞疾患の患者に対する片手・手指の非造影 MRA 撮影

○大村 佑一、松浦 龍太郎、福田 喜脩、林 邦夫、大野 誠一郎、田原 誠司

岡山大学病院

Session 20 11:00~11:30

第1会場(アリーナ1階(東))/展示見本市会場)

[MR(整形領域)]

座長: 白石 泰宏(愛媛大学医学部附属病院)

20-090 水選択励起法併用 Multiple Fast Field Echo 法による手指軟骨の描出

○黒崎 貴雅¹⁾、木田 勝博¹⁾、後藤 佐知子²⁾、東 義晴²⁾、梶谷 努¹⁾

1)岡山赤十字病院、2)岡山大学大学院 保健学研究科

20-091 肩関節 MRI における mFFE を用いた撮像条件の検討

○福島 沙知¹⁾、中河 賢一¹⁾、古牧 伸介²⁾、小笠原 貴史¹⁾、川上 雄司¹⁾、孝原 明日香¹⁾、森本 規義¹⁾

1)倉敷中央病院 放射線センター、2)川崎医科大学 附属川崎病院

20-092 膝関節における脂肪抑制併用 3D-PDW シーケンスの最適化

○西山 征孝¹⁾、古牧 伸介¹⁾、木田 勝博²⁾、田淵 昭彦¹⁾

1)川崎医科大学 附属川崎病院、2)岡山赤十字病院

21-093 2012年度診療放射線技師の基本給の動向

○興梠 静香¹⁾、平木 雅登¹⁾、山中 良太¹⁾、渡辺 大輝¹⁾、平田 更紗¹⁾、鷺見 和幸²⁾³⁾、
澁谷 光一²⁾

1)岡山大学医学部 保健学科 放射線技術科学専攻、2)岡山大学大学院 保健学研究科、
3)一般財団法人 倉敷成人病センター

21-094 現場教育における個人的成長の阻害因子分析と今後の改善点

○蘆原 友里、伊丹 圭介、寺園 志保、森脇 淳美、岸 祐助

一般財団法人 倉敷成人病センター

21-095 国際化を目指した診療放射線技師教育に関する一提案

○西原 貞光¹⁾、福井 亮平²⁾、山田 健二³⁾、稲田 智⁴⁾、矢田 伸広⁵⁾、山本 浩之⁶⁾

1)徳島大学大学院 ヘルスバイオサイエンス研究部、2)鳥取大学医学部附属病院 放射線部、
3)徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門、4)土谷総合病院 放射線室、
5)国立大学法人 島根大学医学部附属病院 放射線部、6)倉敷中央病院 放射線センター

22-096 非イオン性尿路・血管造影剤の温度に伴う粘度変化

○渡辺 大輝¹⁾、興梠 静香¹⁾、平木 雅登¹⁾、山中 良太¹⁾、平田 更紗¹⁾、鷺見 和幸²⁾³⁾、
澁谷 光一²⁾

1)岡山大学医学部 保健学科 放射線技術科学専攻、2)岡山大学大学院 保健学研究科、
3)一般財団法人 倉敷成人病センター

22-097 硫酸バリウム懸濁液の温度に伴う粘度変化 —添加剤およびバリウム粒子の影響—

○山中 良太¹⁾、興梠 静香¹⁾、平木 雅登¹⁾、渡辺 大輝¹⁾、平田 更紗¹⁾、鷺見 和幸²⁾³⁾、
澁谷 光一²⁾

1)岡山大学医学部 保健学科 放射線技術科学専攻、2)岡山大学大学院 保健学研究科、
3)一般財団法人 倉敷成人病センター

22-098 歯科用コーンビームCTにおける被ばく線量の検討

○今城 聡、井上 智洋、中村 伸枝、杉原 誠治、中島 真由佳、藤井 俊輔、本田 貢、
田原 誠司

岡山大学病院

22-099 FPD搭載モバイルCアームシステム Veradius の使用経験について

○岡邊 忠弘、藤原 倫紀、池上 靖夫、築山 まゆ子、小林 純一郎、中島 優、築山 幸司

医療法人盛全会 岡山西大寺病院

23-100 FPD 搭載血管造影装置コーンビーム CT における被写体位置が画像に与える影響

○竹本 理人、藤井 政明、古牧 伸介、田淵 昭彦
川崎医科大学附属川崎病院

23-101 IVR における CT 透視の条件設定の検討

○北 昌宜、大原 一志、氏平 武樹、山本 泰司
国立大学法人 島根大学医学部附属病院

23-102 スtent描出目的としたコーンビームスキャン造影剤濃度の検討

○市川 大樹¹⁾、西田 直樹¹⁾、山口 卓也¹⁾、山内 崇嗣¹⁾、平松 匡文²⁾、大西 治彦¹⁾、
新井田 紀光³⁾、徳永 浩司²⁾、杉生 憲志²⁾、田原 誠司¹⁾
1) 岡山大学病院 医療技術部 放射線部門、2) 岡山大学病院 脳神経外科、3) SIEMENS 株式会社

24-103 6軸治療寝台システムを用いた位置精度に関する基礎的検討

○増田 圭吾¹⁾、富永 正英²⁾、生島 仁史²⁾、福良 亮介¹⁾、岸 太郎³⁾、佐々木 幹治³⁾
1) 徳島大学 保健学科、2) 徳島大学大学院 保健科学教育部、3) 徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門

**24-104 Roll, Pitch 角の回転誤差による影響
一回転型強度変調放射線治療の線量分布において**

○小林 仁、鐵原 滋、西谷 仁博、石割 美香、松本 純、小野 康之、山田 聖、山根 武史、
平田 吉春
鳥取大学医学部附属病院

**24-105 動体追跡装置と金マーカを使用した前立腺 IMRT に対する
Intra-fraction motion が PTV マージンに与える影響**

○上原 拓也¹⁾、椎木 健裕²⁾、湯浅 勇紀¹⁾、神崎 竜二¹⁾、川村 慎二¹⁾、澁谷 景子²⁾
1) 山口大学医学部附属病院 放射線部、2) 山口大学大学院医学研究科 放射線治療分野

24-106 前立腺 IMRT および VMAT 計画評価におけるレトロスペクティブ解析

○福良 亮介¹⁾、富永 正英²⁾、生島 仁史²⁾、増田 圭吾¹⁾、岸 太郎³⁾、佐々木 幹治³⁾
1) 徳島大学 保健学科、2) 徳島大学大学院 保健科学教育部、3) 徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門

**24-107 前立腺 IMRT における位置確認用金属マーカーからの散乱線による照射への影響の
基礎的検討**

○角場 幸記¹⁾²⁾、川島 歩²⁾、長谷 和樹²⁾、松本 未希²⁾、長瀬 尚巳¹⁾、谷 忠司¹⁾、
樋口 真樹子¹⁾
1) 川崎医科大学附属病院、2) 川崎医療短期大学 放射線技術科

24-108 前立腺癌に対する金マーカー留置下放射線治療の精度改善

○片山 博貴¹⁾、大久保 正臣¹⁾、續木 将人¹⁾、高橋 洋輔¹⁾、加藤 耕二¹⁾、高橋 重雄²⁾、戸上 太郎²⁾、柴田 徹²⁾

1) 香川大学医学部附属病院 放射線部、2) 香川大学医学部附属病院 放射線治療科

Session 25 11:00～11:40

第3会場 (国際貿易ビル 9階 / 海峡ホール)

[CT (低管電圧)]

座長：大元 謙二 (愛媛大学医学部附属病院)

25-109 管電圧 100kVCT 四肢骨撮影の有用性についての検討

○横内 義憲

医療法人きたじま倚山会 きたじま田岡病院 放射線科

25-110 低管電圧 CNR 指標線量制御法による冠動脈 CTA を想定した微小血管描出能の検討

○松本 頼明、林 完治、宇山 浩文、藤元 晃一、安井 哲士、藤本 耕平、西 秀治、黒田 壘、安田 朝子

庄原赤十字病院 医療技術部 放射線技術課

25-111 冠動脈バイパスグラフト術後における低管電圧 CT 撮影の基礎的検討

○中島 寛人、梶谷 尊郁、金山 秀和、永見 晶子、山本 泰司

国立大学法人 島根大学医学部附属病院

25-112 大動脈 3D-CTA における低電圧撮影による造影剤低減に関する検討

○瀧本 佳広、大元 謙二、西山 光、末国 宏、大西 恭平、沖野 文香、田頭 裕之

愛媛大学医学部附属病院

Session 26 11:40～12:10

第3会場 (国際貿易ビル 9階 / 海峡ホール)

[CT (物理評価他)]

座長：梶谷 尊郁 (島根大学医学部附属病院)

26-113 臓器の放射線感受性を考慮した被曝低減技術を応用した頭部画像サブトラクション精度向上の試み

○百合野 史子、久富 庄平、米沢 鉄平、田中 千弘、徳禮 将吾、橋本 歩、上田 克彦

山口大学医学部附属病院 放射線部

26-114 再構成関数が物質密度画像にあたえる影響

○酒匂 敏雄、岸本 淳一、山砥 征弥、松崎 芳宏

鳥取大学医学部附属病院 放射線部

26-115 ポリマーゲル線量計を用いた X 線 CT の実効スライス厚評価の試み

○近藤 貴裕¹⁾、林 慎一郎²⁾、笛吹 修治²⁾、道原理沙¹⁾、山根 明哲³⁾、古志 和信³⁾、小畑 慶己³⁾、遠藤 崇³⁾、姫野 敬³⁾、富永 孝宏²⁾

1) 広島和恒会 ふいたば病院、2) 広島国際大学保健医療学部 診療放射線学科、3) 国立病院機構 呉医療センター

27-116 Imaging Plate (IP) を利用した散乱線測定

- 北野 雅子、山形 憲生、西川 望、明間 陵、原 隆史、都築 明、沖野 和弘、伊東 賢二
高知大学医学部附属病院

27-117 Imaging Plate (IP) を利用した散乱線測定の実際

- 西川 望、山形 憲生、明間 陵、北野 雅子、原 隆史、都築 明、沖野 和弘、伊東 賢二
高知大学医学部附属病院

27-118 透視下検査(ERCP)での鉛カーテンを用いた被曝軽減の試み

- 池田 将敏、高畑 明、小濱 千幸
JA 広島総合病院

27-119 Trancecatheter Arterial Chemoembolization (TACE) における術者被ばくの検討

- 草地 文子、人見 剛、松本 博樹、大島 康、内田 敏敦、松田 英治、柳元 真一
川崎医科大学附属病院

27-120 CT 透視ガイド下手技を想定した術者手指被ばく線量の測定

- 山内 崇嗣¹⁾、山口 卓也¹⁾、杉原 誠治¹⁾、氏福 亜矢子¹⁾、西田 直樹¹⁾、市川 大樹¹⁾、
吉富 敬祐¹⁾、松井 裕輔²⁾、大西 治彦¹⁾、田原 誠司¹⁾
1) 岡山大学病院 医療技術部 放射線部門、2) 岡山大学病院 放射線科

27-121 モンテカルロ法を用いた PET 検査従事者の被ばく低減の試み

- 船越 猛、玉井 義隆
医療法人 聖比留会 セントヒル病院

28-122 PET 画像再構成の Z フィルタの違いによる幾何学的位置分解能の評価

- 藤原 帆乃佳¹⁾、柴田 成¹⁾、甲谷 理温¹⁾²⁾、大西 英雄²⁾、村上 公一¹⁾、三村 浩郎¹⁾、
柳元 真一¹⁾
1) 川崎医科大学附属病院 中央放射線部、2) 県立広島大学大学院 総合学術研究科 生命システム科学専攻

28-123 PET 装置の幾何学的位置の違いによる空間分解能補正効果の評価

- 柴田 成¹⁾、藤原 帆乃佳¹⁾、甲谷 理温¹⁾²⁾、大西 英雄²⁾、三村 浩郎¹⁾、村上 公一¹⁾³⁾、
柳元 真一¹⁾
1) 川崎医科大学附属病院 中央放射線部、2) 県立広島大学大学院 総合学術研究科 生命システム科学専攻、
3) 金沢大学大学院 医薬保険研究域 保険学系

28-124 空間分解能補正の有無による SUV の変化

- 玉井 義隆¹⁾²⁾、船越 猛¹⁾、迫平 篤¹⁾
1) 医療法人 聖比留会 セントヒル病院、2) 医療法人 聖比留会 セントヒル病院

28-125 肺癌同所性移植モデルマウスの経時的測定における PET 呼吸同期収集が SUV に与える影響について

○岸田 弥奈¹⁾、大谷 環樹²⁾、大塚 秀樹³⁾、近藤 和也⁴⁾

1) 徳島大学医学部 保健学科、2) 徳島大学大学院 保健科学教育部 保健学専攻、
3) 徳島大学大学院 画像情報医学分野、4) 徳島大学大学院 臨床腫瘍医療学分野

28-126 呼吸管理が PET/CT 画像の融合精度に与える影響
—通常呼気と自由呼吸と腹部圧迫法の比較—

○小林 誠¹⁾、高内 孔明¹⁾、牛尾 綾香¹⁾、安部 伸和¹⁾、石風呂 実¹⁾、古本 大典²⁾、
栗井 和夫²⁾

1) 広島大学病院 診療支援部、2) 広島大学病院 放射線診断科

Session 29 8:40~9:10

展示会場(アリーナ 1階(西))/展示見本市会場)

[CT(評価・測定法他)]

座長: 西本 司(徳山中央病院)

29-127 デジタルファントムを加算した低線量胸部 CT 画像における主観的評価

○木下 琢実、寺園 志保、杉本 隆博、松田 祐司、森脇 淳美、伊丹 圭介、松田 絢子、
平田 美夏、田邊 勲、岸 祐助

(一般財団法人) 倉敷成人病センター

29-128 適応型高分解能強調関数の基礎物理評価

○田中 千弘、米沢 鉄平、久富 庄平、山口 貴弘、上田 克彦

山口大学医学部附属病院

29-129 imageJ を使用した多発性石灰化隣石の総容積解析

○大西 誠一、須田 学、永海 智之

玉造厚生年金病院

29-130 冠動脈 CT における心臓周囲脂肪測定法の検討

○小郷 匠平、池長 弘幸、村 正勝、亀山 賢一郎、柳元 真一

川崎医科大学附属病院 中央放射線部

29-131 位置決め画像用フィルターが CT 自動露出機構の動作特性に及ぼす影響について

○亀山 賢一郎、池長 弘幸、村 正勝、小郷 匠平、柳元 真一

川崎医科大学附属病院 中央放射線部

Session 30 9:10~9:40

展示会場(アリーナ 1階(西))/展示見本市会場)

[X 線検査(撮影線量他)]

座長: 伊東 賢二(高知大学医学部附属病院)

30-132 歯科用イメージングプレートの経年劣化と QA(品質保証)

○笠井 亮佑¹⁾、山田 健二¹⁾、久米 芳生¹⁾、多田 章久¹⁾、細木 秀彦²⁾、前田 直樹³⁾、
吉田 みどり³⁾、誉田 栄一³⁾

1) 徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門、2) 徳島大学病院 歯科放射線科、3) 徳島大学 歯科放射線学分野

- 30-133** 下肢を目的部位とした S 値による照射線量(撮影条件)の検証
○澤田 峻、谷地 政紀、岩井 勇磨、滝本 佳広、石丸 晴雄、田頭 裕之
愛媛大学医学部附属病院 診療支援部 放射線技術部門
- 30-134** 上肢を目的部位とした S 値による照射線量(撮影条件)の検証
○岩井 勇磨、澤田 峻、谷地 政紀、滝本 佳広、古用 太一、田頭 裕之
愛媛大学医学部附属病院 診療支援部 放射線技術部門
- 30-135** 臥位撮影寝台天板材料の違いによる画質及び線量への影響
○二宮 宏樹、平田 吉春、山根 武史、松崎 芳宏、津田 正樹
鳥取大学医学部附属病院
- 30-136** 頸静脈穿刺時使用補助具の改良と作製
○津田 正樹、廣田 勝彦、岩田 直樹、田中 拓郎、山根 武史
鳥取大学医学部附属病院
- 30-137** 骨粗鬆症性脊椎圧迫骨折に対する伸展位撮影の検討—トモシンセシスによる断層撮影—
○今井 一也、丸石 博文
医療法人おると会浜脇整形外科病院

Session 31 11:00～11:40

展示会場(アリーナ 1階(西))/展示見本市会場)

[放射線治療(全般)]

座長：藤本 幸恵(広島平和クリニック)、小野 康之(鳥取大学医学部附属病院)

- 31-138** モンテカルロシミュレーションを用いた電子線ビームのコミッショニング
○小竹林 孝哉¹⁾、川村 慎二¹⁾、小池 正紘¹⁾、椎木 健裕²⁾、神崎 竜二¹⁾、澁谷 景子²⁾
1) 山口大学医学部附属病院 放射線部、2) 山口大学大学院医学研究科 放射線治療学分野
- 31-139** モンテカルロ計算を用いた光子における ABS 樹脂の深さスケール係数に関する検討
○野々垣 健太¹⁾、笈田 将皇²⁾、山下 大輔³⁾、園田 泰章³⁾、近藤 和人³⁾、山田 誠一³⁾
1) 岡山大学医学部 保健学科、2) 岡山大学大学院 保健学研究科、3) 倉敷中央病院 放射線センター
- 31-140** モンテカルロ計算を用いた密封小線源 Ir-192 の計算精度に関する基礎的検討
○宮本 良平¹⁾、笈田 将皇²⁾、成廣 直正³⁾、辻 修平³⁾
1) 岡山大学医学部 保健学科、2) 岡山大学大学院 保健学研究科、3) 川崎医療短期大学
- 31-141** 放射線治療計画における仮想単色 X 線画像の実効エネルギーに関する検討—画質と線量分布解析の関係—
○井俣 真一郎¹⁾²⁾、笈田 将皇²⁾、青山 英樹¹⁾、赤木 憲明¹⁾、田原 誠司¹⁾
1) 岡山大学病院 医療技術部放射線部門、2) 岡山大学大学院 保健学研究科
- 31-142** IMRT 最適化パラメータの基礎的検討
～最適化計算における線量計算アルゴリズムの違いについて～
○山下 智之¹⁾、笈田 将皇²⁾、青山 英樹³⁾、大塚 裕太³⁾、杉原 誠治³⁾、井俣 真一郎³⁾、藤井 俊輔³⁾、宇野 弘文³⁾、田原 誠司³⁾、稲村 圭司³⁾
1) 岡山大学医学部 保健学科、2) 岡山大学大学院 保健学研究科、3) 岡山大学病院 医療技術部

- 31-143** IMRT 最適化パラメータの基礎的検討
～最適化計算における最適繰り返し計算回数について～
○床野 僚志¹⁾、笈田 将皇²⁾、青山 英樹³⁾、大塚 裕太³⁾、杉原 誠治³⁾、井俣 真一郎³⁾、
藤井 俊輔³⁾、宇野 弘文³⁾、田原 誠司³⁾、稲村 圭司³⁾
1)岡山大学医学部 保健学科、2)岡山大学大学院 保健学研究科、3)岡山大学病院 医療技術部
- 31-144** Radiochromic Film を媒介とした、小照射野におけるマイクロ形電離箱の相互校正
○安井 謙一郎、高崎 秀則、沖本 義則、池田 亮、山下 雅刀、澄川 哲夫
山口県立総合医療センター
- 31-145** 生物学的効果を考慮した最適セットアップマージンの評価に関する検討
○下崎 正志、笈田 将皇、中村 隆夫
岡山大学大学院 保健学研究科
- 31-146** 頭頸部治療において枕の違いがセットアップ精度に与える影響について
○園田 泰章、山田 誠一、近藤 和人、山下 大輔、平田 裕希、中桐 正人、則包 真希、
清川 文秋
倉敷中央病院 放射線センター

Session 32 11:40～12:10

展示会場(アリーナ1階(西))/展示見本市会場)

[MR (解析)]

座長：田村 隆行(広島大学病院)

- 32-147** MRIにおけるASL法とIOF(イオフェタミン)脳血流SPECTを用いた
脳灌流評価のための統計学的解析手法の検討
○坂野 啓一¹⁾、音見 暢一²⁾、原田 雅史²⁾、相馬 努³⁾
1)徳島大学大学院 医科学教育部 放射線科学領域、
2)徳島大学大学院 ヘルスバイオサイエンス研究部 放射線科学分野、3)フジRI ファーマ
- 32-148** MRマンモグラフィーにおけるBLACEの有用性
○宮原 可名恵¹⁾、鈴木 大介¹⁾、今井 広²⁾、吉村 祐樹¹⁾、宮田 一郎¹⁾、小林 有基¹⁾
1)岡山済生会総合病院、2)シーメンス・ジャパン株式会社 アプリケーションサービス部
- 32-149** 乳腺MRIにおける、同時並列画像表示システムを利用した高解像度撮像条件の検討
○麻生 弘哉¹⁾²⁾、上田 英弘¹⁾、柴崎 三奈¹⁾
1)画像診断センター 霞クリニック、2)金沢大学大学院 医学系研究科 保健学専攻
- 32-150** 3D-FFEにおけるAFI(Asymmetric Fourier Imaging)の基礎的検討
○秋田 隆司¹⁾、穂山 雄次¹⁾、岩角 至子¹⁾、高橋 佑治¹⁾、横町 和志¹⁾、山岡 秀寿¹⁾、
久米 伸治¹⁾、石風呂 実¹⁾、隅田 博臣¹⁾、栗井 和夫²⁾
1)広島大学病院、2)広島大学大学院 放射線診断科
- 32-151** 膀胱領域におけるT2 prep pulseを用いないFLAIR-VISTAの基礎的検討
○小笠原 貴史、中河 賢一、川上 雄司、三浦 沙知、孝原 明日香、光井 英樹、森本 規義、
中田 和明
倉敷中央病院 放射線センター

特別企画
抄録

「地方から世界へ」 —JSRT の目指すグローバル化—

真田 茂

公益社団法人 日本放射線技術学会 代表理事

グローバル化について、私は三つの概念を意識しています。それは(1) Globalization：世界標準に地域を適合させる、(2) Glocalization (Global + Localization)：世界標準を地域に合わせてカスタマイズする、そして(3) Reverse innovation：地域仕様が世界に展開する、です。特に、本フォーラムのテーマでもある「地方から世界へ」に通ずる概念として、“Reverse innovation”の考え方は重要です。すなわち、グローバル化は世界から地方への一方的な情報展開ではなくて、地方から世界へ発信することも重視する、双方向の情報交信であると考えます。

JSRTの会員は、以前から北米放射線医学会(RSNA)やヨーロッパ放射線医学会(ECR)などで優れた研究成果を恒常的に発表し続けています。グローバルを海、ローカルを河だとすれば、会員は既に大海原へ飛び込んで生き活きと泳いでいる状況だと考えます。そこで、JSRTの目指すグローバル化においては、さらに“Reverse innovation”のために、グローバルとローカルの間で交渉できる人財の育成にも力を入れる必要があります。

JSRTが進める国際化と学際化は、地域的にも学術的にもセクショナリズムを排除することで。そして、皆が集える“場”を創ることだと考えます。Radiological Physics and Technology誌の発刊によって論文発表の“場”創りには成功していると確信しています。次はJRC@横浜を学会発表の新たな“場”にすることです。JRCとしては、たとえば“Asia-Pacific Radiology Congress”のような位置づけで、世界の潮流を身近に引き寄せるような努力をしなければならないと考えます。

皆様と共に、JSRTを放射線技術学における世界一の学会にしましょう!

【付記】重要なお知らせ：科学研究費補助金の細目に「医学物理学・放射線技術学」が新設されました(2013年9月)。JRC2014@横浜では、JSRT-JSMP合同セミナー「科研費採択をめざして」を急遽開催します(4月12日)。放射線技術学系の教育・研究機関では、これを機に奮ってこの細目への応募がなされることが期待されますし、JSRTとしては特に臨床現場からの新たな応募を大いに振興したいと考えます。



日本診療放射線技師会が取り組んでいる事業について

中澤 靖夫

公益社団法人社 日本診療放射線技師会 会長

1. 日本診療放射線技師会は47都道府県と連携しながら、下記の事業を展開している。

- 1) 国民医療及び放射線診療に関わる予防・診断・治療等の技術の発達を図り、もって公衆衛生の向上及び国民保健の維持発展に寄与する事業
- 2) 診療放射線学及び診療放射線技術の向上発展に関する事業
- 3) 診療放射線学に関する研究と啓発に関する事業
- 4) 放射線診療の安全確保に関わる事業
- 5) 診療放射線技師の生涯教育に関する事業

特に健康増進活動として、レントゲン週間(11月2日～8日)では、広く国民に対しての放射線教育活動、医療被ばく相談、骨密度測定、乳腺触診体験等を開催している。また、厚生労働省と連携しながら「がん検診50%推進全国大会」に毎年参加し、本会の展示パネルを用いて放射線に関する教育活動を行っている。

2. 東日本大震災に伴う被災地の復興と被災者に対する支援として、被災者健康支援連絡協議会(厚生労働省・文部科学省・環境省・総務省・19組織(34団体))と連携しながら、原子力災害対策政策案の一つである原子力発電所設置施設から30km圏内の自治体に対して緊急被ばくに対応できる専門官(放射線管理士)の配置、放射線被ばく相談員の育成や被災者の支援に向けた活動を継続して行っている。また、第29回日本診療放射線技師会学術大会開催時に鳥根県・鳥根県診療放射線技師会・本会と「放射線被ばくの防止に関する包括的相互協力協定」を締結した。目的は「相互に協力して、双方の資源を有効に活用し、鳥根県民の放射線被ばくを防止することにより、県民生活の安全・安心を確保することを目的とする」である。協力事項としては

- (1) 原子力災害に関わる被ばく防止対策に関すること
- (2) 医療現場における患者及び医療従事者の被ばく防止対策に関すること
- (3) 放射線被ばくに関する知識の普及に関すること
- (4) その他本協定の目的に沿うこと

である。今後はこの協定に基づき、定期的な会議や合同訓練を行う中で、日本のモデル事業となるよう連携を深めていきたいと考えている。尚、この包括的協力協定は全国から注目され、翌日の各新聞誌上で掲載された(読売新聞、毎日新聞、朝日新聞、産経新聞、山陰中央新報)。

3. 厚生労働省医政局長通知「医療スタッフの協働・連携によるチーム医療の推進について」(平成22年4月30日付医政発0430第1号)における①画像診断における読影の補助を行うこと、②放射線検査等に関する説明・相談を行うこと、また、第25回社会保障審議会医療部会(平成23年12月22日開催)の報告「診療放射線技師については、教育等により安全性を担保する

上での、検査関連行為と核医学検査を業務範囲に追加することが必要である。」に伴う役割拡大に対応し、関連業務に関する研修・講習会等を平成24年度より行なっている。また、第35回社会保障審議会医療部会（平成25年11月8日開催）で取りまとめられた放射線治療 IGRT 時に肛門よりカテーテルを挿入・ガスの吸引に関する業務研修も平成26年度から実施する予定である。

4. 厚生労働省・文部科学省への要望内容として、下記の7項目をお願いしている。

- 1) がん対策推進基本計画に基づく診療放射線技師育成の充実及び環境整備
- 2) チーム医療を推進するための診療放射線技師の活用
- 3) 医療安全のための適切な管理体制の構築
 - ① 医療放射線による被ばくの管理体制
 - ② 放射線関連医療機器の管理体制
 - ③ 画像データの管理体制
- 4) 養成教育の4年制大学化への移行及び卒後臨床研修の制度化
- 5) 緊急被ばく並びに医療被ばくに対応するための専門官の配置
- 6) 放射線の教育・普及啓発活動に対する診療放射線技師の活用
- 7) 診療放射線技師法の改正

5. 診療放射線技師法は、昭和26年6月11日に「診療エックス線技師法」が成立し、X線装置の取扱いについての免許制度が定められたことに始まる。その後、昭和43年に放射性同位元素や高エネルギー放射線発生装置の利用に伴って「診療放射線技師及び診療エックス線技師法」に改正され、昭和58年に診療エックス線技師法は廃止され「診療放射線技師法」となったが、その基本内容は現在も公布当時のままで60年以上が経過し、臨床現場で大きな齟齬を来している。そこで本会の中に「技師法改正検討委員会」を結成し、高度な医療現場に対応できる資格法の確立や多職種連携医療の実践を考慮に入れた、抜本的な改正について検討している。

最先端医療を担う画像診断とカテーテル治療

松永 尚文

山口大学大学院医学系研究科 情報解析医学系学域 放射線医学分野

【はじめに】X線は1895年にレントゲン博士により発見され、すぐに医療に用いられ、約100年以上放射線を用いた画像診断が医療に貢献しています。この20年の間では、画像診断装置やコンピュータの発展によって、医学の中では最も進歩してきている領域の1つが「放射線医学」だと言えます。

【Interventional Radiology とは】講演では最新のCTや核医学画像診断とカテーテルによる治療について紹介しました。この治療技術は Interventional Radiology と呼ばれ適当な日本語訳がないためIVR という略語で呼ばれることが定着しています。IVRでは、細いカテーテルを用いるため、身体への侵襲は小さく、患者さんの負担は小さいと言えます(図1)。

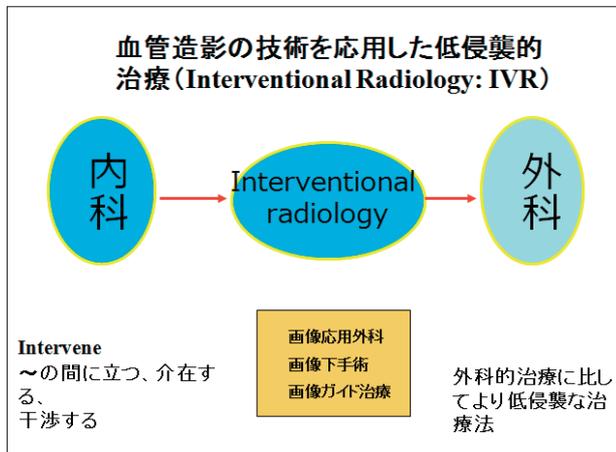


図1 IVRの位置づけ

IVRの対象となる主な疾患について表1に示します。

表1 IVRの領域と対象疾患群

| | |
|--------|--|
| 神経・頭頸部 | 脳動脈瘤、脳脊髄動脈静脈奇形、腫瘍、硬膜動脈静脈瘻、脳動脈狭窄、塞栓症 |
| 循環器 | 冠動脈狭窄・閉塞、不整脈、大動脈瘤、大動脈解離、肺塞栓症、ASO |
| 呼吸器 | 喀血、肺動脈静脈瘻、肺癌、SVC症候群 |
| 消化器 | 悪性新生物(肝癌)、消化管出血、胆管結石・術後狭窄、動脈瘤、外傷 Budd Chiari症候群 |
| 泌尿器 | 腎動脈静脈奇形、外傷、動脈瘤、腎血管性高血圧 |
| 骨軟部 | 外傷、骨軟部腫瘍 |

【IVRの症例】(図2、図3)

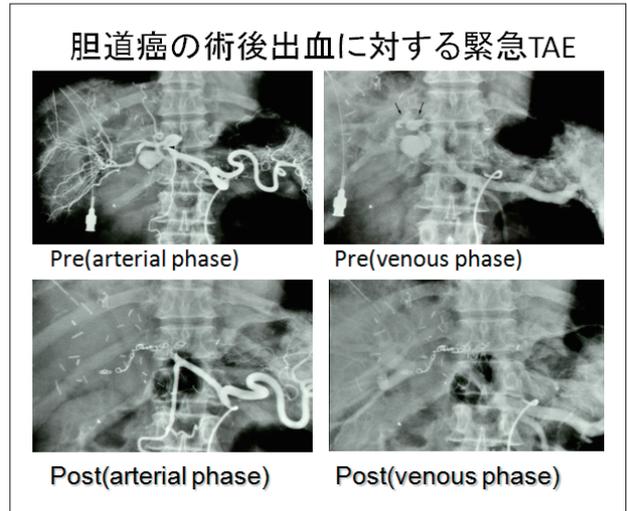


図2 胆道癌の術後出血に対する緊急動脈塞栓術

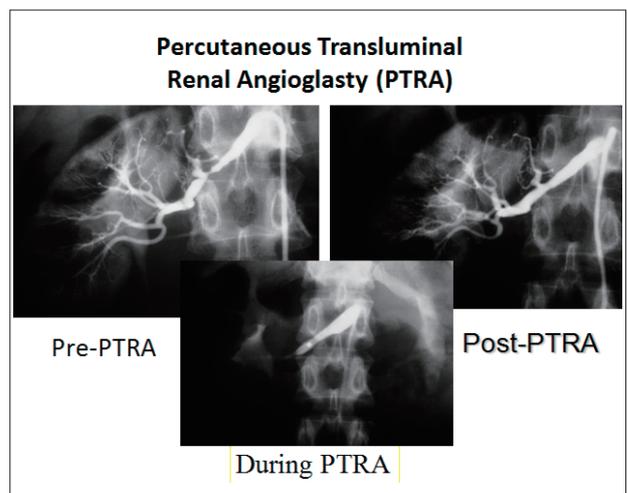


図3 腎動脈狭窄に対する経皮的血管形成術(PTA)

【おわりに】放射線医学領域では、画像診断だけではなく、紹介したIVRなど優れた低侵襲的治療が行われています。優れた日本の技術を世界に広め世界中の医療に貢献できるよう放射線専門医、診療放射線技師が協力しています。

市民公開講座を準備していただきました実行委員の皆様へ感謝申し上げます。

がん診療における放射線治療の最前線

澁谷 景子

山口大学大学院医学系研究科 情報解析医学系学域 放射線治療学分野 教授

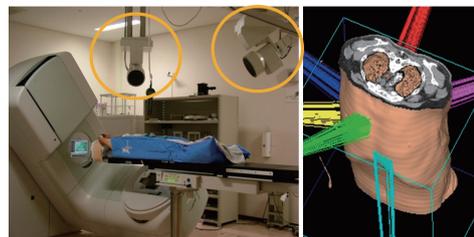
【はじめに】日本人の二人にひとりが「がん」に罹患し、三人にひとりが「がん」で命を落とす時代にあつて、「がん」の克服は今や国民的課題となっています。「がん」治療の方法として放射線治療は、手術、化学療法(薬物療法)とならび「がん治療の3本柱」のひとつと言われてきました。当講座においては、放射線治療について一放射線が「がん」に効くメカニズム、効果と副作用との関係、最小の副作用で最大効果を得るための最新技術についてご紹介し、がん診療における放射線治療の役割につて、お話をさせて頂きました。

【放射線治療の有効性のメカニズム】がん治療をおこなう場合、放射線のターゲットはDNAにあります。DNAは細胞の設計図にあたる部分ですから、そこが損傷されてしまうと、生命維持ができなくなったり、うまく分裂できずに壊れてしまったりします。その性質を利用して「がん」細胞を攻撃するのが放射線治療ですが、正常の細胞でも「がん」の細胞でも、DNAに損傷の起きる確率に違いはありません。放射線に対する細胞固有の感受性の差は、主にDNAに受けた傷を直す能力(修復能)の違いにあります。正常の細胞はよくコントロールされていて、ある程度小さい傷であれば修復することができますが、「がん細胞」ではそれがうまくいきません。その差を利用して、我々は通常、正常細胞の修復が期待できる少量の放射線を毎日当てて、正常組織(細胞)を残しながら、「がん」細胞のみを除去する方法をとってきました(分割照射法)。

【放射線の効果と有害事象(副作用)について】前述のように、放射線治療では「がん細胞」と「正常細胞」における修復能力の差を利用しています。しかし、「がん細胞」の中にも高い修復能力を持つものが存在したり、正常組織の中にも腸管粘膜や骨髄細胞などのように増殖スピードが早く、傷をうまく修復できない(感受性の高い)細胞が存在します。前者は治療後の再発の原因となりますし、後者は急性期有害事象(副作用)として、患者さんに苦痛を与えてしまいます。我々はそれらを克服するために、いくつかの方法をとってきました。古くから利用されてきたもののひとつに、がん細胞の修復を妨げる(感受性を高める)薬剤(増感剤)を併用する方法があります。「化学放射線療法」として、多くのがん種に用いられており、現在も様々な薬剤が開発され、放射線との相性を確かめるための臨床試験が行われています。もうひとつは、物理的に高い精度で「がん」の病巣を狙い撃ちする方法です。安全に正常構造を避けることができれば、攻撃力の強い大きな線量を一度に照射することも可能

となり、より確実に「がん」細胞にダメージを与えることができます。「定位放射線治療」とは、誤差数ミリ以下(脳では2ミリ以下、体幹部では5ミリ以下)の高い精度で3次的に多方向からX線を狙い撃ちする方法で、ピンポイント照射とも呼ばれています。直径3センチ以下の脳病変、5センチ以下の肺腫瘍や肝腫瘍などが対象となります。特に早期肺癌では、手術に匹敵する治療成績が報告されており、少なくとも、合併症により標準的な手術の受けられない患者さんに対しては、日本肺癌学会のガイドラインでも定位放射線治療を推奨しています。一方、「強度変調放射線療法(IMRT)」とは、ひとつのビームの中で放射線の強弱をつけることで、ターゲットとする病巣の複雑な形状に合わせ、自在に線量分布を作成することのできる照射技術です。2010年より大多数の固形がん保険診療としておこなうことができるようになりました。安全に放射線の量を増やせられることで治療成績の向上も期待され、特に前立腺がんなどでは、手術かIMRTか、進行度によっては患者さん自身の自由選択としている施設も少なくありません。

尚、これらの複雑な照射をおこなうためには、呼吸の影響などによる腫瘍の体内移動がしばしば問題となります。最近では、腫瘍の近傍に金属のマーカーを埋め込んで、それを追跡しながら放射線を照射する「動態追跡照射」と呼ばれる方法も開発され[図(左):2つのカメラでリアルタイムに体内マーカーを追跡、(右):動きに合わせて腫瘍を多方向から狙い撃ち]、保険診療として臨床応用が開始されています。以上のような新技術は「高精度放射線治療」と総称され、現時点でも様々な研究・開発が進められています。



【がん診療の中での放射線治療の役割】「がん」を確実に、かつ高いQOLを保ちながら治療に導くためには、「がん診療」がそれに携わる全ての医療スタッフの総力戦でなければならないと考えます。放射線治療はそれ単独でも、手術や化学療法と組み合わせた集学的治療の一環としても、重要な役割を担っています。画像診断と合わせ、我々スタッフが果たすべき役割は今後ますます大きくなるものと考えます。

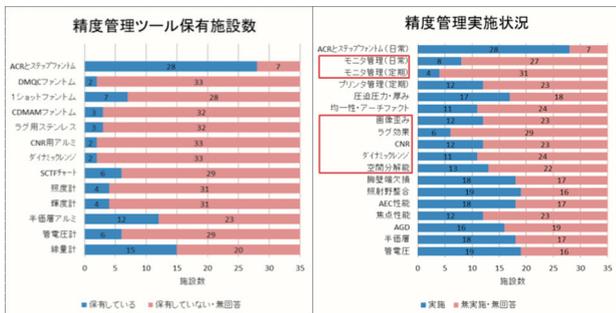
マンモグラフィ基礎講座 — 機器精度管理について —

新藤 陽子

独立行政法人 国立病院機構 東広島医療センター

【セミナー集約】2012年における本邦の乳房撮影装置の普及状況は、仕様基準を満たした装置4739台中、フィルム・スクリーンシステムは20%、CRシステムが65%、FPDシステムが15%との報告があり、デジタル化が難しいと言われたマンモグラフィ領域においてその後のデジタル化は8~9割に及んでいると推測される。それに伴い、デジタル画像評価用のステップファントムやCDMAMファントム等が用いられるようになり、2009年にはデジタルマンモグラフィ品質管理マニュアルが発刊されたのを機に機器の精度管理について実践を求められるようになってきた。

しかし、病院現場での精度管理の実施状況は芳しくなく、本年ひろしま乳房画像研究会におけるアンケート調査でも、35施設の回答からは主な精度管理ツールの保有状況は1~3割、精度管理の実施状況は半数以下という結果を得た。



装置メーカーに定期点検として依頼している施設も複数あり、高価な測定ツールを揃える事に課題が見える。「測定の時間確保が難しい」「測定が煩雑で詳しい方法が分からない」といった回答もあったため、本モーニングセミナーでは皆さんが途中でつまづきやすい点を拾い上げながら解説を行った。

当院にてCRシステムでの品質管理を長期間行った結果から、CNR、システム感度(S値)、ダイナミックレンジ、画像均一性といった項目は劣化が顕著に認められたため、定期的な測定により劣化状況を確認する事をお勧めする。測定にはImageJ等の画像解析ソフトを用いて、画像のデジタル値を解析するため、その際に生データを取り出す時点でつまづきがある。生データにも様々な段階のデータがあるが、ここで用いるのは画像の階調処理や周波数処理、DR圧縮処理を掛ける前の段階で十分である。なぜなら、ここでは不変性試験として受け入れ時の値からの変化をみ

ているからである。DRシステムではそれらの処理を外したデータを別途、自動作成するものもある。一方CRシステムではそのようなデータを作成するメーカーは無いため、手動で処理を外した後にDICOM出力する事となる。その後のImageJでの基本的な操作や注意点について解説を加えた。

- CNR(コントラスト対雑音比)は、ノイズ量を含めた指標としてデジタル画像の画質や撮影条件を評価する上で欠かせない重要な要素である。簡便な測定方法(1ショット法)としてアルミニウムのコントラスト物質(0.2mm、6×6cm以上、純度99.9%以上)を画像中心から右半分配置してX線撮影する方法をご紹介した。これはアクリルファントム厚を変化させながら測定し、各厚みにおける平均乳腺線量とのバランスを確認する必要がある。
- 半価層と平均乳腺線量は従来のWuらの測定方法ではなく、Danceらの測定方法が採用されている事をご紹介した。線量測定の実効中心が胸壁から6cmとなり、ファントム厚に応じて平均乳腺線量の算出式の係数が変化する。ターゲットとフィルタの組み合わせによっても係数が変化し、MoやRhだけでなく、WやAlでの組み合わせに対応しており、今後はAgに対する係数も出される予定である。よって昨今のDR装置の管球材質にも対応できる方法である。
- SCTF(システム空間分解能)は、ブッキー台やファントムを含めたシステム全体の空間分解能を確認する方法として採用されており、MTFと関連した指標が得られる。密着撮影用ブッキーでは、2lp/mm、4lp/mmの矩形波チャートを、アクリル40mm上で胸壁から6cmの位置に配置しX線撮影する。その画像からデジタル値を解析する方法を解説した。
- ダイナミックレンジの評価は、乳房撮影ではスキンライン付近の情報が取得できているか確認するために重要な評価である。6cm厚を想定したアクリルステップファントムを撮影し、各段でデジタル値が取得されている事を目視と実測で評価するよう解説した。

【参考文献】

- 1) 『デジタルマンモグラフィ品質管理マニュアル』 2009.11.1. 医学書院
- 2) 『月刊新医療』 2012.1 エム・イー振興協会

CSFRT2013 シンポジウム —放射線技術学における国際化—

内田 幸司

島根大学医学部 放射線医学講座

本シンポジウムでは、はじめに日本放射線技術学会(技術学会)学術交流委員会副委員長 国際交流担当の西出氏と日本診療放射線技師会(技師会)理事 国際交流担当の西田氏から、放射線技術における国際化に関する両団体の考え方や関連事業について紹介があった。つぎに両団体の国際会議発表支援を受けられた舩田氏、技術学会のスタンフォード大学研修経験のある宮原氏および技術学会の国際会議発表支援を受けられた徳禮氏から、各事業の具体的な内容とその事業に参加した体験をもとに自身が思い描く国際化とその重要性についての報告がなされた。

技術学会は、毎年春に開催されている総会学術大会とのコンgresである JRC を、RSNA や ECR も含めた世界の3大放射線医療科学国際コンgresとして導くことを目標に国際化を進めている。また、国際化を行うことで放射線技術学に関する研究の国際連携が強化されるため、世界の人々の健康と福祉にも貢献できる。会員への国際支援事業としては、日本医学物理学会との共同事業である RPT 誌の刊行、海外機関における研修・短期留学への支援や国際会議での発表支援などがある。

本事業の経費の多くは会員からの募金(国際交流基金募金)によって成り立っており、その募金額は年々

増えていることから、本事業に対する関心の高さが伺えた。

技師会は、主として東アジア地域の技師会との連携を進めており、2年に1回、東アジア学術交流大会を秋の学術大会に併設して開催している(来年の大分大会が21回目)。本会の国際化の要は、技師教育や放射線業務に関連する情報共有や連携である。会員への国際支援事業としては、東アジア地域で行われる学術大会への発表支援などがある。

我々の業務改善には、国際的な目線で内容を分析する必要があるため、他国との情報共有が必要不可欠である。また、発展途上国への教育支援や業務連携も行う必要があるため、派遣スタッフ育成の観点からも放射線技術学における国際化は重要である。

全演者共通のコメントとして、放射線技術学における国際化のメリットは、日本の技術を世界に発信できそれに伴い技術がより進歩することであり、デメリットは、その1歩を踏み出すことに勇気が必要なことである。はじめの1歩は、職場や家庭環境に左右され金銭的な負担も強いられるため、周囲への配慮も忘れてはならない。

今後も両団体の国際会議発表支援事業を賢く利用し、より多くの方にはじめの1歩を踏み出していただきたい。



シンポジウム「放射線技術学における国際化」を終えて

石井 里枝

徳島文理大学 保健福祉学部 診療放射線学科

全国に先駆けて日本放射線技術学会と日本放射線技師会(現日本診療放射線技師会)の地方会が合同開催した学術大会であるCSFRTは、今回の開催でこの中国・四国地方の9県を一巡した。現在、両会は相互に協力しながら、それぞれの領域で活動している。

そして2団体は、共に国際化や国際協力に対する活動をそれぞれのスタンスのもとに展開中である。そのような中でCSFRT2013は、「放射線技術学における国際化」をテーマにシンポジウムを開催し、司会を担当することとなった。

この中四国は技術学会の短期海外留学、国際研究会派遣や、海外研修派遣などの制度を利用した会員が多く、「国際化」に対して関心が高い。今回のシンポジウム参加者は100名以上と事務局から聞いた。実際、司会席から会場を見ると、多くの参加者が会場の席を埋めており、両会会員の関心の高さを実感した。シンポジストとして、技術学会の活動報告(西出氏)、技師会の活動報告(西田氏)、それぞれの会の助成を受け活動している者(舛田氏、宮原氏)の報告、これから助成を受けるだろう若手(徳禮氏)からの意見発表があった。

技術学会の国際化における活動は、私の周囲にも助成を受けた多く会員がおり、個人的に比較的周知されていると感じている。技術学会ではこれらの費用を、会費と国際交流基金でまかなっている。国際交流基金は会員や関係者、関係団体からの寄付で成り立っている。一口千円から寄付できるが、中四国の会員は、助成を受ける会員も多いが、国際交流基金へ寄付する会員も多く、成功している事業だと感じる。

技師会が各国の技師会と交流を持っていることは知っていたが、関係する国際大会の日本国内からの発表者に助成していること、養成校の学生に対して指定国際学会の参加登録費を助成していること、5年ごとに

世界の技師に対してアンケート調査を実施していることを今回初めて知った。このアンケートが近々実施されるとのこと、どのような結果が出るのか今から楽しみである。

それぞれの会から助成を受けた2名は、国際学会や集会、海外研修などに参加した経験について発表した。国際学会等で困ったことや参考にしたものの紹介があり、これから国際学会等に挑戦する会員にとって参考になる情報だった。

若い会員として発言した徳禮氏は、働きながら大学院へ在学し研究を継続中である。どのような放射線技師になるかは本人次第であること、また、自分に限界を設けず、チャレンジすることが大切で、まずはチャレンジして経験すべきとの発言に感銘を受けた。老若男女にかかわらず、多くの人がこの意見を意識して行動することで両会は大きく発展すると感じた。

「ローマは一日して成らず」この言葉が両会の国際化に関する今後の活動に適合すると感じた。一步一步前進する両会の活動に関わりながら私自身も国際化を意識したい。

今回、シンポジウムの司会をさせていただき、多くのことを考えさせていただいた。参加された方は、もっと多くのことを感じられたと思うが、司会をしながら私が考えたこと、感じたことをここへ書き連ねた。足りない部分は、何かのチャンスで討論できればと思う。

この企画では、島根大学の内田氏と2人司会で大変心強かった。お世話になりました。また、このような機会を与えてくださった上田・山内両大会長と実行委員会の皆様に感謝いたします。最後に、シンポジストの皆様ご苦労様でした。

ありがとうございました。



海外へ飛び出そう!! —放射線技術学会における国際化の取り組み—

西出 裕子

公益社団法人日本放射線技術学会 学術交流委員会 副委員長(国際交流担当)

【技術学会における国際交流制度】技術学会には、海外短期留学制度、国際研究集会派遣制度、海外研修制度、本学会と交流のある海外学会への派遣制度の4つの国際交流制度がある。

各制度に参加した年度別および累積数を示す。

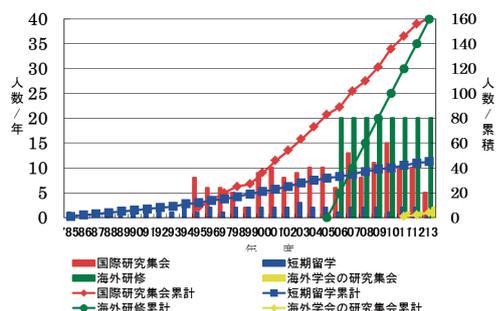


Fig.1 制度別に見た年度別および累積派遣者数

【海外短期留学制度】海外短期留学制度は1985年に、当時シカゴ大学カーロスマン放射線像研究所におられた土井邦雄先生のご厚意により始まった。期間は原則として3か月で勤務先から派遣期間の出張(休暇)が認められることが必要になる。2013年までの28年間で45名の方が留学され、留学先ではアメリカが最も多く、中でもシカゴ大学が28名と最も多いが、他にスタンフォード大学やワシントン大学、ドイツのフライブルグ大学やフランスのパリ大学にも留学されている。部会別では、中国四国部会が近畿部会、九州部会と並んで最も多い。

【国際研究集会派遣制度】国際研究集会派遣制度は1995年に始まったが、これは放射線技術学の分野の国際学会での研究発表を支援するために始まり、1人1回の制限があるが10万円が支給される。前期と後期の2回募集があるが、応募時点でのアクセプトの有無は問わない。

これまでに164名がこの制度を利用しており、主な

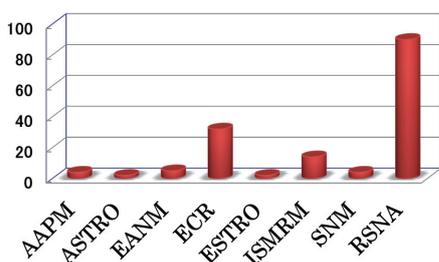


Fig.2 派遣制度利用者の主な発表学会

学会は、RSNAが90名と最も多く、次いでECRが32名であった(Fig.2)。

【海外研修制度】2006年からアメリカにあるスタンフォード大学への1週間の研修制度が開始された。1回につき20名の定員で今年で160名の会員が研修を受けた。研修費、宿泊費は学会が負担するが、渡航費などは自己負担となる。プログラムは、主に画像診断(MR, CT, PET, Molecular imaging等)に関する講義、3Dラボ、大学病院の見学、バリアン社のリニアックの工場見学などが組み込まれている。また研修時間外では、イブニングセミナーやディスカッションなどで、大学のスタッフや研修生同士の意見交換が行われたようである。

【JSRTと正式交流のある海外学会への派遣制度】技術学会は中華医学会影像技術学会(CSIT)および大韓放射線科学会(KSRS)と2011年に学術交流を締結し、相互の学術大会で交流を行っている。これまでにCSITへは発表者3名、講演者6名、KSRSへは発表者1名、講演者2名を派遣した。

【海外交流制度への応募に関して】すべての制度に関して事前審査が行われる。さらに海外短期留学においては、留学先を自分で探す、英語でコミュニケーションが取れるなど事前の準備が必要であり、また先ほど述べたが派遣期間の出張(休暇)や推薦状が必要となる。また国際研究集会派遣では、国際学会で発表できる研究を行い演題が採択されることが必要である。CSITやKSRSは、発表内容は部会レベルで十分であり、英語の口述発表を行う度胸をつけるにはいい場ではないかと思う。

【技術学会が支援できること】国際化に向けて技術学会ができることは、会員の“行ってみたい”“やってみよう”を後押しすることではないだろうか。参加した会員からは、モチベーションが上がった、カルチャーショックを受けた、仲間ができた、などの意見を多くいただいている。もちろんこれらがすぐに何かの結果として現れないかもしれないが、まいた種は確実に成長し、やがて実を結ぶと確信している。これからも様々な国際化への取り組みが行われる予定なので、多くの会員が興味を持って参加していただけることを期待する。

最後になりましたが、技術学会では国際交流活動支援のため、国際交流基金への募金活動を行っています。ぜひご協力をお願いします。

国際活動への取り組み

西田 史生

日本診療放射線技師会 国際担当理事
松山赤十字病院

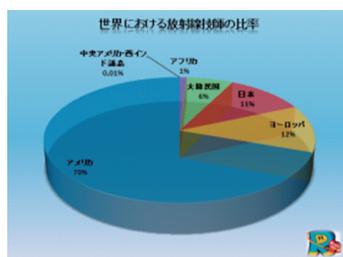
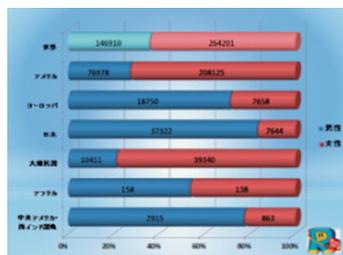
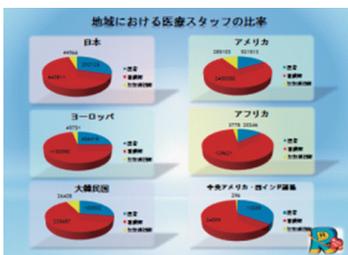
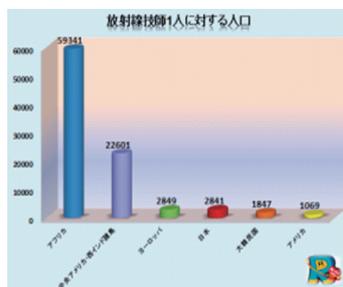
●世界の放射線技師の現状(実態調査より)

5年毎に調査を行い、世界各国の放射線技師の実態を明らかにすると共に前回調査結果と対比し、数値的な推移を考察する。

本調査は、日本診療放射線技師会が WHO から国際放射線技師研修センターとして指定を受けている要因の一つである。自記方式をとったため、判読不能な回答は削除してある

調査内容として、

- ① 総人口
- ② 病院施設数
- ③ ベッド数
- ④ X線装置設置診療所数
- ⑤ 医師数
- ⑥ 正看護師数
- ⑦ 放射線技師数
- ⑧ 診療放射線技師の男女の数
- ⑨ 診療放射線技師の充足度



- ⑩ 診療放射線技師の平均収入
- ⑪ 診療放射線使用の制限資格
- ⑫ 診療放射線技師の教育機関
- ⑬ 診療放射線技師の教育施設数
- ⑭ 診療放射線技師の教育年限
- ⑮ 診療放射線技師の業務内容
- ⑯ 診療関連装置および機器の設置台数
- ⑰ 診療放射線技師の生涯教育
- ⑱ 放射線防護および安全管理の必要性

●日本診療放射線技師会の活動

※国際認定・後進国への教育等

日本診療放射線技師会国際学術交流助成規定

◆外国人研究発表助成事業

外国において診療放射線技師として、業務を行っている者もしくは診療放射線技師教育に携わっている者で、日本放射線技師学術大会において研究発表を行う者 USD1000

◆海外研究発表者渡航助成事業

日本診療放射線技師会の会員であり、ISRRT・AACRT・EACRTにおいて研究発表を行う者 10名以内 5万円/人

◆海外発表促進助成事業

診療放射線技師養成機関に所属する学生および大学院生であり、ISRRT・AACRT・EACRTにおいて研究発表をする者 学術大会参加費相当額

●日本診療放射線技師会の事業

※今後の取り組み・行事予定

- ◆ 25年12月 バングラディッシュ2週間の超音波研修を2回実施、研修医を対象(経産省依頼)
- ◆ 英文誌を年1回発刊し、世界各国に配布。
- ◆ 26年度 世界放射線技師アンケートを実施し推移を把握する。
- ◆ 国際認定資格の継続(マンモ・エコー・CT・医用画像情報管理士・放射線危機管理士・放射線管理士・MRI)
- ◆ 日韓台タイ合同チームによる、後進国への教育支援(アジアファンド)

※今後の国際会議予定

- 2014年6月 18th ISRRT 世界大会 ヘルシンキ
- 2014年9月 EACRT 東アジア Japan 大分
- 2015年 EACRT 東アジア 台湾
- 2015年 AACRT シンガポール
- 2016年 ISRRT 世界大会 韓国
- 2016年 EACRT 東アジア 韓国
- 2017年 EACRT 東アジア 日本
- 2017年 AACRT 香港

この他にも世界各国で年1回程度開かれています。興味のある方は、各国の技師会のホームページ等を閲覧していただきたいと思います。

日本からの多数の参加を期待しております。

From local to international Strategy to be enjoyed into the International Conference

TAKANORI MASUDA

Tsuchiya General Hospital

近年、放射線技術学における国際化が活発に行われている。JART(日本放射線技師会)では、日韓台の3国における学術大会の開催や、ISRRT(世界放射線技師会)参加、国際学会での発表における発表支援。JSRT(日本放射線技術学会)においては、Radiological physics and Technology(RPT)の刊行(日本医学物理学学会との共同事業)や、会員に海外機構における研修、短期留学への支援や国際会議での発表支援、アジア、ヨーロッパの放射線技術学関連団体との連携など様々な取り組みが行われている。

今回、山口で行われたCSFRT2013(中四国放射線医療技術フォーラム)においてもスライドの英語表記推奨や、「放射線技術学における国際化」を取り上げたシンポジウムなどが組まれている。地方に居ながらも、日々の業績から新しい技術や素晴らしい発想を研究成果として世界に発信することが必要である。

学会における国際化の目的は、世界各国からの放射線技術者が集う学術大会の開催など、様々である。個人的には、知見を広め新しい世界に飛び込むこと、世界に新しい技術や発想を研究成果とし発信すること、それらを学習すること等が目的である。

学習としては個人により様々な方法があるが、直接海外に行かなくても国際学会に行ったことのある方々の講演を聞くことも十分勉強になる。国際化のための研究会が様々行われている中の1つに、広島で行われている国際フォーラムがある。この研究会では、世界における最大の放射線学会であるRSNA(Radiological Society of North America)やECR(European Congress of Radiology)で発表された方々の最新発表や海外での経験、Abstractの書き方、発表の仕方、スライドの作成方法など海外発表支援のための情報が得られる。

私が国際学会に参加するきっかけは、上司である今田主任の影響が大きい。1997年に世界最大である放射線学会であるRSNAで「Obtaining Ultra Thin Slice Thickness with a Combined Use of the Small Helical Pitch and Deconvolution Technique」という内容で口述発表を行っており、診療放射線技師内でも国際化についてパイオニア的存在である。上司の指導が

あったからこそ、様々な国際学会に参加することができたと感じている。

私が考える国際化に必要なものとして重要なことは

1. 自己主張 2. 国際感覚 3. 指導者の3点である。
1. 国際化 = 語学力でないと考える。言語はコミュニケーションの手段に過ぎず、語学力があっても、自分から発信する力がないとチャレンジすることができない。自己主張するためには失敗を恐れないチャレンジ精神が必要である。
2. 井の中の蛙にならず、広い視野と多面的な見方が必要であると考え。多種多様な人とコミュニケーションを取ることが必要。
3. 理解ある先輩、理解ある上司がいないと困難なことが多い。いろいろな研究会に参加し多くの諸先輩方と知り合いなることにより道は開ける。海外の学会に参加したことのある先輩や上司は必ず海外発表について相談に乗ってくれる。

海外発表のメリットとしては様々あると思われるが、自分の研究が1人でも多くの人々に聞いてもらえ、更に数多くの意見を聞くことができる。最終的には、英語での論文化が最も重要なことである。しかし、日本では味わえない学会の雰囲気を感じ、現地の方と一緒に食事や観光をすることも時には必要であろう。そこで友達になれば、生きた英語を学ぶことができ他国の情報をいち早く得ることができる。また、海外の懇親会などで日本の方々と知り合うことができれば、より親密な交流ができる。ちなみに国際学会に参加する先生方や診療放射線技師の方々はモチベーションが高いので、大いに感化されることも国際学会のメリットであると思う。しかし国際学会に参加する一番の目的は、学会を楽しむことである。

この中四国地域から様々な方が、世界に向け留学、国際発表などにチャレンジしている。チャレンジ精神があればある程度のことは個人でできるが、個人に足りないところは周りの協力者が助けてくれる。私たちに必要なことは We can do it...ではなく We must do it...である。

国際学会への挑戦 —Enjoy your challenge—

宮原 善徳

国立大学法人 島根大学医学部付属病院 放射線部

【はじめに】世界には、我々診療放射線技師が関与する国際学会が数多く開催されている。どの国際学会に参加するかは、研究テーマ、学会の規模、開催時期、諸経費、演題採択率など様々な要件を考慮して決定すべきである。世界では、異なる文化や歴史を体感するだけでなく、日本国内の学会ではあり得ないことが数多く体験できることも、国際学会へ出席する醍醐味の一つである。

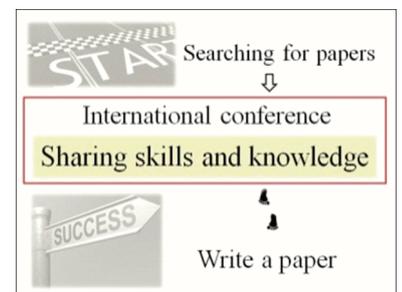
【なぜ国際学会なのか】2012年に国際学会で発表する機会を得た。幸運にも、職場の理解、機器の更新など、非常によい環境に恵まれた。また研究、実験を積み重ねるうちに興味が増した。そして最大のモチベーションとして、世界に向けて“日本の技術のすばらしさ”を発信したかったこと、さらに人生に一度は、国際舞台でプレゼンテーションするという経験を積みたかったことが挙げられる。

【発表までの準備】新たな実験、研究を開始する前には予め論文検索が必要である。また、抄録の書き方、スライド、ポスターの作成方法やデザインについて、私が活用したものの一つとして ASTRO (American Society for Radiation Oncology) のホームページに Virtual Posters のサイトがある。誰でもログインでき、アップロードされている過去数年分のポスターや抄録(2012年以降はポスターのみ)を閲覧できるため、それを参考とし、毎日のように過去の抄録を読みかえた。英文(英単語、熟語、その他の品詞)などは、メモ帳に記しておく、能力向上に繋がる。大切なことは“継続”することだと考える。

【Sharing skills and knowledge】シンポジウムのテーマでもある、放射線技術の国際化についてであるが、それは国際的に技術(skills)と知識(knowledge)を共有することであり、その共有する場の一つが国際学会であると考えられる。更に、実験や研究のスタートラインが論文を検索することで、国際学会がプレゼンテーションおよび技術、知識を共有する場であり、その研究活動を何らかの形(論文)として残すことが最終ゴールであると考えられる。

【研究の意義】重要なことは、どんな研究であっても最終的には『患者さんへ質の高い医療を提供することに繋がる』と考える。発表すること、また他の発表を聞くことにより、多くの情報を共有できる。国際学会では、よりスケールの大きな情報共有が可能な場であると考えられる。

【最後に】国際化時代の流れのなかで discussion や debate ができる英語能力が、我々診療放射線技師にも求められる。私も、可能な限り、あらゆる手段を用いて語学力を向上させたいと考えている。また、次世代を担う若い方へのメッセージとして『いかなる挑戦も、それが無駄になることはない』と信じる。失敗を恐れずに、国際学会へチャレンジし、経験を積んで頂きたい。』



挑戦は無駄にはならない

Anyone who has never made a mistake
has never tried anything new.

by Albert Einstein

一度も失敗をしたことがない人は
何も新しいことに挑戦したことがない人である

放射線技術学における国際化

徳禮 将吾

山口大学医学部附属病院 放射線部

シンポジウム「放射線技術学における国際化」にて意見を述べさせていただいた。以下に簡単に記載する。ここでは“放射線技術学の国際化”がなぜ必要なのかという議論は諸先輩方に任せておく。私は、私たち若手が“放射線技術学の国際化”にどんな貢献をすることができるのかを論点とした。当然のことながら、世界各地で開催される国際会議で発表する、または研究成果を英語論文にまとめることが思いつく。

若手の診療放射線技師は日々臨床経験を積んでいくことで、学会や勉強会に参加した際に話されている内容を少しずつ理解できる場面が増えていくことと思う。若手の中には“聞き手”としてではなく“話し手”として学会や勉強会に参加してみたいと思うひとものではないか。そんなときこそ研究(まずは研究のための勉強)を始めてみるタイミングだと思う。国際会議で発表する、英語論文にまとめることは、その延長線上にある。

国際会議は世界の放射線技術学分野のいまを肌で感じることができる唯一のチャンスである。国際会議はきっと刺激的で、研究に対する視野を広げてくれる。しかし、多くの若手の診療放射線技師にとって国際会

議で発表することは国内会議で発表すること以上にハードルが高く、自分には到底出来ないと思うひと少ないないと思う。そんなときは、発表経験のある先輩を頼ってみるのも良いと思う。頑張っているひとのまわりには、その発表の手助けをしてくれる先輩がきっといることと思う。また、大学院に進学することもひとつの選択肢となり得るのではないか。国際発表の経験豊富な先生の指導を受けることができる。自らを研究し発表しなければいけない環境に追い込むこともできる。

国際会議での発表を経験したら、その研究成果を英語論文にまとめる必要がある。これが真の意味での“放射線技術学の国際化”への貢献だからである。英語論文にまとめることによって、自らの研究成果を日本から世界へ発信し、国内外の放射線技術学に関わる多くの方々に伝えることができる。

現在、国内会議の国際化(英語化)も少しずつではあるが進みつつある。ぜひ、今回のCSFRT2013を機会に、多くの若手が研究をしよう、国際発表をしようとして行動に移していただけたら幸いである。まずはやってみよう。

一般演題
抄録

側頭骨 CT 検査におけるヘリカルスキャンとボリュームスキャンの基礎的検討

○福永 正明、成石 将平、高田 雅士、守屋 隆史、山本 浩之
倉敷中央病院 放射線センター

【背景】 側頭骨領域の評価は微細な骨構造の描出に優れた CT が多く用いられている。しかしながら、側頭骨 CT では水晶体への被ばく線量が問題となっている。H C Bauknecht らは、320列ボリュームスキャンは16列ヘリカルスキャンと同等の画質を担保し、被ばく線量が1/6になる¹⁾と報告した。

【目的】 4列ヘリカルと64列ノンヘリカルの物理評価と放射線量を比較した。

【方法】 CT 装置は、東芝メディカルシステムズ社製 Aquilion CXL を使用した。物理評価は、ガントリー中心部と周辺部で MTF、NPS、SNR を測定した。CTDIvol、DLP は装置に表示された値を比較した。撮像条件は、管電圧120kV、管電流時間積100mAs、撮像範囲32mm、再構成関数FC81、スライス厚/再構成間隔0.5/0.5mmとした。ヘリカルはコリメーション0.5mm×4列、ピッチファクター0.875、回転速度0.5s/rotation、再構成アルゴリズム MUSCOT とした。ノンヘリカルは、コリメーション0.5mm×64列、回転速度0.5、0.75、1.0s/rotation、再構成アルゴリズム coneXact とした。

【結果】 MTF は中心部と周辺部共にヘリカルに比べてノンヘリカルで低下した (Fig.1)。ヘリカルの MTF は中心部と比較して周辺部で大幅に低下した。ノンヘリカルの NPS は中心部と周辺部共に低周波数領域でヘリカルと同等であったが、高周波数領域で低下した (Fig.2)。中心部の SNR は、ヘリカルの方が優れたが、周辺部の SNR は、ヘリカルとノンヘリカルの差は小さくなった (Fig.3)。CTDIvol は23.3mGy (ヘリカル)、8.8mGy (ノンヘリカル) であった。DLP は84.4mGy/cm (ヘリカル)、28.1mGy/cm (ノンヘリカル) であった。

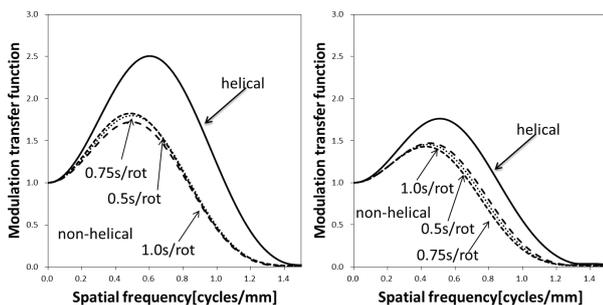


Fig.1 MTF

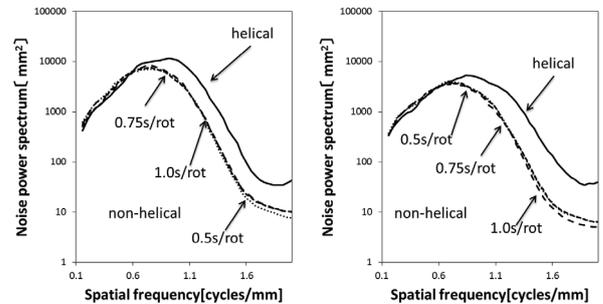


Fig.2 NPS

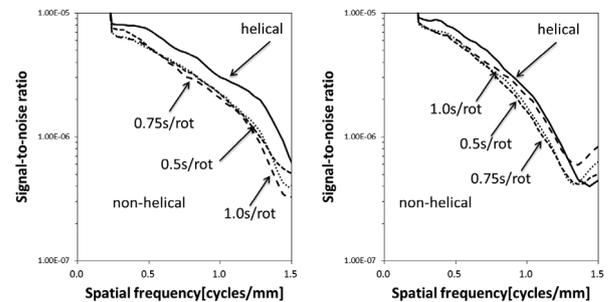


Fig.3 SNR

【考察】 ノンヘリカルの MTF はヘリカルに比べて低下した。これはノンヘリカルのコーン角や再構成アルゴリズムの影響であると考えられる。ノンヘリカルの NPS は中心部と周辺部共に低周波数領域ではヘリカルと同等であったが、高周波数領域では低下した。これはノンヘリカルの MTF が低下したためであると考えられる。しかし、低周波数領域では同等であったため、微小な構造の信号は担保されていると考えられる。ヘリカルの MTF、NPS、SNR は中心部と周辺部で異なった。ヘリカルは面内の位置依存性が大きいと考える。CTDIvol と DLP はヘリカルに比べてノンヘリカルで約70%低下した。ヘリカルはオーバービニングやオーバーレンジングにより線量が増加したと考える。

【結語】 4列ヘリカルスキャンと64列ノンヘリカルスキャンの物理評価と放射線量を比較した。ノンヘリカルはヘリカルに比べて MTF は劣るものの、高周波数領域の NPS は低下し、放射線量も低下した。

【参考文献】

- 1) H C Bauknecht. 320-row volume acquisition in temporal bone CT equivalent image quality to 16-row CT while decreasing radiation exposure figures. Dentomaxillofacial Radiology 2010; vol.39 no.4: 199-206

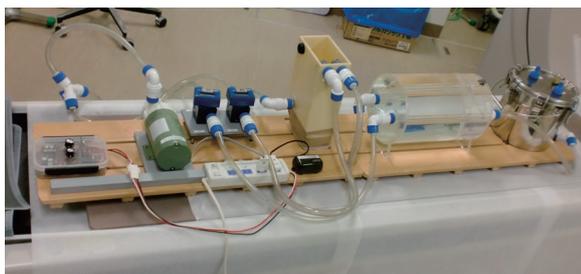
○河村 隆道、峯重 正紀、田野原 由華、徳永 望、半田 和之
山口県厚生農業協同組合連合会 周東総合病院

【背景】ヨード造影剤を使用した画像診断は、日常臨床において必須の検査項目である。しかしながら、腎機能が低下した患者に対して造影剤を使用することで、造影剤腎症を起こすリスクがあると報告されている。

【目的】腎機能が低下している患者には補液してからの造影検査が推奨されているが、当院では腎機能が低下している患者に対して、補液をしつつ造影剤も減量して検査を行っている。そこで、time density curve (以下 TDC) ファントムを用いて TDC を作成し、「造影剤減量にて撮像」と主治医及び放射線科医から指示のあった肝臓ダイナミック CT 検査における動脈相(後期動脈優位相)の造影効果の向上や再現性について検討した。

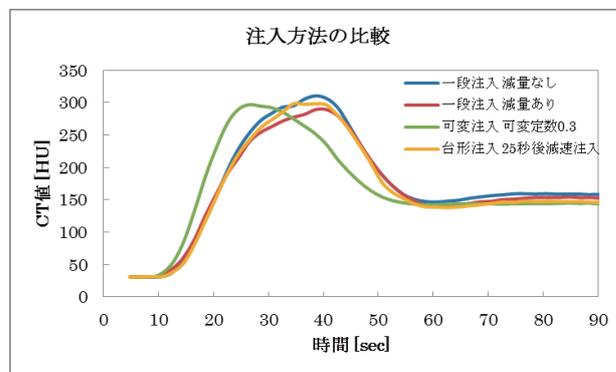
【使用機器】

- Aquilion64 (東芝社製)
- デュアルショット GX (根本杏林堂製)
- TDC ファントム (根本杏林堂製)
- ZIO STATION (アミン株式会社)
- ImageJ
- 300 mgI 造影剤



【方法】TDC ファントムを用いて、一段注入で造影剤の減量あり、減量なし、可変注入で可変定数0.3、台形注入で25秒後減速注入したものにおける TDC を作成し、至適な注入方法と撮像のタイミングの検討を行った。

【結果】一段注入の造影剤の減量なし、減量あり、可変注入で可変定数0.3、台形注入で25秒後減速注入したものとの比較を行い、可変注入で可変定数0.3は一段注入に比べ注入開始速度が速いため、早い時間でピークとなり、台形注入で25秒後減速注入したものは、一段注入とピークの時間はほぼ等しく、一段注入で造影剤を減量したものに比べ少しではあるが、高いピークを示した。



【考察1】腎機能が低下し、造影剤を減量して検査を行う患者に対して後期動脈優位相を最適な注入方法、タイミングで撮像するのにふさわしい TDC は、結果より、造影剤を減量した一段注入と比べ、CT 値が高く、ピークの時間も、一段注入に近づいていることから、造影効果や再現性に優れており、台形注入で25秒後減速注入した注入方法が、当院の肝臓ダイナミック CT 検査には有用な注入方法であると考えられる。

【考察2】台形注入で25秒後減速した注入方法を臨床で数例行い、一段注入で造影剤の減量なし、減量あり、台形注入で25秒後減速注入したもの3通りの腹腔動脈分岐部 CT 値の計測・比較を行った結果、造影剤を減量した場合の一段注入と台形注入では、台形注入の方が平均20程度高い CT 値を示し、3症例同じ傾向が得られたことにより、台形注入で25秒後減速注入する注入方法は造影効果の向上が図れるのではないかと考えられる。

腹腔動脈分岐部の CT 値

| | 一段注入 減量なし | 一段注入 減量あり | 台形注入 減量あり |
|------|--------------|--------------|--------------|
| 患者 A | 350.63 | 294.16 | 314.79 |
| 患者 B | 308.01 | 258.87 | 281.54 |
| 患者 C | 298.72 | 251.86 | 259.22 |
| 平均 | 319.12 | 268.30 | 285.18 |

【結語】造影剤減量を目的とした25秒後減速注入する台形注入は、ボーラストラッキングなどの撮像プロトコルを変更することなく使用することができるため、当院の肝臓ダイナミック CT 検査において適した注入方法であると考えられる。

○伊藤 修

倉敷中央病院 放射線センター

【背景・目的】 当院の頭頸部 CTA は目視による Bolus Tracking (BT) 法を使用しているが、患者間で動脈の CT 値にバラツキが生じる場合がある。

適切な動脈 CT 値 (頭蓋内の内頸動脈 300HU 以上) を取得するために Test Bolus Tracking (TBT) 法を使用し、現行の BT 法と比較検討を行った。

【使用機器】

東芝メディカルシステムズ Aquilion PRIME

根本杏林堂 Dual Shot GX7

【対象】 2013年3月から10月まで

BT 法 男/女: 22/11 71.3 ± 10.3歳 59.7 ± 10.4kg

TBT 法 男/女: 22/8 68.1 ± 9.9歳 62.1 ± 11.3kg

【撮影条件、方法】

Helical Scan 撮影スライス厚 0.5mm * 80

120kv V-EC (5mmSD6) 回転速度 0.5秒/rot

撮影範囲約 350mm (大動脈弓部→頭頂)

撮影時間約 7秒 ヘリカルピッチ 65

FC21 (BHC 補正+) AIDR 3D (mild)

造影剤濃度 300mgI/kg

BT は main bolus (造影 15秒、生食 30ml) のみ

TBT 法は test bolus (造影 2秒、生食 5秒) →

休止時間 30秒 → main bolus である。

トリガータイミングは test bolus の TDC において、test bolus によって増加した CT 値のピークから半分下がったポイントとした。

Table1 BT 法と TBT 法の撮影条件の違い

| | BT 法 | TBT 法 |
|------------|-----------|---------|
| モニタリング | 上行大動脈 | 総頸動脈 |
| トリガー | 造影剤到達後 | ピーク後の半分 |
| Delay time | 約 4秒 (最短) | 37秒 |

内頸動脈 (ICA)、総頸動脈 (CCA)、上行大動脈 (AAo) の CT 値を測定しそれぞれ比較検討を行った。検定には Unpaired t-test を使用した。

【結果】 測定値 (Table 2) と ICA のグラフ (Fig.1) を記す。

Table2 BT 法と TBT 法の平均 CT 値と標準偏差

| | BT 法 n = 33 | TBT 法 n = 30 | 有意差 |
|-----|----------------|----------------|----------|
| ICA | 352.77 ± 50.87 | 371.08 ± 52.51 | n.s. |
| CCA | 382.17 ± 48.93 | 409.42 ± 56.87 | p < 0.05 |
| AAo | 316.26 ± 43.20 | 334.86 ± 44.47 | n.s. |

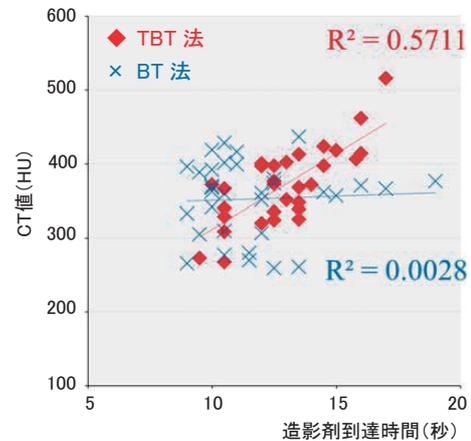


Fig.1 ICA における CT 値と造影剤到達時間の関係

【考察】 BT 法は造影剤到達時間と動脈 CT 値には相関が認められなかった。造影剤到達は確認できるが循環速度に応じたトリガータイミングではなかった。両腕、呼吸、造影剤アーチファクトなどモニタリングの影響も考えられる。造影剤到達時間が早い場合、TBT 法と比べ高 CT 値なのはモニタリング位置が違うからである。

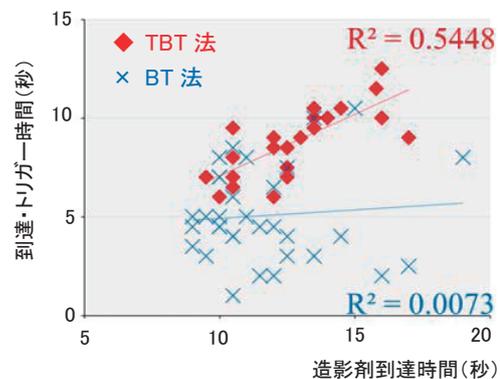


Fig.2 到達・トリガー時間と造影剤到達時間の関係

TBT 法は 3箇所において造影剤到達時間と動脈 CT 値には正の相関が認められた。循環速度に応じた CT 値が取得できたため BT 法と比べ平均 CT 値が高く、目的である動脈 CT 値をほぼ取得できた。しかし到達時間の早い症例には注意が必要である。TBT 法で正の相関を認めた要因は循環速度に合わせたトリガータイミング (Fig.2) により循環速度の違いによる TDC とその CT 値の変化を捉えたものと考えられる。

【結語】 頭頸部 CTA において TBT 法はほぼ適切な動脈 CT 値を取得でき、現行の BT 法と比べ平均 CT 値が高く、循環速度に対して相関性が認められた。

躯幹部 CT 検査における時間分解能を考慮した バリエブルヘリカルピッチの検討

○田野原 由華、峯重 正紀、徳永 望、田熊 秀夫、河村 隆道、半田 和之
山口県厚生農業協同組合連合会 周東総合病院

【背景および目的】 当院の東芝社製 CT 装置：Aquilion64 に、撮像中 helical pitch：HP を変化可能なバリエブルピッチヘリカルスキャン機能（以下、バリエブルピッチ）が追加搭載された。躯幹部撮像において胸部は心拍動の影響を受けやすく、比較的高い HP（pitch factor：PF > 1）を用いての撮像が有効と思われるが、当院では腹骨盤部と同様に PF：0.828 を使用してきた。また、胸部と腹骨盤部とは X 線吸収差が大きく、これまでも管電流自動制御機構（CT-AEC）を使用して線量の適正化を図ってきたが十分とは言えなかった。バリエブルピッチは、PF と共に CT-AEC の設定 SD を変化させることができる。この機能を用いることで画質の向上と更なる線量の適正化を期待し、時間分解能を考慮した撮像条件の検討を行った。

【方法】 設定可能な PF：0.641～1.484 において以下の4項目の検討を行った。2～4 の撮像条件は、管電圧 120kV、管球回転速度 0.5sec/rot、CT-AEC の設定 SD 8.5（腹骨盤部用）、11（胸部用）とした。

1. 金属球体をスライス面に対して垂直に高速通過させる方法で、temporal sensitivity profile (TSP) を測定し、full width at half maximum (FWHM) と full width at tenth maximum (FWTM) を求めた。
2. 自作の円錐型寒天ファントムを helical と non helical で撮像し、これらを subtraction した画像と helical 画像の評価を行った。
3. Catphan ファントムの均一性評価用モジュールと低コントラスト分解能測定用モジュールを用い、SD および CNR を測定した。CNR の算出には、 $CNR = (ROI_M - ROI_B) / SD_B$ の式を用いた。
4. バリエブルピッチを用いて水ファントムを撮像し、PF 切り替え設定位置に対する動作確認を行った。PF：(0.641～1.484) → 0.828、設定 SD：11 → 8.5 とした。

【結果および考察】

1. PF > 1 では FWHM、FWTM の値が PF < 1 の約半分となった。時間分解能に優れるが、アーチファクトの増加が懸念された (Fig.1、Table.1)。
2. subtraction 画像 (白黒反転させた) (Fig.2) では、PF が大きくなるにつれて徐々にアーチファクトが増加している。しかし、helical 画像 (Fig.3) では差が見られなかった。時間分解能の向上と引き換えに

懸念されたアーチファクトの増加は、有意差なしと思われた。

3. SD は PF による変動が見られなかったが、CNR は PF：0.828、1.328 のとき他より高い値を示した。(Fig.4) このとき、両者ともロッドの CT 値が non helical で撮像したときの値 (真の値) に近くなっていた。
4. PF と設定 SD は、寝台が 10～20mm 移動する間徐々に切り替わる。そのタイミングは、切り替え設定位置に対して 10～20mm 前後することが確認できた。(Fig.5) 従って、設定位置を横隔膜の 3～4cm 上にしておけば、従来と同等の線量で腹部を撮像できる。また、胸～骨盤部を想定すると、通常条件と比較し低減できる被ばく線量は、10～20% であった。

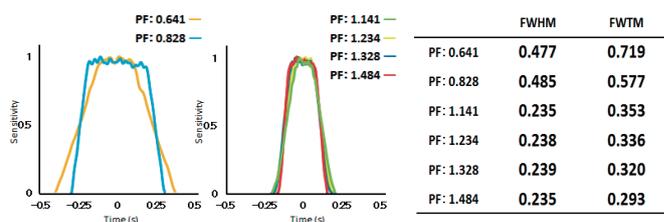


Fig.1 TSP

Table.1 FWHM、FWTM

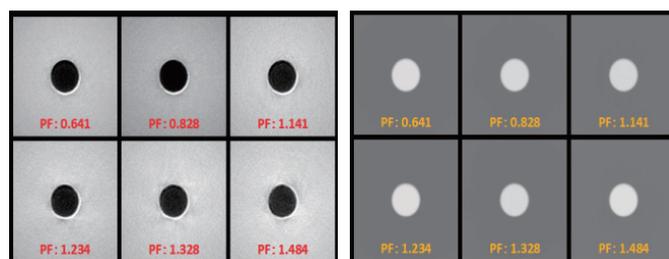


Fig.2 subtraction 画像

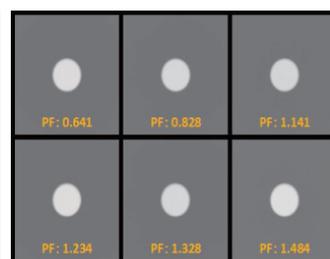


Fig.3 helical 画像

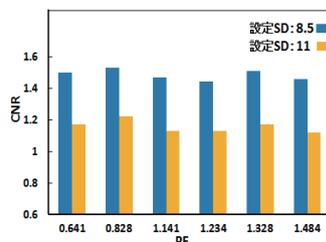


Fig.4 CNR の評価

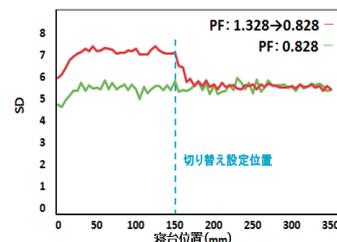


Fig.5 バリエブルピッチの動作確認

【結語】 躯幹部 (胸～骨盤部) 撮像にバリエブルピッチを用いるには、時間分解能を考慮すると PF：1.328 と 0.828 の組み合わせが良いと思われる。

今回検討した撮像条件においては、10～20% 程度の被ばく低減が期待できる。

CTにおける時間分解能の基礎的検討 異なる二機種 of pitch factor と時間分解能の関係

○橋本 歩、久富 庄平、米沢 鉄平、田中 千弘、徳禮 将吾、百合野 史子、上田 克彦
山口大学医学部附属病院 放射線部

【背景】CT画像に影響を与える因子として、空間分解能、ノイズ特性、アーチファクト、被曝線量、時間分解能などがあげられる。これまで、被曝の評価や画質の評価は数多く報告されているが、時間分解能に関する報告はまだ多くない。

【目的】異なる二機種 of CT装置を用いて、Pitch factor (Pf) と時間分解能の関係について検討を行った。また、Pfが画質に及ぼす影響について、Catphanファントムを用いて、CNRの測定を行った。

【方法】市川氏らにより報告されている、金属球を用いたインパルス法¹⁾により時間分解能を求めた。CT装置はSIEMENS社製SOMATOM Definition (以下A)、GE社製Optima660 (以下B)の二台を用いた。装置AではPfを0.5, 0.9, 1.0, 1.1, 1.2, 1.3, 1.4, 1.5, 装置Bでは0.516, 0.984, 1.375, 1.531とし測定を行った。その他の撮像条件は両機種で同等となるよう設定した。各装置、各Pfから得たTSPカーブをフーリエ変換し、時間軸方向のMTFを求めた。CNRはGuptaの式²⁾を用いて求めた。

【結果】Fig.1に各PfにおけるTSPカーブを示す。装置AではPfによってTSPカーブの形状は大きく異なった。Pfが高くなるにつれカーブの幅が狭くなり、時間分解能は向上した。装置Bでは、カーブの形状はPfによらず台形を示した。高いPfのとき、カーブの幅はほぼ一定となった。Fig.2に時間軸方向のMTFを示す。装置Bに比べ装置Aの高Pfのほうが時間MTFは高い値となった。CNRはどちらの装置も、Pfにより多少のばらつきはあるものの顕著な差、変動の傾向は見られなかった。

【考察】時間分解能の違いが画像に与える影響について、等速運動をするアクリルファントムを撮像し検証した。装置A、Bともに高いPfほどモーションアーチファクトが低減し、時間分解能の向上の効果が確認できた。装置間の評価では、視覚的には大きな差が認められず、時間MTFでの比較はやや過大評価である可能性が示唆された。TSPの形状と時間MTFとの関係について、更なる検討が必要と考える。

【結語】本研究により、Pfと時間分解能の関係がわかった。装置により、その関係性は異なる傾向を示すため、臨床に適した条件設定の際には、使用装置の特性を知る必要がある。

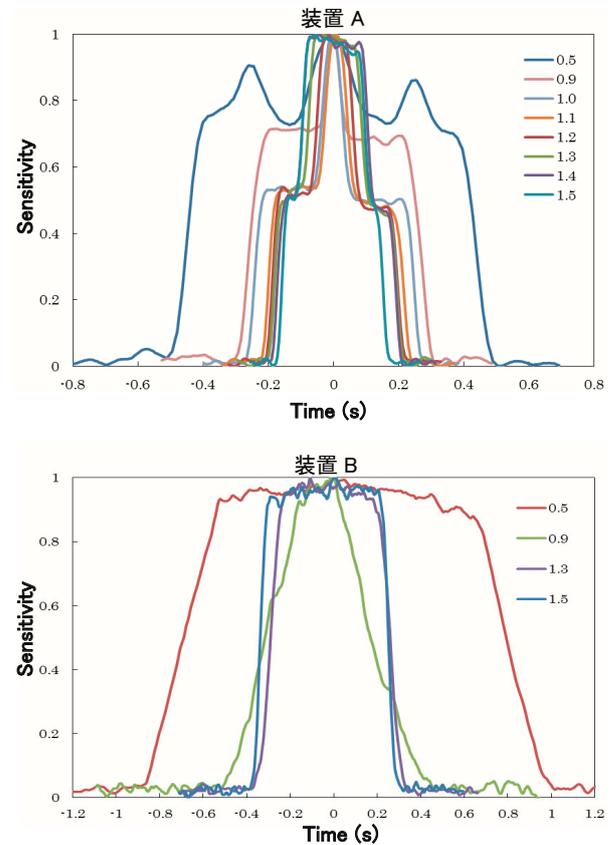


Fig.1 各 Pf における TSP

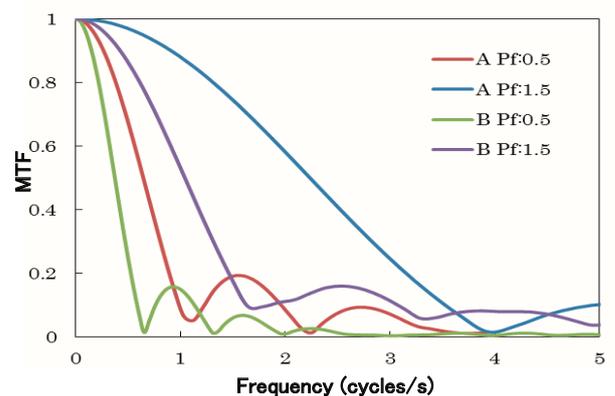


Fig.2 時間 MTF の装置間比較

【参考文献】

- 1) 市川 勝弘, CTにおける時間分解能の新しい測定法, 日本放射線技術学会誌, 2008. vol.64. P1172-1176
- 2) Gupta AK, Optimization of eight-element multi-detector row helical CT technology for evaluation of the abdomen, Radiology 2003, vol. 227 (3), P739-745

Dual energy CT を用いた仮想単色 X 線画像における物理特性の基礎的検討

○河合 佑太、赤木 憲明、森光 祐介、山内 健太郎、三村 誠一、大川 義弘、田原 誠司
岡山大学病院

【背景】 Dual energy CT は2つの異なる管電圧を利用し、任意のエネルギーの仮想単色 X 線画像の作成が可能である。高エネルギー画像によるアーチファクトの低減や、低エネルギー画像を利用した造影剤量の減量、被ばく低下など様々な臨床応用が期待されている。しかし、エネルギーの変化に伴い、画像ノイズ(以下、SD)やアーチファクト等が変化するため、臨床で使用するためには、これらの特性を理解しておく必要がある。

【目的】 臨床における最適なエネルギーの決定のために、まず仮想単色 X 線画像の特性を理解しておくことが必要である。本研究では SD やアーチファクトの変化を計測し、仮想単色 X 線画像の物理特性を検討した。

【方法】 まず初めに、Catphan500 を撮影し、CTP486 と CTP515 の各層の画像を取得した。エネルギーを 40～190keV まで 10keV ごとに変化させ、各エネルギーにおける SD と CNR をそれぞれ計測した。次に、寒天の中に人工関節を入れた自作ファントムを撮影し、仮想単色 X 線画像におけるアーチファクトの増減を計測した。CT 値の高いアーチファクトを正、CT 値の低いアーチファクトを負と定義し、メタルアーチファクト、データ欠損の増減について検討した。

【結果】 SD 測定において、低エネルギー領域ではエネルギーの上昇に伴い SD が低下し、70～80keV 付近で極値を持ち、高エネルギー領域で緩やかに増加するという傾向が観察された(図1)。CNR 測定ではエネルギーの上昇に伴い、CNR が増加し、70～80keV 付近で極値を持ち、高エネルギー領域で低下するという傾向が観察された(図2)。アーチファクトの測定では正、負どちらのアーチファクトも、エネルギーの上昇に伴いアーチファクトは減少したが、130keV 以降では変化が見られなかった(図3)。画像を観察すると、エネルギーの上昇に伴い、人工関節の観察が可能となり、データ欠損部分も減少していった。

【考察】 仮想単色 X 線画像の SD、CNR の測定において、SD や CNR は 70～80keV で極値を持つことが分かった。エネルギーの変化は低エネルギー画像と高エネルギー画像の画像寄与の割合を変化させることによるもので、両者の画像が等しく含まれる 70～80keV 付近で SD が最小、CNR が最大となったと考えられた。

アーチファクトの測定において、エネルギーが上昇するとノイズ低減によりアーチファクトは減少するがデータ欠損等による限界があると考えられた。臨床において、人工関節等の形態把握のためには、120kV 相当の mix 画像と 130keV 以上の画像を用いることでよりアーチファクトの少ない画像を提供できる可能性が示唆された。本研究結果は金属の種類、大きさ、個数等で変化する可能性があり、更なる検討が必要であるが、仮想単色 X 線画像の SD や CNR 等の基本的な画像特性が確認できた。

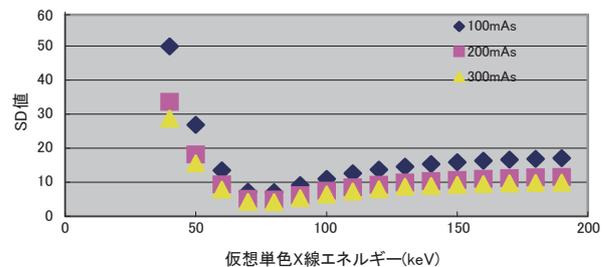


図1 仮想単色 X 線エネルギーと画像 SD の関係

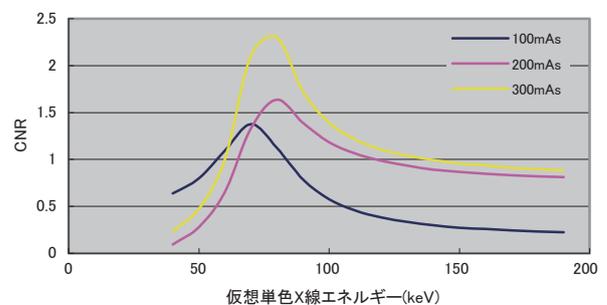


図2 仮想単色 X 線エネルギーと CNR の関係

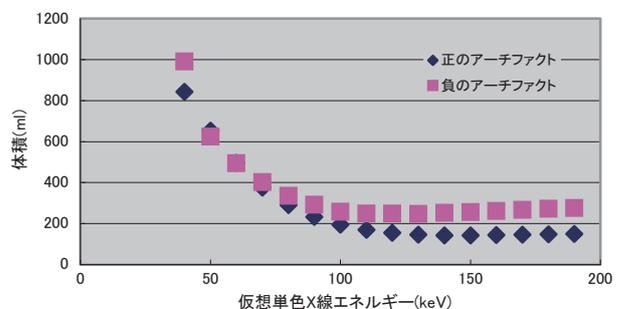


図3 仮想単色 X 線エネルギーとアーチファクトの体積の関係

【参考文献】

Mark Lewis, Karen Reid, Andoni P. Toms Reducing the effects of metal artefact using high keV monoenergetic reconstruction of dual energy CT (DECT) in hip replacements

Virtual Monochromatic Imaging を用いた 撮影管電圧の違いによる画像コントラストの推測

○寺見 佳祐¹⁾、西山 徳深¹⁾²⁾、星加 美乃里¹⁾、摺河 健文¹⁾、高本 誠司¹⁾、中川 潤一¹⁾、
長谷川 大輔¹⁾、小林 有基¹⁾、竹田 芳弘²⁾

1) 岡山済生会総合病院、2) 岡山大学大学院保健学科研究科

【背景】 GE Medical 社製の Light Speed Discovery CT750 HD (以下: 750HD) は、80kVp と 140kVp の Fast kV Switching 技術により、40~140keV まで Virtual Monochromatic Imaging を表示可能となった。臨床において、各装置の撮影管電圧を変更した場合の画像コントラストが予測可能ならば、各々の CT 検査の有用性は飛躍的に向上する。一般の CT 装置は自由に表示エネルギーを変更することができないため、撮影管電圧を変えた場合の画像コントラスト予測は困難であった。

【目的】 各装置の撮影管電圧の実効エネルギーを計測、また同等の Virtual Monochromatic Imaging と比較検討し、臨床応用可能か検討した。

【使用機器】

CT 装置: Aquilion16、Aquilion64 (東芝社)、Light Speed Discovery CT750 HD (GE Medical 社)

ファントム: Catphan CT ファントム (The Phantom Laboratory 社)、自作のファントム

解析ソフト: CT 評価ファントム解析ソフトウェア AutoQA Lite (東洋メディック社)、ImageJ、Excel

【方法】

1. 各 CT 装置で撮影管電圧を変えて Catphan CT ファントムを測定し、解析ソフト AutoQA Lite を用いて実効エネルギーを算出した。
2. 各装置の撮影管電圧における NPS と、その管電圧と同等の Virtual Monochromatic Imaging の NPS を比較した。
3. 自作のファントムを用いて各管電圧の CNR と、その管電圧と同等の Virtual Monochromatic Imaging の CNR を比較した。

【撮影条件】 Aquilion では、80、100、120、135kV、750HD では、80、100、120、140kV と撮影管電圧を変えて SD10 となるように、撮影管電流を設定した。

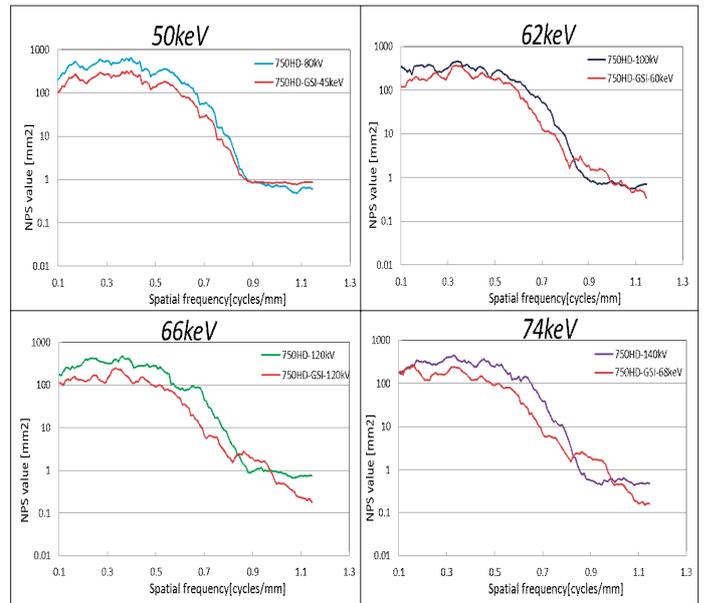
【結果】

1. 各 CT 装置で管電圧を変えた時の実効エネルギーの表を以下に示す。

| 管電圧 | Aquilion16 | Aquilion64 | 750HD |
|-------|-------------|-------------|-------------|
| 80kV | 50 (45) keV | 60 (55) keV | 50 (45) keV |
| 100kV | | 62 (60) keV | 62 (60) keV |
| 120kV | 68 (65) keV | 68 (65) keV | 66 (64) keV |
| 135kV | 74 (68) keV | 74 (68) keV | |
| 140kV | | | 74 (68) keV |

() : Virtual Monochromatic Imaging の実効エネルギー

2. 750HD の NPS の結果を以下に示す。



【考察】 各装置での実効エネルギーと Virtual Monochromatic Imaging のエネルギーの相関が分かった。750HD との相関関係は 80kV (50keV)、100kV (62keV)、120kV (66keV)、140kV (74keV) だった。NPS は各装置と Virtual Monochromatic Imaging の間で違いが見られたが、装置メーカーの違いによる再構成関数の差が影響していると考えられた。同一機種においては同等の NPS だった。CNR の差は Virtual Monochromatic Imaging の電圧により SD 値が変動する事が原因と考えられた。Virtual Monochromatic Imaging を用いた各管電圧の画像コントラストの推測は可能であった。

【結語】 撮影管電圧 80、100、120、135/140kV と同等の Virtual Monochromatic Imaging を用いることで、臨床における CT の画像コントラストが推測可能と思われた。今後臨床において、Virtual Monochromatic Imaging は有効に活用できると考える。

【参考文献】

- 1) 市川 勝弘 『標準 X 線 CT 画像計測』 2009.9.20. オーム社出版

○横川 新吾、大元 謙二、西山 光、田頭 裕之
愛媛大学医学部附属病院 放射線部

【背景】当院整形外科医から、人工股関節のゆるみを見るため、CT 画像処理の最適化を依頼された。要件として、Metal Artifact 低減ソフトによる骨の CT 値の変化が少ない、Metal Artifact が十分に低減されている、金属周囲での Undershoot が少ない、の3点を挙げられた。

【目的】Metal artifact 低減を目的とした画像再構成ソフト (O-MAR: Orthopedic Metal Artifact Reduction) が導入され、整形領域(腰椎、股関節等)での臨床利用が可能となった。しかし、Metal Artifact 低減効果が認められる一方で、O-MAR による Artifact が画像診断に影響を及ぼす場合が考えられる。そこで、ファントムを用いて、撮影パラメータの基礎的な検討を行ったので報告する。

【方法】

(実験1) ステンレス製ボルトを Body type CTDI Phantom の5cm Bellows に配置して CT scan を行い、Metal Artifact, Undershoot について撮影パラメータ依存性を調べた。

(実験2) Gammex 社製 Tissue Characterization Phantom Model467 を用いて、CT 値における撮影パラメータ依存性を調べた。測定した Rod materials は、Water, Adipose, Liver, Inner Bone, Cortical Bone の5種類とした。

(実験3) 画像再構成関数の違いによる視覚評価実験を行った。観察者は、診療放射線技師5名。観察画像は、人工股関節ありの臨床データから、Retrospective Recon にて画像再構成関数を変えた画像を用いた。画像は6種類で、関数は A, B, C, D, YA, YB とした。組み合わせは30通りでランダムな順番とした。評価方法は、Scheffe の一対比較法を用い、右の画像と比べて左の画像が良いか悪いかで回答した。評価は、良い+2、少し良い+1、どちらともいえない0、少し悪い-1、悪い-2の5段階とした。

【結果】Metal artifact 低減ソフト O-MAR を用いた実験により、Collimation, Beam pitch, KV, Focal spot size の各パラメータにおける CT 値依存性は、ほとんど見られなかった (Fig.1, 2, 3, 6, 7, 8)。画像再構成関数については、画像に影響を及ぼす場合があり、特に慎重に適用を考える必要がある (Fig.4, 5, 9)。O-MAR 特有と考えられる artifact については、ソフトウェアの更なる進歩に期待したい (Fig.10)。視覚

的評価実験の結果、画像再構成関数は、C, YA, B, A, YB, D の順に優位であった。最終的な、撮影パラメータは、Slice thickness 2 mm, Collimation 64 * 0.625, Beam pitch 0.64, Tube voltage 120kv, Focus size large, Filter C, FOV 450mm, iDos level 2, Scan type Pelvis, Rotational speed 0.5s となった。以上の結果より、今回の実験により撮影パラメータの最適化を行うことで、整形領域の画像診断に有用な画像を提供できると考える。整形領域以外(頭頸部・歯科領域など)の O-MAR 適用については、今後の検討課題とした。

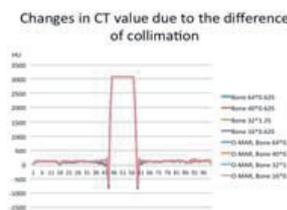


Fig.1

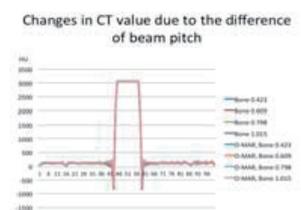


Fig.2

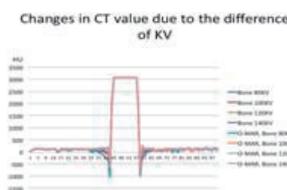


Fig.3

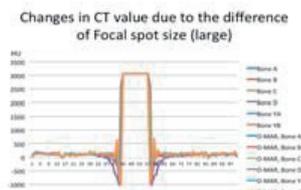


Fig.4

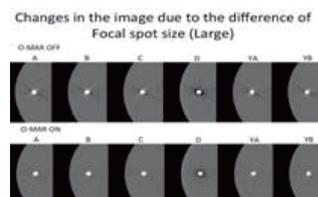


Fig.5

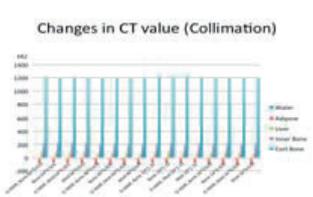


Fig.6

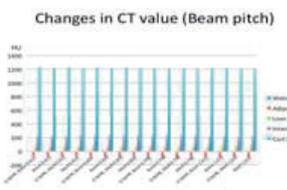


Fig.7

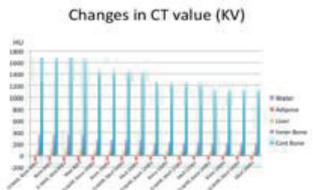


Fig.8

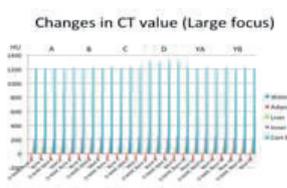


Fig.9

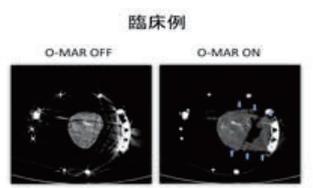


Fig.10

○成石 将平、福永 正明、守屋 隆史、山本 浩之
倉敷中央病院 放射線センター

【背景】 井上らは、模擬血管(径1.5mm)のCT値は逐次近似応用再構成法(IR法)の強度を強くすると最大20%低下すると報告した。CTAにおいて線量を抑えた上で、血管のコントラストがついた画像を得るには、IR法の最適な強度設定の検討が必要であると考えた。特に、高線量撮影となる腹部領域では設定により撮影条件の最適化を図る必要がある。

【目的】 腹部CTAにおいてIR法の強度設定による影響を考慮した最適なパラメータを決定した

【方法】 エッジ法によりMTFを評価した。また、模擬血管ファントムを撮像しプロファイルカーブを測定した。CT装置はTOSHIBA社製Aquilion CXLを使用し、IR法はAIDR-3Dを用いた。

MTFは、CT値380HUのシリコンと35HUのゼラチンで作成したファントムを撮像し、エッジ法により測定した。なお、FBP法の線量60mAを基準に線量とAIDRの強度を変え、45mA(weak)、30mA(mild)、15mA(standard、strong)で撮像した。線量はFBP法でSDが7.0になるように調整した。FOVは320mmに設定し、撮像画像のSD値の変動が少ない断面で加算平均を行い、ノイズを抑えた画像で測定を行った。

模擬血管ファントムによる評価では直径1、3、5mmの模擬血管を前述の条件で撮像し、MPRを作成した。模擬血管のCT値は1mm径から順に350HU、310HU、350HUであった。プロファイルカーブは模擬血管上に40×80pixelのROIを配置し、FWHM、FWTMを算出した。

【結果】 MTF曲線を図1に示す。MTFはstandardとstrongで低下した。

模擬血管ファントムによる1mm径のプロファイルカーブを図2に、FWHMとFWTMを表1に示す。3.5mm径では変化が認められなかった。1mm径では、強度が大きくなるにつれ、CT値低下が認められた。FWHM、FWTMはAIDR強度が大きくなるにつれて増加した。

【考察】 MTFの評価では、standardとstrongで空間分解能の低下を認めた。CT値350HU程度の血管を分解能の低下がなく描出するには、mildの強度設定が限界である。

模擬血管径の評価では、血管径が3.5mmでは変化は認められず、1mmでは変化が認められた。腹部領域を対象にFOVを320mmに設定し評価をしており、pixel sizeが0.625mmであることから、血管径1mmではサン

プリング定理を満たしていなかった。そのため、IR法の強度設定による影響が大きくあらわれたと考えた。血管径1mmにおけるCT値・FWHM・FWTMの低下は、partial volume効果の影響によるものと考えられ、standardとstrongでは、分解能の低下とともに影響が大きくあらわれたと考えた。

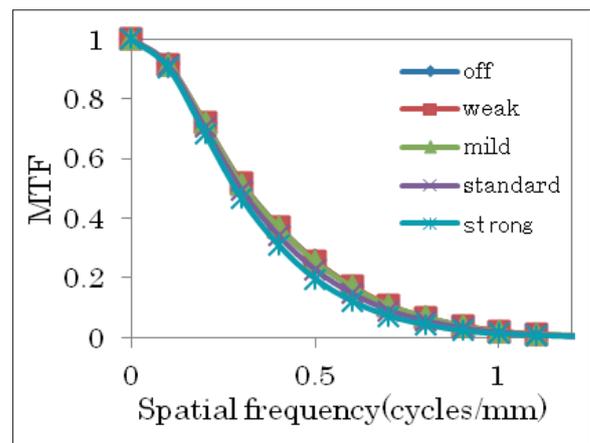


図1 AIDRの強度別MTF曲線

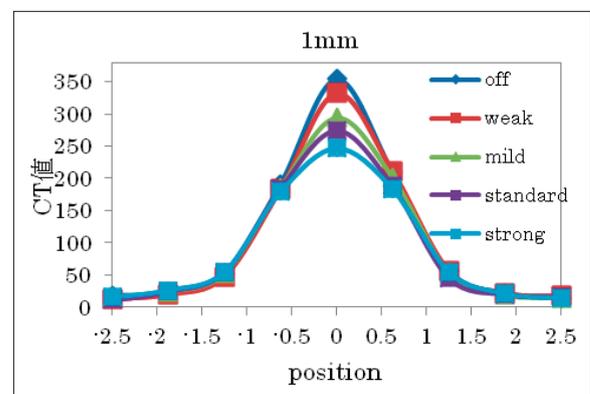


図2 血管径1mmにおけるプロファイルカーブ

表1 血管径1mmにおけるFWHMとFWTM

| IR法の強度 半値幅 | FBP | weak | mild | standard | strong |
|---------------|------|------|------|----------|--------|
| FWHM (mm) | 1.39 | 1.46 | 1.60 | 1.65 | 1.76 |
| FWTM (mm) | 2.80 | 2.77 | 2.99 | 3.04 | 3.25 |

【結論】 IR法の強度設定は、FOVの大きい腹部CTAにおいて、standardとstrongで分解能の低下がおき、1mm血管径においてweakより強い強度でCT値の大きな低下を招いた。強度設定を強くすると血管の描出不良を招く恐れがあり、血管のコントラストを担保し低線量撮影を行うには、強度設定はweakが望ましい。

○山内 健太郎、赤木 憲明、森光 祐介、河合 佑太、三村 誠一、大川 義弘、田原 誠司
岡山大学病院

【背景】術前精査におけるCT検査の役割はますます重要性を増しており、Volume Dataから得られる臓器の体積情報は術式の決定などを左右する重要な情報となっている。一方、逐次近似応用再構成法がCT装置に導入され、現在までに数多くの逐次近似応用再構成法についての研究発表や論文が報告されている。

岡山大学病院では、3種類の異なるCT装置(①SO-MATOM Definition Flash: SIEMENS、②Discovery CT 750HD: GE、③Aquilion ONE ViSION Edition: 東芝)が導入され、各装置に逐次近似応用再構成法(①SAFIRE、②ASiR、③AIDR 3D)が搭載されており、その手法やプロセスも各社様々で、装置によって特性が異なっていると考えられる。

【目的】自作ファントムを作成し、各装置の逐次近似応用再構成法により作成された画像の違いが体積計測に及ぼす影響について比較検討した。

【方法】撮影条件は管電圧120 kVとし、設定スライス厚①0.6 mm×128、②0.625 mm×64、③0.5 mm×80、PF①0.6、②0.984、③0.813、再構成関数①B40 medium、②standard、③FC09、表示画像視野(DFOV)300 mm、再構成スライス厚/再構成間隔①1.0 mm/0.8 mm、②1.25 mm/1.0 mm、③1.0 mm/0.8 mmとした。管電流は元画像(Axial画像)のB.Gの画像SDが同等(SD≒8.0)になるように各装置調整した。

自作ファントムは東芝社製CT性能評価ファントムTOSファントム内にある66ナイロンを計測対象とし、その周囲を寒天で満たして作成した。この自作ファントムを用い、上記の撮影条件のCTDIを基に25%～100%線量にて撮影し、①ではSAFIRE 0(FBP)、1、2、3、4、5にて、②ではASiR 0%(FBP)、20%、40%、60%、80%、100%、にて、③ではFBP(0%)、Weak(25%)、Mild(50%)、Standard(75%)、Strong(75%+a)にて再構成を行った。再構成されたVolume Dataを基にAZEのWork Stationを使用して、同一閾値下で抽出を行い体積計測した。閾値設定は装置によってCT値が異なるためモード法を用い、各装置における閾値設定をそれぞれ行った。

【結果】各装置、どの線量においても逐次近似再構成法の強度が強くなるほど体積計測の値は減少した。計測差では、25%線量時にFBPとの計測差にばらつきは認められるも、75%線量以上では1%以下の計測結果となった(図1、2、3)。

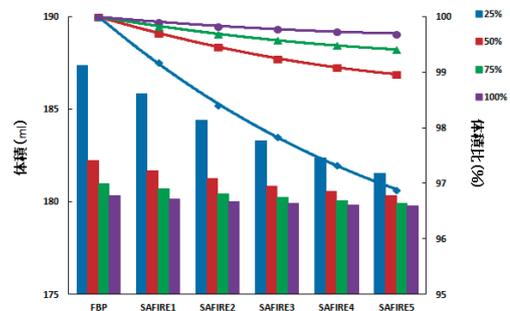


図1 FBPと各強度における体積と体積比(SIEMENS)

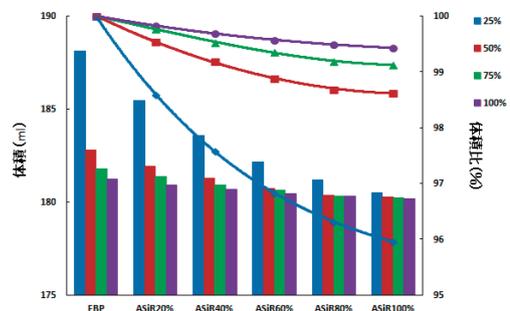


図2 FBPと各強度における体積と体積比(GE)

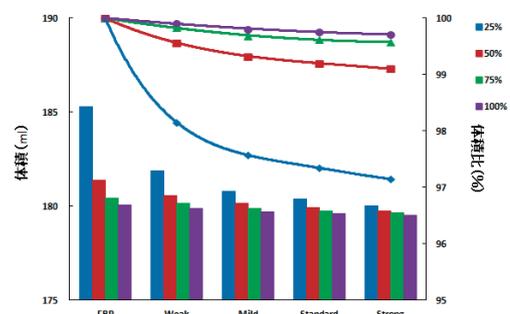


図3 FBPと各強度における体積と体積比(東芝)

【考察】逐次近似応用再構成法の強度が強くなるほど、体積が減少した原因として、エッジ部分(66ナイロンと寒天との境界面)におけるコントラスト低下が考えられる。逐次近似応用再構成により低コントラスト領域の解像度の低下やボケなどが認められるなどの報告がされていることから、66ナイロンの境界面の一部が寒天にシフトし、抽出時にその一部が抽出されず体積が減少したと考える。

各装置とも75%線量以上では1%以下の計測値差の結果については周囲吸収体とのCT値差や再構成FOV、設定閾値、計測対象の容量の大きさなどにより、体積計測の変動が考えられる。しかし、本研究では体積変化の影響はエッジ部分と考えるため、大幅な線量低減を行わず、適切な線量で撮影を行えば大きな計測値差は生じないことが示唆された。

○国重 智之、波平 辰法、竊居 正人、牧 直子、福垣内 啓介、酒井 貴文
県立広島病院

【背景】新生児の脳は、成人の脳と比較して髄鞘化が不完全であり、水分含有量が多いため、T1値、T2値が延長している。しかし、新生児の脳の白質、灰白質のT1値、T2値は報告されておらず、またSE法によるT1WIの最適撮像条件が定められていないのが現状である。

【目的】新生児脳のSE法T1WI撮像において、白質と灰白質間で最も高いコントラストを得られる至適TRを検討する。

【方法】被験者7名(年齢28～39週)に対し白質、灰白質のT1値算出を行った。算出方法は可変TR法を用い、TE = 10 msec、TR = 5200/700/450 msecの条件で撮像を行った。算出したT1値より生理食塩水と難消化性デキストリンを混合させた白質、灰白質のファントムを作成し、TRの条件を変化させ自作ファントムを撮像した。このとき最も高いコントラスト-雑音比(以下CNR)が得られたTRを至適TRとする。

評価方法は、新たに被験者5名(34～39週)において至適TRと当院の現行パラメータであるTR = 510 msecとでT1WIの撮像を行い、CNRによる物理評価と読影医のスコアリングによる視覚評価により、比較評価を行った。なお視覚評価は3点を満点とする4段階評価で行った。

使用装置はSymphony Maestro Class 1.5T (Siemens社製)、8ch Head coilである。

撮像条件はTE = 10 msec、resolution = 256 * 192、thickness = 3.5 mm、FOV = 150 * 150 mm、flip angle = 90 degrees、積算回数 = 2である。

【結果】T1値の算出結果、白質/灰白質のT1値は2,503/1,703 msecとなった。自作ファントムを撮像した結果、最も高いCNRを得ることができたTRは1,200 msecとなった(Fig.1)。

物理評価の結果、撮像条件TR = 1,200 msecでのCNRの平均値は3.84、標準偏差0.34となり、現行パラメータのCNRの平均値1.89、標準偏差0.27と比べ高い値を得ることができた。有意水準5%でt-検定を行った結果、有意な差を認めることができた(Fig.2)。

視覚評価の結果、現行パラメータの平均値は0.9点、TR = 1,200 msecでの平均値は3.8点となった。物理評価と同様にTR = 1,200 msecにおいて高い評価を得た。

【考察】TR = 1,200 msecの撮像時間は約8分を要し、臨床での使用は困難であった。そのためTR = 1,200 msec、積算回数 = 1の撮像条件においても検討し、その結果現行パラメータに比べ有意に高値のCNRを得ることができ、撮像時間も3分50秒と改善

できた。それぞれの撮像条件での画像をFig.3に示す。

【結語】実際に新生児の白質、灰白質のT1値を測定し、その値に合わせた撮像条件で高コントラストの画像を得ることができた。

しかし、今回の検討ではコントラストに影響するFlip Angleや、プロトン密度などの要因が考慮されておらず続けて検討していく必要がある。

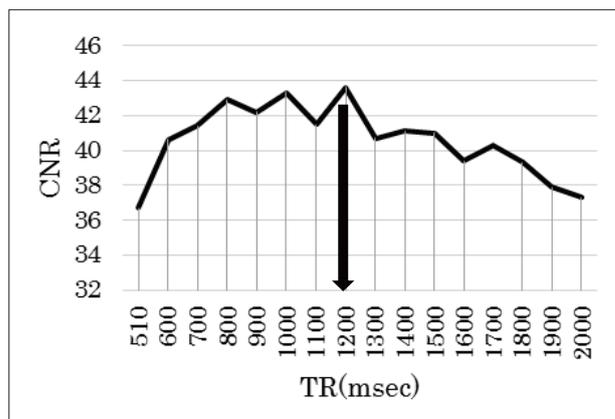


Fig.1 TRの違いによるCNRの変化(ファントム撮像)

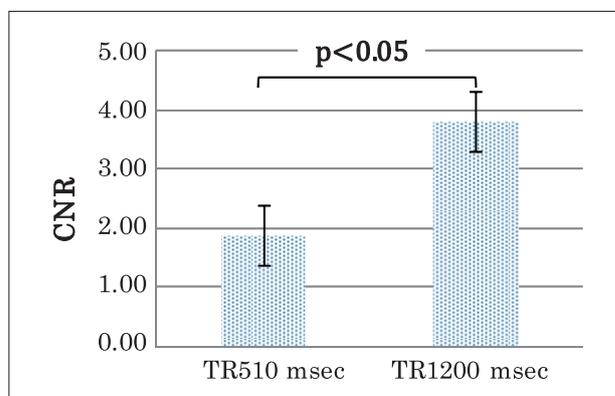


Fig.2 CNRによる物理評価(被験者34～39週5名)

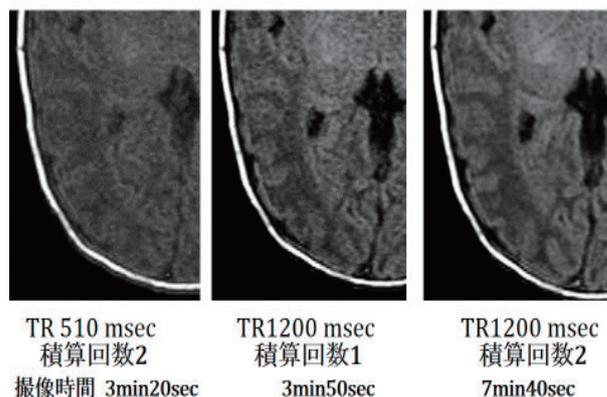


Fig.3 撮像条件の違いによるT1WIの比較

○木村 保之、相原 聡、中川 由美子、秋田 進久、日下部 太郎
医療法人 慈愛会 梶浦病院

【背景】側頭葉てんかんは、海馬硬化症が主な原因とされている。

診断のためには、MRI を撮像し、海馬萎縮の評価を行う。海馬の撮像は通常、斜台を基準に行われているが、海馬の正確な撮像は必ずしも容易ではない。

そこで、当院ではまず脳全体の矢状断を撮像している。その画像を用いることにより、海馬の位置を同定し、海馬の冠状断及び水平断の撮像を容易にすることができる。実際の症例を加えて報告する。

【目的】正確で簡便な海馬撮像法の検討

【方法】従来は正中にて斜台を捉え、斜台に対して冠状断を決め、その冠状断に対して直交する線を水平断として撮像を行っていたが(図1)、正中より健側へスライドさせ、海馬台に対する線を基準線としそこから直行する線を冠状断並行な線を水平断として撮像を行った(図2)。

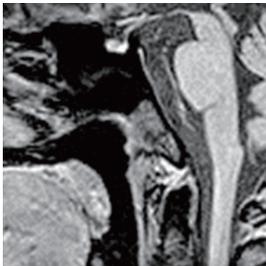


図1

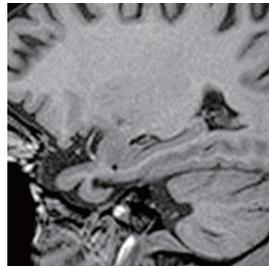


図2

【結果】健常人ボランティアでそれぞれの角度を比較した。

冠状断においてはそれぞれ同程度の位置を比較した場合、海馬台、アンモン角ともにどちらの撮像方法でも観察できていた。しかしながら、水平断を比較した場合、斜台基準の撮像方法では、中央部分に欠損している部分を認める(図3)のに対し、海馬台を基準とした撮像方法では海馬台長軸全体が広く観察出来た(図4)。

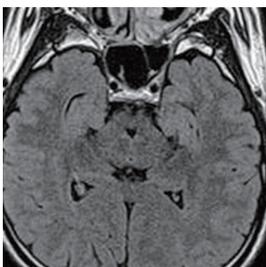


図3

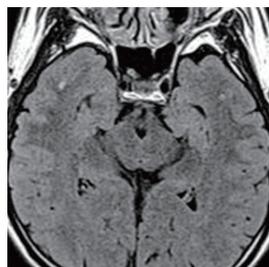


図4

【症例】海馬硬化症は FLAIR で顕著な高信号を認めるとされているが、実際の像でも左海馬にグリオーシス化による萎縮をきたし、それに伴う高信号域を認め、内部構造は不明瞭化している(図5, 6)。

一方、側頭葉てんかんの一部は、皮質形成不全が原因であることがあるため、STIR 像では海馬の構造を観察する。下図においても、皮質白質境界が不鮮明化し層構造が不明瞭化している(図7, 8)。

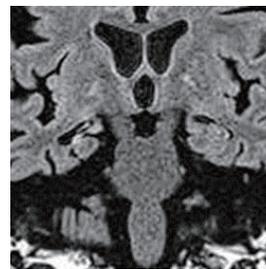


図5

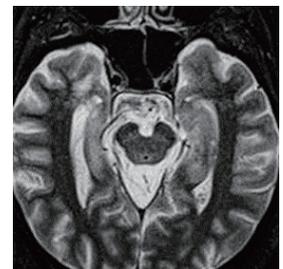


図6



図7

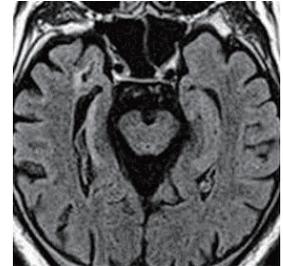


図8

【まとめ】位置合わせの際、矢状断の海馬を基準とすることで、冠状断、水平断ともに正確な位置合わせが出来きそれにともない、海馬長軸を広く撮像出来た。また海馬硬化症の評価は左右を比較するため冠状断だけではなく、水平断の撮像は診断及び評価において有用であった。

【参考文献】

- 1) 富永格：てんかんの神経病理学。慶応医学・81(2)：99-103, 2004
- 2) 渡辺英寿, 藤原建樹, 池田昭夫, 井上有史, 亀山茂樹, 須貝研司：内側側頭葉てんかんの診断と手術適応に関するガイドライン。2010; 27(3)：412-416
- 3) 小林敏英, 松末英司, 藤井進也：大脳辺縁系。画像診断04 Vol.29 No.5. 444-457, 2009

Validation of voice therapeutic method by mental rehearsal based on an fMRI study : comparative vice and mental rehearsal activated regions

○火ノ川 朝子¹⁾、川崎 美香¹⁾、大西 英雄²⁾、内田 幸司³⁾、矢田 伸広⁴⁾、尾崎 史郎⁴⁾、北垣 一³⁾

1) 県立広島大学保健福祉学部 コミュニケーション障害学科

2) 県立広島大学大学院総合学術研究科 生命システム科学専攻

3) 島根大学医学部 放射線医学講座

4) 島根大学医学部附属病院 放射線部

【背景】 言語機能の研究は、近年飛躍的に進歩したが言語機能の中でも発声に関する fMRI を用いた脳機能研究は余り行われていない。また、チューブ発声法に関する具体的なプログラムについての報告は少ない。

【目的】 我々は、ストローを用いた発声と発声想起における脳賦活部位の同定を行った。

【方法】

被験者：健常者22名(男性2名・女性20名、右利き22名、平均年齢21.9 ± 5.2歳)

使用機器・撮像条件：MRI 装置：Signa HDxt 3.0T (GE Healthcare 社製) (島根大学医学部附属病院)、繰り返し時間 (TR)：2,000 msec、エコー時間 (TE)：30 msec、フリップアングル (FA)：90°、有効視野 (FOV)：192 mm、画素サイズ：3 mm、スライス厚：4 mm、スライス枚数：39枚、合計画像枚数 (39 × 195)：7,605 枚

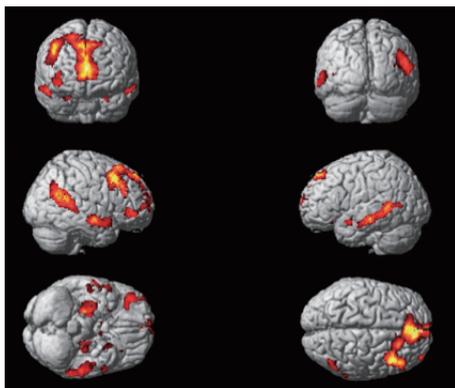
課題：口径10mmのストローを口にくわえた状態で、/u/の発声(発声)、/u/の発声をしている発声想起(想起①)、及び息を吹きかけて /u/の発声想起(想起②)の3課題を施行した。

課題デザイン：BOLD 効果を加味して課題を6秒間、安静を12秒間とした。発声→安静→発声想起①→安静→発声想起②を1セットとし、聴覚刺激提示にて7セット(計6分40秒)を行った。

解析方法：SPM8を用いて、変量効果モデルに基づいた集団解析を行った。

【結果】 発声課題は、上前頭回、内側前頭回、中側頭回、舌状回、帯状回、海馬傍回に賦活を認めた。

発声想起課題は、想起①と②に共通して、上前頭回、中前頭回、内側前頭回、上・中側頭回、角回、縁上回、楔前部、帯状回、海馬傍回



の部位で賦活が生じた。また、想起①において特異的に、中心前回、中心傍小葉、中心後回の賦活が生じ、想起②では下前頭回の賦活が特異的に認められた。想起②における賦活を図に示す。

発声課題と発声想起課題共通して、上前頭回、上・中側頭回、内側前頭回、角回、縁上回、帯状回の部位に賦活が生じた。

【考察】 発声課題の賦活部位は、先行研究で賦活が認められた領域以外に、中心後回などの賦活がみられた。被験者は想起の際に、発声時に生じる口唇や頬の振動感覚や教示で流れてくる聴覚刺激や、発声に関する視覚的なイメージを統合したため中心後回が賦活したと考えられる。

発声想起課題において、楔前部、海馬傍回などの部位に賦活が認められた。楔前部や海馬傍回の賦活は、発声時に生じる口唇や頬の振動感覚の記憶を検索しているため生じたと考えられる。また、角回と縁上回は、発声想起において自己の身体イメージを行ったため賦活したと考えられる。これらの領域の賦活範囲と強度の比較を発声想起①と②で行ったところ、発声想起②の方がいずれも高値を示した。これらのことより、発声想起は息を吐き続けながら行うことで、より発声に近い状態を作ることができると示唆された。

発声課題と発声想起課題に共通して、内側前頭回、下前頭回などの賦活が認められた。内側前頭回や下前頭回は、自己の内的な心の表象を行動に移行させる領域とされており、被験者が発声している状態の想起を行ったため賦活したと考えられる。また、発声想起の賦活部位は、発声と同部位で賦活が生じ、脳機能上で発声想起は発声と同等の働きを行うと示唆された。

【結論】 発声課題と発声想起課題における、両課題共通の賦活部位は、上前頭回、上・中側頭回、内側前頭回、角回、縁上回、帯状回の領域を示した。発声想起は脳機能上において発声と同等の働きをすることを考えられ、発声想起は発声訓練に有効であると示唆された。また、発声想起の方法は、息を吐きながら想起を行う方が発声により近い状態をつくることが可能であると示唆された。

How does the environment sound affect a calculation program ? : functional MRI study

環境音は計算課題にどう影響するのか —Functional MRI を用いた検討—

○川崎 美香¹⁾、火ノ川 朝子¹⁾、大西 英雄²⁾、内田 幸司³⁾、矢田 伸広⁴⁾、尾崎 史郎⁴⁾、北垣 一³⁾

1) 県立広島大学保健福祉学部 コミュニケーション障害学科

2) 県立広島大学大学院総合学術研究科 生命システム科学専攻

3) 島根大学医学部 放射線医学講座

4) 島根大学医学部附属病院 放射線部

【背景】相馬ら¹⁾は、音楽環境の違いによる計算課題に関する研究を行い、クラシックなどのリラックス音楽において計算の誤答率が減少したと報告している。また、新井ら²⁾は、BGM 聴取時の作業効率における脳賦活部位を、光トポグラフィを用いて検討し、BGM 効果が、眼窩前頭葉皮質に見られたと報告している。このように音楽下で作業を行うことで作業効率が上昇したことが報告されている。

【目的】上記のように音楽提示での先行研究はあるが、fMRI を用いた正確な脳賦活部位の検討を行った研究はあまり見られない。そこで我々は、環境音（音楽や雑音）が計算課題遂行及ぼす影響について、fMRI を用いて脳賦活部位の検討を行った。

【方法】健常成人14名に対して3課題を実施した。課題の内容は、無音時の7の連続減算（以下、計算）、環境音（音楽）提示下の7の連続減算（以下、音楽計算）、環境音（雑音）提示下の7の連続減算（雑音計算）をそれぞれ用いた。課題デザインは、課題及び安静は30秒間のブロックデザインを採用した。使用機器はMRI : Signa HDxp 3.0T (GE Healthcare 社製)（島根大学医学部附属病院）を使用し、解析ソフトはSPM8を用いて変量効果モデルに基づき集団解析を行った。

また、視覚刺激の影響が出ること防ぐため、実験はアイマスクを着用し、閉眼状態で行った。今回の実験は、課題の教示を全て聴覚刺激を使用して行った。

【結果】賦活部位は、計算、音楽計算及び雑音計算の順で賦活部位の減少が生じた。3課題共通賦活部位は、縁上回、補足運動野 (BA6) などを示した。特に雑音計算課題は、他の2つの課題と比較し、縁上回、補足運動野 (BA6) の領域の Z-score が低値を示した。また賦活が認められなくなる脳領域も見られた。

【考察】計算課題はワーキングメモリを使用するため上記に示した部位が賦活したと考えられる。また、音楽や雑音を提示したことで、脳賦活が抑制された可能性が考えられた。我々の知見から、使用した環境音は計算課題能力を抑制することが示唆された。

【参考文献】

- 1) 相馬洋平, 松永哲雄, 曾我仁, 他 : 音楽環境の違いによる作業効率に関する人間工学的基礎研究 電子情報通信学会学技報 : 43-46, 2005.
- 2) 新井良彦, 柏倉健一 : BGM 聴取時の作業効率に関する脳部位の検討, 群馬県立県民健康科学大学紀要第7巻 : 45-53, 2012

○吉村 祐樹、鈴木 大介、宮原 可名恵、宮田 一郎、小林 有基
岡山済生会総合病院 画像診断科

【背景】当院のMRI装置であるSIEMENS社製MAGNETOM ESSENZA 1.5TはVC15からDotエンジンを搭載したVD14へのソフトウェアのバージョンアップが行われた。それに伴い、コイルのハードウェアのバージョンアップも行われ、8chから16chへと受信チャンネル数が拡張された。

【目的】今回我々はバージョンアップの前後でコイルの性能がどのように変化したのか比較するため、性能評価を行ったので報告する。

【使用機器および方法】使用装置はSIEMENS社製MAGNETOM ESSENZA 1.5T。使用コイルはBody Matrix CoilおよびSpine Matrix Coil。使用ファントムは日興ファインズ社製のPVAゲル封入ファントム90-401型。バージョンアップの前後でファントムとコイルの配置は同じとし、SNRと均一性の測定を行った。SNRは差分マップ法、均一性は区分法を用いた。撮像条件はSNR、均一性ともに同じとし、TR = 800msec, TE = 15msec, FOV220mm, FA90°, MatrixSize256 × 256, BW130Hz/Px, スライス厚5mmである。撮像にあたり、Parallel imagingや感度補正フィルタは用いていない。ファントムはT1/T2 = 800/130msec、室温は約22℃であった。

【結果】撮像して得られた画像からSNRmap (Fig.1)を作成した。5箇所ROIを設定しSNRを測定すると、全ての箇所においてバージョンアップ後でSNRは低下した。5箇所のROIの平均値も16.7%SNRが低下した。均一性の画像 (Fig.2)においても5箇所にROIを設定し局所の均一性を測定した。0に近づく程、均一性は向上するが、A領域においてのみ0から遠ざかる結果となり均一性は低下した。しかし、全体の均一性は改善される結果となった。

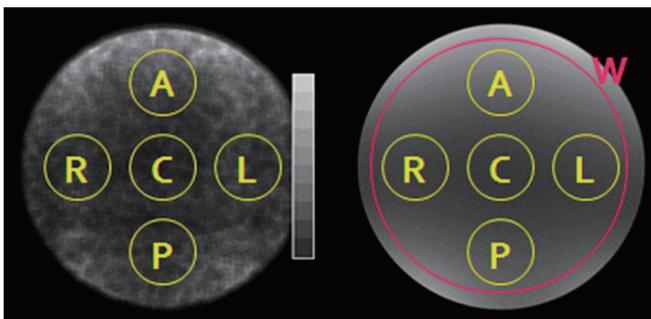


Fig.1 SNRmap

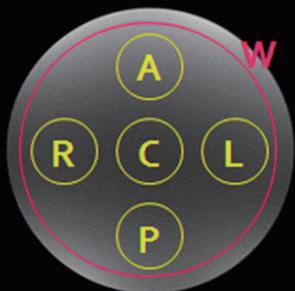


Fig.2 均一性画像

【考察】元々、Body Matrix Coilは6つ、Spine Matrix Coilは9つのコイル素子を有していた。しかし、バージョンアップ前は受信チャンネル数が8chであったため、全ての素子を使うことができず、コンピュータの制御により、Body Matrix Coilは4つ、Spine Matrix Coilは6つの素子として使用していた。バージョンアップ後では受信チャンネル数が16chと拡張したため、全てのコイル素子を使用できるようになった (Fig.3)。

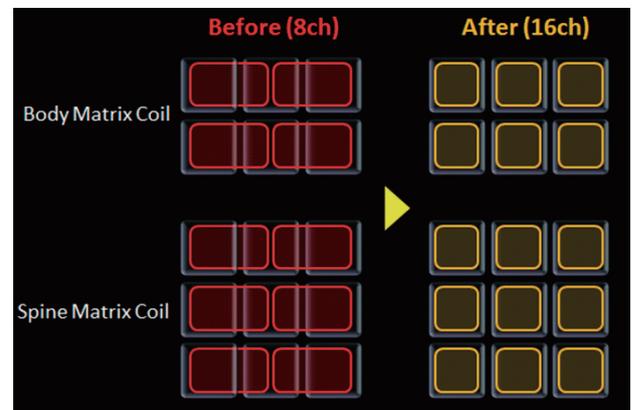


Fig.3 コイル素子の配列

そのため、バージョンアップ後ではコイル素子の径が小さくなり、感度域が狭くなったことがSNR低下の原因と考えられる。また、感度域は狭くなったが、表面の感度が上昇したことで局所の均一性は改善されたと考えられる。A領域のみ均一性が低下した原因は、コイルとファントムの距離であると考えられる。Spine Matrix Coilはガントリーに内蔵されているためファントムとの間に寝台が存在し、常に一定の距離がある。一方、Body Matrix Coilはファントムに密着させたため、Spine Matrix Coilとファントムの距離に比べ短くなった。均一性の画像をAP方向に信号をプロットしていくと、P領域に比べA領域ではコイルとの距離が短いため、信号の変化率が大きくなった。そのためA領域では均一性が低下したと考えられる。

【結語】今回のバージョンアップにより、均一性は改善され、SNRは低下した。しかし、コイル素子の増加によりParallel imagingの選択の幅が広がったため、撮像の高速化が期待できる。また感度補正フィルタの使用により、さらに均一性の改善が見込める。今後は、コイルの性能をさらに考え臨床に活かしていきたい。

○岡本 悠太郎、中河 賢一、小笠原 貴史、川上 雄司、福島 沙知
倉敷中央病院 放射線センター

【背景】当院では、頸椎領域の撮影において16ch Neuro Vascular coil (以下、NV-coil) を使用している。しかしながら、頸椎損傷により頸椎カラーやハローベストのような固定器具を装着した患者様においては、NV-coil は狭くて撮影することができない。また、脊椎専用として使用される15ch SENSE SPINE coil (以下、SPINE coil) においては、感度領域に限界があるため有用ではない。

そこで今回、複数のコイルを組み合わせることでできる dual coil 法に着目した。その中でも、SPINE coil と Flex-L coil の最適な組み合わせ方法について評価を行った。

【目的】頸椎領域における dual coil 法の最適な配置方法について検討する。

【方法】使用装置は PHILIPS 社製 Intera 1.5T (R2.6) で、コイルは Flex-L coil と SPINE coil を用いた。ファントムは、塩化ニッケル水溶液で満たされた自作ファントムを使用した。

まず、SPINE coil の上に置いた自作ファントムに対し、Flex-L coil の配置方法を変化させながら撮影を行った。検討した配置方法は、自作ファントムに対して AP、RL、ファントムの上で水平方向に FH (parallel-FH)、RL (parallel-RL)、また、SPINE coil のみを使用した場合の計5種類とした。撮像断面は、ファントムの中心における Transversal 方向 (以下、middle) と、middle から頭側に 15 cm 離れた部位 (以下、upper)、middle から尾側に 15 cm 離れた部位 (以下、lower) に加え、ファントム中心における Coronal 方向の計4箇所における撮影を行った。次に、得られた画像から SNR の計測を行った。計測には差分法を用いた。

また、同意の得られた健常ボランティアに対し、上記のファントム実験と同様のコイルの配置で撮影を行い、得られた画像からコイルの感度領域などについて観察した。

【結果】まず、ファントム実験の結果を示す。図1より、Transversal 方向の upper では、parallel-FH、parallel-RL の順に高い SNR を示した。middle では、parallel-RL、parallel-FH の順に高い SNR を示した。lower では、parallel-FH、parallel-RL の順に高い SNR を示した。

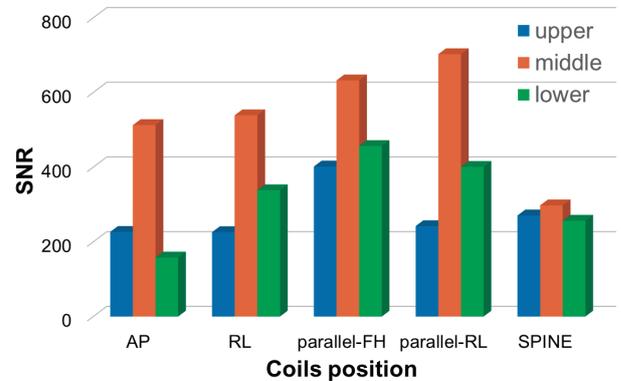


図1 Transversal 方向における SNR の結果

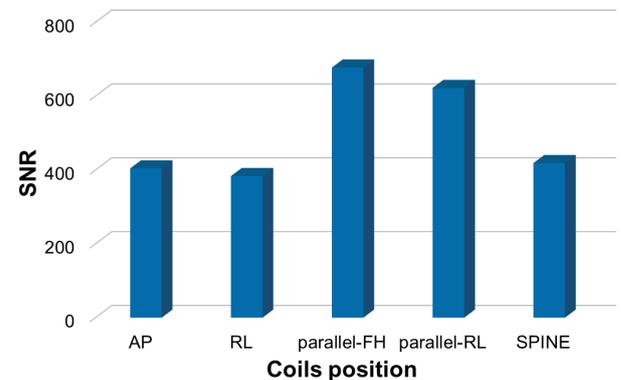


図2 Coronal 方向における SNR の結果

次に、Coronal 方向では、図2に示すように、parallel-FH、parallel-RL の順に高い SNR を示した。

健常ボランティアの撮影では、parallel-FH、parallel-RL の順に広い感度領域をもった信号が得られたように見えた。しかしながら、AP、RL、SPINE coil のみの3種類では感度領域が大きく低下した。特に SPINE coil のみでは SNR の低下が顕著にみられた。

【考察】全体として最も信号が得られたのは parallel-FH であった。しかしながら、コイルの配置方法を変化させることで、SNR の高くなる部位にも変化が生じた。このことから、検査内容に合わせてコイルの配置方法を選択することで、より精度の高い検査ができると考えられる。

また、今回の検討では parallel imaging を併用していないため、今後は parallel imaging を併用した際に生じるアーチファクトについて検討したい。

【結論】頸椎領域における dual coil 法の最適な配置方法は、parallel-FH であったが、検査内容に合わせたコイル配置の選択が望ましいということがわかった。

○守屋 和典¹⁾、村上 公一¹⁾³⁾、吉田 耕治¹⁾、阿部 俊憲¹⁾、森分 良¹⁾、中山 健人¹⁾、高尾 渉³⁾、柳元 真一¹⁾

1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部、2)金沢大学大学院医薬保健学総合研究科保健学専攻、3)財団法人操風会 岡山旭東病院

【背景】3T MRI では高い SNR が得られることから、撮像時間の短縮のため Parallel imaging を併用する機会が増加している。Parallel imaging の SNR は以下の式で表され、g の値は撮像条件ではなくコイルの幾何学的配置に依存するとされている。

$$\text{SNR}_{\text{PI}} = \text{SNR}_{\text{full}} / g \cdot R^{1/2}$$

SNR_{PI} = Parallel imaging を用いた SNR

SNR_{full} = Parallel imaging を用いない SNR

g = Geometry factor (g-factor)、R = Reduction factor

【目的】Parallel imaging において、受信コイルの配置及び使用エレメント数の設定が g-factor に与える影響について検討したので報告する。

【方法】東芝社製 MRI 装置 Vantage Titan 3T の 16ch SPEEDER ボディコイルおよび 16ch SPEEDER スパインコイルを使用し、GE Healthcare 社製 QC ファントム (15 × 15 × 38 cm、成分：シリコンオイル) を parallel imaging 併用 FSE-T2 強調画像で撮像し、得られた画像より以下の検討を行った。なお、SPEEDER factor は 1.0 から 3.0 まで 1.0 ずつ変更し検討した。解析には image-J および日本放射線技術学会学術研究班「MRI 画像の parallel imaging における SNR 測定法の標準化」による SNR 測定プログラムを使用した。また、g-factor の計測は ROI をファントムの断面積の 70% に設定し、g-factor map 上の同一箇所を計測した。

(1) 使用セクション数の検討

16ch SPEEDER コイルは 1 セクションあたり 4 つのコイルエレメントを内蔵している。使用セクション数を 2、3、4 と変更した場合の g-factor の変化について検討した。使用セクション数を変更しても撮像断面が磁場中心かつコイル中心でファントム中央を撮像するようファントムの位置を調整して検討を行った。

(2) 使用セクションの選択箇所による違いの検討

使用セクションの選択箇所による違いを検討するために、2 セクション使用時に中心の 2 セクションを使用した場合を center、外側を含めた 2 セクションを使用した場合を off set とし両者の違いを検討した。使用セクションの選択箇所が異なっても、撮像断面がコイル中心かつ磁場中心でファントムの中央を撮像するようファントム位置の調整を行った (Fig.1)。

(3) ファントム表面と SPEEDER ボディコイル間距離による影響の検討

SPEEDER スパインコイルを背側に固定し、QC ファントムと SPEEDER ボディコイルの間に厚さ 5 cm のクッションを挿み、SPEEDER ボディコイルと

ファントム表面との距離を 0、5、10 cm と三段階に変更して検討した。コイル設定は 2 セクション center で検討した。

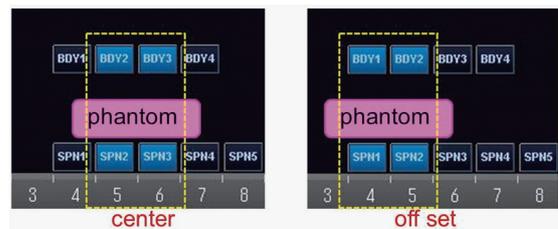


Fig.1 検討項目 2 の実験配置図

【結果】使用セクション数が増加すると g-factor が上昇した (Fig.2)。また、使用セクションの選択箇所が異なる center と off set の間に有意差は認められなかった (Fig.3)。この原因としては装置の信号受信の上限が 16ch であり、16ch SPEEDER ボディコイルと 16ch SPEEDER スパインコイルは 1 セクションあたりそれぞれ 4 つのコイルエレメントを有しているため、2 セクションを選択することで上限の 16ch に達する。そのため使用セクション数が 2 セクション以上では、演算時に信号合成処理が必要となり、合成数が増加することで g-factor が上昇したと考えられる。また、ファントム表面と SPEEDER ボディコイル間の距離が大きくなると、g-factor が上昇した (Fig.4)。これらの結果は SPEEDER factor を 2 から 3 に変更しても同様の傾向を示した。

以上のことから、検査内容に応じて使用エレメント数をできるだけ少なく設定し、被写体コイル間距離ができるだけ小さくなるようコイルを配置することで、g-factor は低減可能であることが明らかとなった。

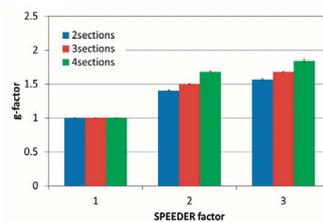


Fig.2 使用セクション数と g-factor の関係

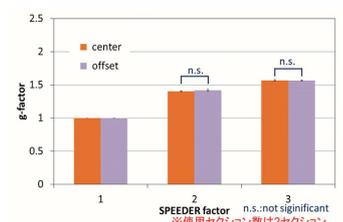


Fig.3 使用エレメント選択箇所と g-factor の関係

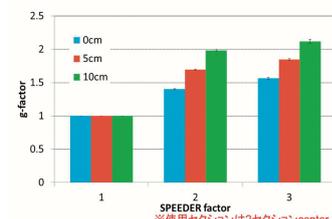


Fig.4 ファントム表面-コイル間距離と g-factor の関係

○森分 良¹⁾、吉田 耕治¹⁾、佐内 弘恭¹⁾、村上 公一¹⁾²⁾、阿部 俊憲¹⁾、守屋 和典¹⁾、高尾 渉³⁾、柳元 真一¹⁾

1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部、2)金沢大学大学院 医療保健学総合研究科、
3)一般財団法人 操風会 岡山旭東病院

【背景】近年、MRI 装置は静磁場のショートマグネット、ワイドボア化が進み、静磁場均一性が低下している。そのため、脊椎矢状断面像の頭尾方向辺縁部においては、大きな撮像範囲(Field of view : FOV)を設定すると、画像歪みを生じている。

【目的】今回、大きな FOV による画像の SNR や歪みの基礎的な検討を、1.5T, 3.0T MRI について行った。

【方法】検討項目として、①静磁場中心部と辺縁部の信号雑音比(SNR)の変動係数(CV)と②静磁場辺縁部の画像歪みについて検討を行った。使用機器は EXCELART Vantage 1.5T MRT-2003, Vantage Titan 3.0T MRT-3010(東芝社製)。撮像条件は1.5T, 3.0T MRI 共に、当院臨床条件に準じて T2, T1WI の条件を用いて行った。また、検討項目①、②それぞれ、Pixel サイズは1.6×1.0mmになるようにマトリクスサイズの調整を行った。受信コイルは Atlas SPEEDER ボディコイル(腹側)、Atlas SPEEDER スパインコイル(背側)を用いた。使用ファントムは GE 社製の Quality Control (QC) Phantom 15×15×38 cm、シリコンオイル・0.263%Gd (TMHD) 3含有を用いた。検討項目①では、正中矢状断面の画像を FOV : 25, 30, 35, 40 cm にて撮像し、Image J と日本放射線技術学会学術研究班「MR 画像の parallel imaging における SNR 測定法の標準化」による SNR 測定プログラムを用いて、SNRmap を作成した。ファントム背側から7cmの所にプロファイルカーブを作成し、その中央領域と辺縁領域(頭側、尾側)(Fig.1)の SNR の CV を算出した。計算式を以下に示す。

$$CV(\%) = \frac{\text{各領域のSNRの標準偏差(SD)}}{\text{各領域のSNRの平均値(mean)}} \times 100$$

検討項目②では正中矢状断面の画像を FOV : 40 cm 一定で、QC ファントムを移動させて撮像した。静磁場中心から頭側12cmの所を基準に、頭側に2cmずつずらし、20cmの所まで4カ所撮像を行った(Fig.2)。ファントム背側から7cm、頭側端から10cmの所に Marker を設定し、そこからファントムの端(頭側)まで

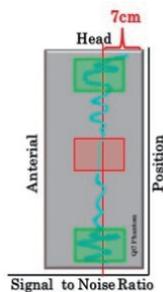


Fig.1 SNRのCVの測定位置

の距離の計測を4カ所それぞれで行った。静磁場中心に最も近い場合(中心から12cm)の Marker からファントムの端までの計測値を基準に、歪みを以下の式にて算出した。

$$\text{歪み}(\%) = \frac{|\text{計測値}(\text{cm}) - \text{基準位置}(\text{中心から12cm})\text{の計測値}(\text{cm})|}{\text{基準位置}(\text{中心から12cm})\text{の計測値}(\text{cm})} \times 100$$

【結果】検討項目①は、両装置において、T2, T1WI

ともに、FOV が大きくなっても、中心部はほぼ一定の値を示した(約4.0%)が、辺縁部ではCVが高値を示した。また、辺縁部において、どのFOVでも尾側が頭側に比べて高値を示す傾向にあった。FOV = 40の辺縁部では中心部を基準にすると、最大で1.5T-T2WIは8倍、3.0T-T2WIでは6倍、1.5T-T1WIは5倍、3.0T-T1WIでは15倍の高いCVを示した(Fig.3)。検討項目②は、両装置において、撮像条件による傾向の違いは認められるが、T2, T1WIともに、静磁場中心から離れるほど、画像歪みは高値を示した。しかし最も歪みの大きかった3.0TのT2WIで2.7%程度の歪みであった(Fig.4)。

【考察】1.5T, 3.0T MRI ともに、静磁場頭尾方向にFOVが大きくなるほど、SNRの変動、歪みが大きくなることが示された。特に、この傾向は3.0T MRIの方が顕著であり、FOV = 40cmを用いた場合、辺縁部でSNRの変動があることを考慮する必要がある。

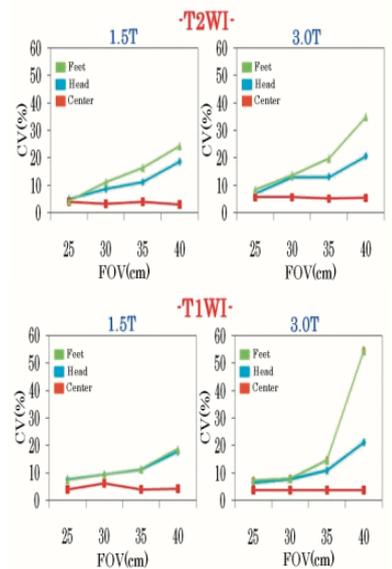


Fig.3 SNRのCVの測定結果

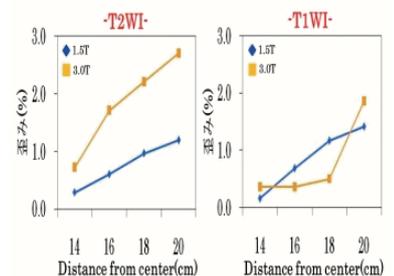


Fig.4 歪みの測定結果

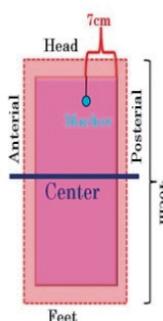


Fig.2 歪みの測定位置

○橋本 伸生

鳥取大学医学部附属病院

【背景】近年のMRI装置では、bore径を大きくした large bore を採用している機種が増加している。large bore とすることで閉塞感を軽減し、検査部位を磁場中心に設定しやすいなどの利点がある。

しかし一方、静磁場やRF磁場が不均一になりやすく、画像の均一性が低下することが知られている。

【目的】今回、我々はNEMA法による均一性および32ch head coilと24ch head-neck coilについてSNRの測定を行ったので報告する。

【方法】均一性は、QD coilを用いてNEMA法に準拠し、次式(1)より求めた。

$$U = 100 \times \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}} \quad \begin{matrix} S_{max}: \text{最大信号値} \\ S_{min}: \text{最小信号値} \end{matrix} \quad \dots (1)$$

撮像条件は、FOV: 200 mm、TR: 800ms、TE: 15ms、BW: ± 15.63 kHz、slice thickness: 5mmとした。

SNRについては差分法を用いて測定を行い、次式(2)より求めた。

$$SNR = \frac{SI}{SD_{sub}/\sqrt{2}} \quad \begin{matrix} SI: \text{平均信号値} \\ SD: \text{標準偏差} \end{matrix} \quad \dots (2)$$

【結果】均一性の評価で得られた画像を Fig.1 に示し、式(1)より求めた結果を table1 に示す。

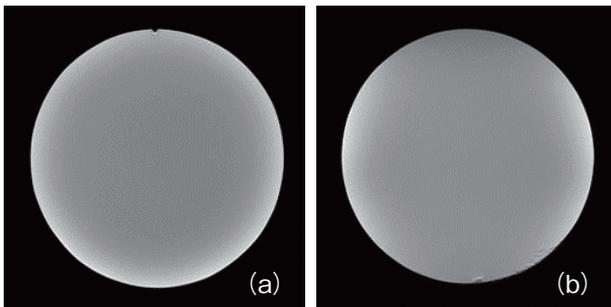


Fig.1 均一性の評価で得られた axial 画像 (a) と coronal 画像 (b)

| | uniformity |
|----------|------------|
| axial | 15.5 |
| coronal | 21.5 |
| sagittal | 20.6 |

また、Image Jにてグレースケールに変換したものを Fig.2 に示す。画像中心部の400pixelの平均値との変化率が-20%以下をBlack、-20%～-10%をDark、-10%～+10%をNatural Gray、+10%～+20%をLight Gray、+20%以上をWhiteで表示している。

table1の結果より coronal、sagittal 画像の均一性が axial 画像より劣っているものの Fig.1 では、それらの影響は見られない。しかし、Fig.2のグレースケール表示では、それらの均一性の違いが視覚的に確認できた。

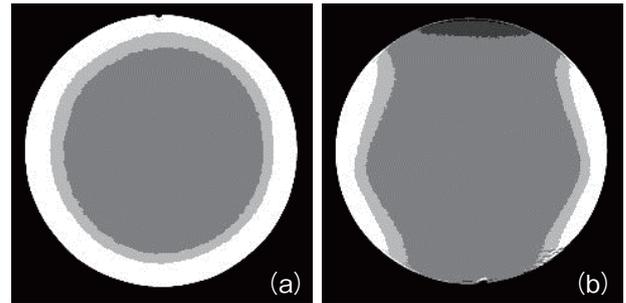


Fig.2 グレースケール表示した axial 画像 (a) と coronal 画像 (b)

次に Table2 に、32ch head coil と 24ch head-neck coil の SNR を示す。32ch head coil は、均一性は低いもののスタンダードで用いる 24ch head-neck coil より高い SNR を示した。

Table2 それぞれの coil より求めた均一性および SNR の値

| | uniformity | SNR |
|---------------------|------------|-------|
| 32ch head coil | 52 | 296.7 |
| 24ch head-neck coil | 15 | 255.8 |

【考察】QD coilを用いた均一性の評価では、axial 画像が最も良く、coronal、sagittal 画像が同等な値を示した。この原因のひとつには、Z軸方向の gradient coil が X、Y 軸に比べ長いことが考えられる。

しかし、いずれの場合も临床上において、問題となる値ではなかった。したがって、磁場の均一性が困難と予測される large bore においても、高度な技術により均一性は保たれていると考えた。

phased array coil は、撮像対象物と coil による幾何学的な位置の影響を強く受け、一般的に均一性の評価には適していない。本実験においてもエレメント数の多い32chでは、上記の影響が含まれ均一性は低い結果を示した。しかし、エレメント数の増加は信号受信感度を上げSNRにおいては、24chより高い値を示した。

したがってエレメント数の多い coil を用いることで、高いSNRが確保できるが、適切な画像フィルターやキャリブレーション等で画像の均一性を上げる工夫が必要と考えられる。

○福田 喜脩、大野 誠一郎、松浦 龍太郎、大村 佑一、林 邦夫、今城 聡、田原 誠司
岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

【背景】昨年度、当院に新しく導入された3T-MRI 装置 SEIMENS 社製 MAGNETOM Skyra は DirectRF 機能により検査室内のガントリー内に RF 送信および受信制御システムが配置されている。

これにより従来の3T-MRI 装置 SIEMENS 社製 MAGNETOM Verio に比べ正確な RF 送信とノイズの少ないデータ転送が可能となった。

【目的】新しく導入された3T-MRI 装置 MAGNETOM Skyra と Verio の2機種種についてそれぞれ SNR を測定し比較検討する。

【方法】装置は SEIMENS 社製 MAGNETOM Skyra と Verio を使用。装置本体の Body Coil を使用し Spin Echo 法と Gradient Echo 法にてファントムを撮像。得られた画像から差分法を用い下記の式から SNR を求める。

$$\text{SNR} = \text{Sp} / (\text{Ns} / \sqrt{2}) \quad \text{Sp: 平均信号値} \quad \text{Ns: 雑音値}$$

次に各装置付属のサーフェスコイルを用いて Spin Echo 法と Gradient Echo 法にてファントムを撮像。得られた画像から差分法を用いて SNR を求める。

撮像条件は Spin Echo 法が TR = 800ms、TE = 20ms、FOV = 140ms、Matrix = 256 × 256、Slice = 1、Gradient Echo 法は TR = 150ms、TE = 5ms、FOV = 140ms、Matrix = 256 × 256、Slice = 1 とする。

【結果】装置本体の Body Coil における Spin Echo 法の比較結果を示す (Fig.1)。実線が測定値、点線を測定値から求めた計算値とする。2機種種の装置間で約 1.25 倍の SNR 上昇がみられた。

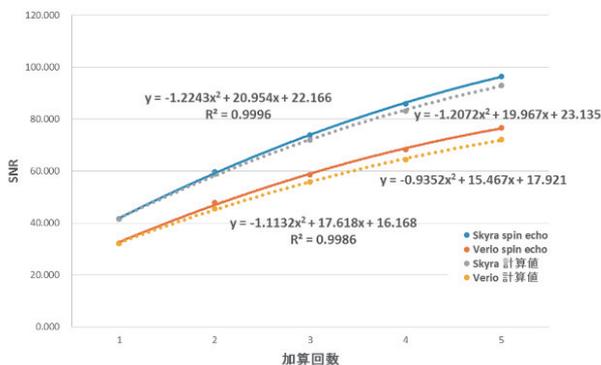


Fig.1 Spin Echo 法における SNR の比較

次に Gradient Echo 法の比較結果を示す (Fig.2)。こちらも実線が測定値、点線を測定値から求めた計算値とする。こちらも2機種間で約 1.4 倍の SNR 上昇がみられた。

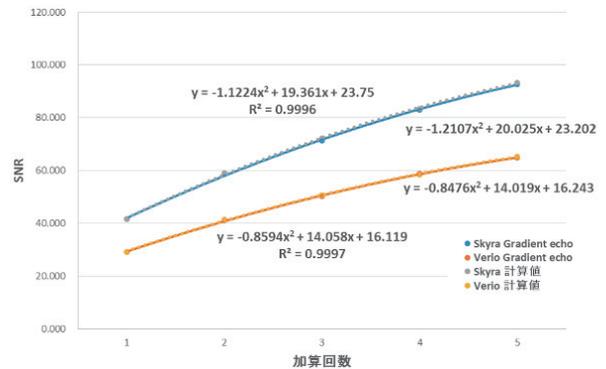


Fig.2 Gradient Echo 法における SNR の比較

サーフェスコイルにおける SNR の比較結果を示す (Fig.3)。全てのサーフェスコイルにおいて約 1.2 ~ 1.4 倍の SNR 上昇がみられた。

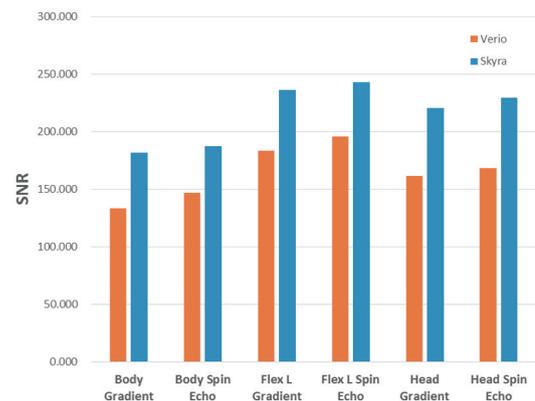


Fig.3 サーフェスコイルにおける SNR の比較

【考察・検討】今回の実験結果から MAGNETOM Skyra における SNR の上昇には DirectRF 機能が大きく影響しているものと考えられる。また、Fig.2 において2機種間に大きく差が出たのは DirectRF 機能に加え磁場均一性と Gradient Coil の向上によるものと考えられる。

今後はファントムのサイズや幾何学的配置、パルスシーケンスについて検討していきたい。また臨床画像における画質評価も今後の検討項目である。

【結論】新しい3T-MRI 装置は DirectRF 機能搭載により従来に比べ SNR の上昇がみられた。これにより高速撮像・高分解能撮像が可能となり通常検査の画質向上が期待される。

【参考文献】

- 1) 宮地 利明『標準 MRI の評価と解析』2012.8.25. オーム社 出版

磁化率強調画像を用いた骨盤部領域の撮像における 磁化率アーチファクトの基礎的検討

○山本 佑馬¹⁾、山根 正聡¹⁾、中村 敬子¹⁾、徳田 修²⁾

1) 山口大学医学部附属病院 放射線部

2) 山口大学医学部附属病院 放射線科

【背景・目的】 磁化率強調画像 (Susceptibility-weighted imaging : SWI) は、主に頭部領域の撮像に用いられてきた。近年では骨盤部領域における子宮内膜症性嚢胞など微小出血の検出に有用との報告もある。しかし、骨盤部領域の撮像は呼吸による体動や腸管ガスなどアーチファクトの発生となる要因は多く読影の妨げとなる可能性がある。

そこで腸管ガスと血腫または出血を模擬した試料を作成し、磁化率アーチファクトについて基礎的検討を行った。

【方法】 MRI 装置は MAGNETOM Skyra 3.0T (SIEMENS 社) を用いた。コイルは body array coil と spine coil を併用した。自作試料として、シリンジ内に空気を封入したもの (腸管ガスを模擬) と、シリンジ内に希釈した鉄製剤を封入したもの (血腫または出血を模擬) を作成した。シリンジは直径 6.6 mm (以下、シリンジ小)、直径 17.2 mm (以下、シリンジ大) の 2 種類を使用した。これらを球体ファントムに配置し、周囲を寒天で固めたものをファントムとした。

試料は、シリンジ長径が静磁場に対して平行 (以下、0 度) と垂直 (以下、90 度) となるように配置した。撮像シーケンスは SWI、T1WI を使用し、周波数エンコード方向のプロファイルから半値幅を求め、半値幅とシリンジ径の差を磁化率アーチファクトとした。

撮像条件は、SWI、T1WI とともに Slice thickness = 2 mm、Matrix = 256 × 256、FOV = 300 mm とした。検討項目は試料の配置方法、シリンジの大きさとした。

【結果】 Fig.1、試料の配置方法の違いによる磁化率アーチファクトの結果を示す。シリンジ小は SWI で空気を撮像した場合、0 度と 90 度に有意差がみられた。鉄製剤は T1WI で有意差がみられたが、SWI では有意差はみられなかった。シリンジ大は、シリンジ小と同様の傾向を示した。

Fig.2 にシリンジの大きさの違いによる磁化率アーチファクトの結果を示す。MR 画像の歪みの影響を考慮するため T1WI と SWI を比較した。(増加の割合 = SWI/T1WI)

SWI と T1WI の差を比較すると、シリンジ大小で空気を 90 度に配置した場合、磁化率アーチファクトは約 2 倍増加した。(シリンジ小 : 6.74 mm シリンジ大

: 16.04 mm) しかし、磁化率アーチファクトの増加した割合はシリンジ大小で有意差はみられなかった。

【考察】 空気を 90 度に配置した場合の SWI で、磁化率アーチファクトの影響が顕著に増加した。0 度に比べ 90 度の磁化率アーチファクトが増加した要因として、空気による磁化率効果の角度依存性が考えられる。

シリンジの大きさが変化すると、磁化率アーチファクトは増加するが、増加する割合に有意差はみられなかった。要因として、空気を含む割合が変化しても、空気の磁化率が変化しないためと考える。

【結語】 SWI は、静磁場に対し空気を 90 度に配置した場合に、最も磁化率アーチファクトの影響が認められた。このことから、腸管ガスによる磁化率アーチファクトの影響を考慮して、腸管ガス除去等の前処置を行うことが必要と考えられる。

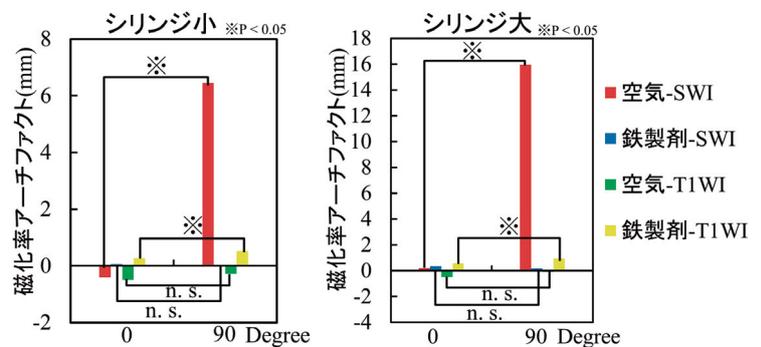


Fig.1 磁化率アーチファクト (配置方法の違い)

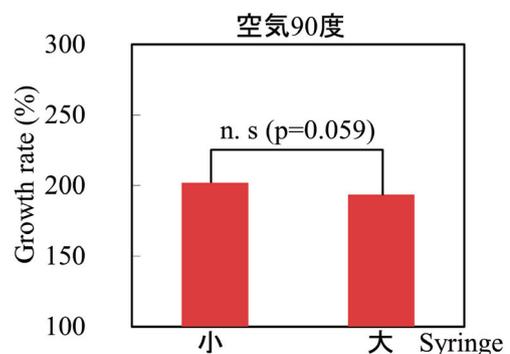


Fig.2 磁化率アーチファクトの増加の割合 (大きさの違い)

1.2T-MRI ガイド下穿刺における撮像条件と磁化率アーチファクトの検討

○近藤 由佳子¹⁾、山口 卓也¹⁾、吉富 敬祐¹⁾、大西 治彦¹⁾、田原 誠司¹⁾、郷原 英夫²⁾、加藤 和之³⁾、碓 幸一郎³⁾

1) 岡山大学病院 医療技術部放射線部門、2) 岡山大学病院 放射線科、3) 株式会社 日立メディコ

【背景・目的】 当院では超伝導オープン MRI (OASIS 1.2T ; Hitachi Medical Corporation) が導入され、MRI ガイド下での腎癌に対する凍結療法を検討している。

非造影時の腫瘍と正常組織のコントラストが明瞭で、画像更新時間が短く高信号の画像が得られることから、BASG (Balanced SARGE) 法の利用を検討しているが、磁化率アーチファクトの影響が大きいため、穿刺針影が著しく膨張することが問題となっている。

本研究では 1.2 T 超電導オープン MRI におけるパラメータ変化による磁化率アーチファクトへの影響について検討した。

【方法】 水ファントム内に配置したアクリル格子中央に 17 G の凍結療法用穿刺針 (IceSeed ; GALIL MEDICAL) を静磁場方向に対し垂直に配置し、RAPID body コイルで撮像を行った。

撮像シーケンスは BASG 法、フリップ角 35 deg、位相エンコード 168、加算回数 1 回、スライス厚 5 mm、再構成マトリックス 512 × 512、FOV 230 mm とし撮像を行った。パラメータとして、バンド幅を 50 ~ 120 kHz、周波数エンコードを 168 ~ 256、TE を 3.0 ~ 6.5 msec まで変化させ、各々位相方向を静磁場に平行 (AP) な場合と、静磁場に垂直 (HF) な場合で検討した。

画像上の凍結療法用穿刺針先端から 3 cm の径をニードル径とし、ImageJ (Ver. 1.47v、National Institutes of Health) を用いて測定した。

【結果】 各パラメータ変化におけるニードル径の測定結果を表 1 へ、TE によるニードル径の変化についてのグラフを図 1 に示す。

バンド幅によるニードル径変化は、AP では 11.33 mm ~ 11.68 mm、HF では 12.70 mm ~ 13.05 mm となり、ニードル径変化は 0.35 mm 以下であった。周波数エンコードによるニードル径変化は、AP では 11.33 mm ~ 11.68 mm、HF では 12.71 mm ~ 13.05 mm となり、ニードル径変化は 0.35 mm 以下であった。TE によるニードル径変化は、AP では 10.64 mm ~ 13.48 mm、HF では 11.33 mm ~ 14.08 mm となり、TE が短くなるほどニードル径が小さくなった。

位相方向では、HF と比較し AP でニードル径が小さくなった。

表 1 パラメータと位相方向におけるニードル径

| パラメータ | ニードル径 [mm] | |
|----------|---------------|---------------|
| | AP | HF |
| バンド幅 | 11.33 ~ 11.68 | 12.70 ~ 13.05 |
| 周波数エンコード | 11.33 ~ 11.68 | 12.71 ~ 13.05 |
| TE | 10.64 ~ 13.48 | 11.33 ~ 14.08 |

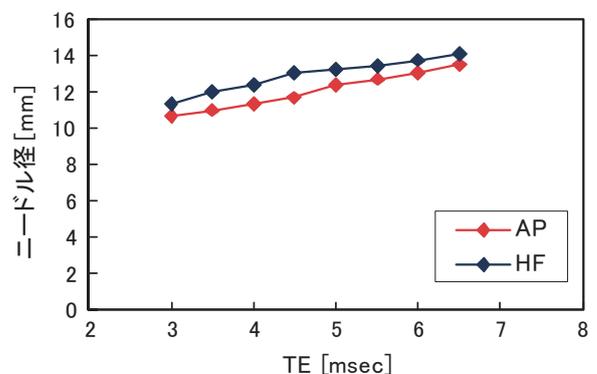


図 1 TE によるニードル径の変化

【考察】 バンド幅と周波数エンコードによるニードル径変化が小さかった原因として、BASG 法では 180° パルスによる信号の再収束がなく、信号取得時間 (A/D) 内での位相分散より RF 照射から A/D 前までの位相分散が大きくなったためと考えられる。TE を短くした場合にニードル径が小さくなった原因として、RF 照射から A/D 前までの時間が短くなり位相分散が小さくなったためであると考えられる。

位相方向が AP でニードル径が小さくなった原因として、磁化率アーチファクトは周波数エンコード方向に出現するため¹⁾、周波数エンコード方向である穿刺針の長軸方向に伸展したアーチファクトが出現したためであると考えられる。

【結語】 1.2T 超電導オープン MRI における凍結療法用穿刺針影の磁化率アーチファクトへの影響は、バンド幅と周波数エンコードでは確認されず、TE を短くすることで位相分散が小さくなり、磁化率アーチファクトが軽減された。

【参考文献】

- 1) Lüdeke KM, Röschmann P, Tischler R. Susceptibility artefacts in NMR imaging. Magn. Reson. Imaging, 1985; 3(4): 329-343

1.2T-MRI ガイド下穿刺における 磁化率アーチファクトの角度依存性の検討

○吉富 敬祐¹⁾、山口 卓也¹⁾、近藤 由佳子¹⁾、大西 治彦¹⁾、田原 誠司¹⁾、郷原 英夫²⁾、加藤 和之³⁾、碓 幸一郎³⁾

1) 岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

2) 岡山大学病院 放射線科

3) 株式会社 日立メディコ

【背景】 当院では1.2T 超伝導オープン MRI (OASIS ; Hitachi Medical Corporation) が導入され、MRI ガイド下での凍結療法を検討している。MRI 透視用シークエンスとして、画像更新時間が短く高信号であり、T2 コントラストを反映する Balanced SARGE (BASG) 法の使用を検討しているが、磁化率アーチファクトが大きい上、オープン MRI を使用することで穿刺角度により穿刺針影が変化し、位置の把握が困難となる。

【目的】 本報告では、1.2T オープン MRI における MRI ガイド下凍結療法用穿刺針影の穿刺角度依存性についての検討を目的とする。

【方法】 凍結療法用穿刺針 (IceSeed ; GALIL MEDICAL) 先端が水ファントム内に配置したプラスチック格子の中央となるよう固定し、RAPID body コイル (Hitachi Medical Corporation) を用いて撮像を行った。撮像シークエンスは BASG 法、TE 3.0 msec、TR 6.0 msec、フリップ角 35 deg、バンド幅 120 kHz、収集マトリックス 256 × 168、加算回数 1 回、位相エンコード方向 AP および HF、スライス厚 5 mm、再構成マトリックス 512 × 512、FOV 230 mm とし、穿刺角度が静磁場に対して 0 ~ 90 deg となるように 15 deg 毎変化させて撮像を行った。

撮像した全画像における延長幅、ニードル径、先端径、および 0 ~ 45 deg で発生した先端部の球状陰影径、30 ~ 90 deg で穿刺針側部に発生した鞘状陰影径について、ImageJ (NIH ; National Institutes of Health) を用いて測定を行った。

【結果】 位相エンコード方向が AP のとき、延長幅は 1.048 ~ 3.743 mm、ニードル径は 1.348 ~ 8.835 mm、先端径は 3.885 ~ 5.170 mm であった。また、球状陰影径は 9.134 ~ 10.482 mm、鞘状陰影径は 7.039 ~ 19.915 mm であった。

位相エンコード方向が HF のとき、延長幅は 1.198 ~ 4.030 mm、ニードル径は 1.647 ~ 9.883 mm、先端径は 3.698 ~ 5.401 mm であった。また、球状陰影径は 8.835 ~ 10.781 mm、鞘状陰影径は 7.701 ~ 18.717 mm であった。

穿刺角度と延長幅およびニードル径の関係を示したグラフを Fig.1 に記載する。

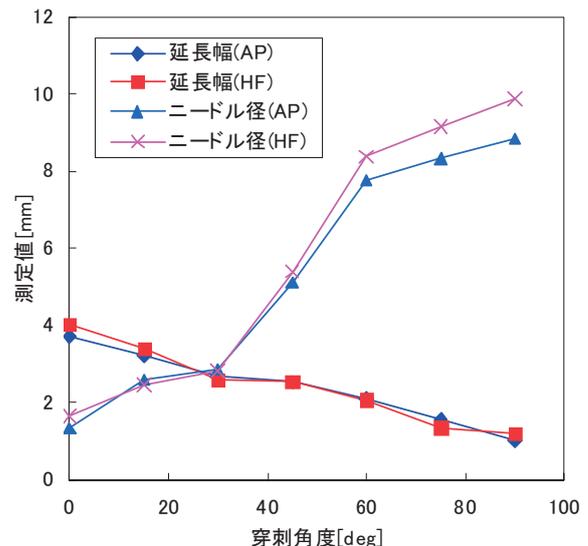


Fig.1 穿刺角度による穿刺針影の変化

【考察】 延長幅および側部径、鞘状陰影径については、穿刺針が静磁場と平行に近ければ先端部方向、垂直に近ければ側部方向に不均一磁場が分布し¹⁾、穿刺針影の歪みおよび位相分散によってアーチファクトが変化したと考えられる。

先端部径は、先端部付近より発生する不均一磁場に影響されると考えられるが、今回設定した条件においては画像上で径にほとんど変化がみられない程度であった。

球状陰影径は、穿刺針先端部より発生する不均一磁場による先端部の歪みで発生すると考えられ、鞘状陰影に癒合するまで、先端部の歪みに依存するため、径が変化しなかったと考えられる。

【結論】 磁化率アーチファクトは主に静磁場方向に発生し、静磁場に平行に穿刺することでニードル径は最小、延長幅は最大、垂直に穿刺することでニードル径は最大、延長幅は最小となった。先端径の穿刺角度による変化はみられなかった。

【参考文献】

- 1) John F. Schenck, "The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds," Medical Physics, Vol.23, No 6, 815-850, June 1996.

○森田 一郎、安並 洋晃、林 直弥、森尾 一夫、伊東 賢二
高知大学医学部附属病院 放射線部

【目的】頚椎・頸髄 MRI の T2WI Sagittal 像を撮影の際、脳脊髄液による Flow Artifact がみられるため、頚椎と位相方向が平行にならない様にスライス設定をすることで Flow Artifact の低減を図っている。今回、この方法での Artifact 抑制の要因を調べた。

【方法】過去画像より Flow Artifact の発生している患者の傾向を調べ、それを模した模擬頸髄ファントムを作製、撮影し Flow Artifact の比較、評価を行った。

【使用機器】

MRI 装置 GE ヘルスケアジャパン SIGNA EXCITE HDx1.5T

コイル 8Ch CTL アレイコイル

インジェクター MEDRAD 社製 Spectris Solaris EP
自作ファントム

【撮影条件】

FRFSE-XL FOV 24 × 24 cm

スライス厚/スライスギャップ 4mm/1mm

マトリックス 320 × 256

NEX 1 TR 3,200ms TE 約100ms

ETL 24 RBW 31.2kHz

FC 周波数方向 (Flow Compensation)

【結果】

1. 上部頚椎が直線的で、位相方向となす角度が小さい場合に Flow Artifact が出現する傾向にあった。
2. Flow Comp の効果は FOV のどの角度においても有効であった (Fig.1)。
3. 上部頚椎と位相方向のなす角度を大きくすることで Flow Artifact を抑制することができた (Fig.2)。

【考察】

1. 上部頚椎と位相方向のなす角度が小さいほど位相方向に Flow Artifact が蓄積され、より Flow Artifact が増強し、角度を大きくすると Flow Artifact が分散され減少したと考えられる。
2. 発生しても脊椎・脊髄と距離が離れるため、診断の妨げにならない。

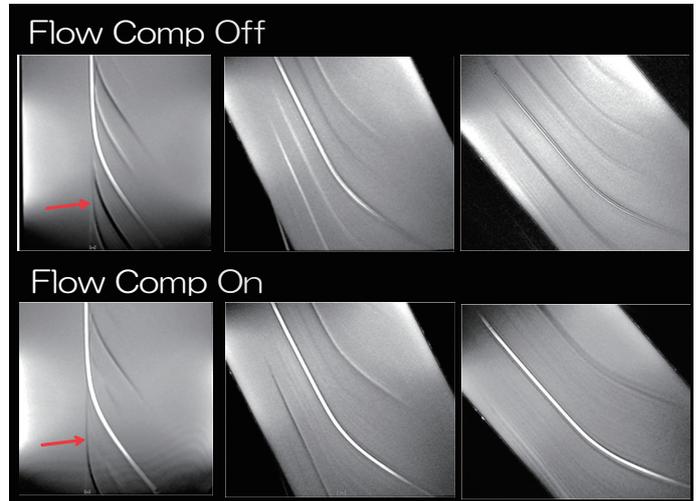


Fig.1 Flow Comp の効果

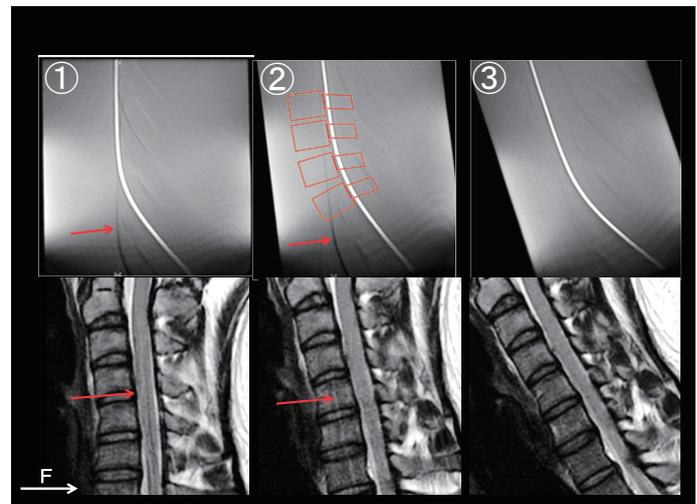


Fig.2 角度の変化による効果

○前原 日向子¹⁾、石井 美枝²⁾、永見 晶子¹⁾、西村 真世¹⁾、氏平 武樹¹⁾、山本 泰司¹⁾

1) 島根大学医学部附属病院

2) 岐阜医療科学大学 放射線技術学科

【目的】 マンモグラフィは AEC を利用して撮影を行っている。アナログの時代は AEC によって被写体厚に関係なくコントラストと粒状性は一定に保たれていた。一方、ディジタルシステムでの AEC は画質に関係なく検出器への入射線量を一定に保っている。

今回、ディジタルマンモグラフィシステムで AEC の動作について検討評価した。

【使用機器】 乳房撮影装置：INSTRUMENTARIUM 社製 alphaRT、画像処理装置：FUJIFILM 社製 FCR PROTECT CS、IP：FUJIFILM 社製 HR-BD、線量計：Radcal Accu-Dose 2186 検出器 10×5-6M、被写体：アクリルファントム (250mm×300mm)、コントラスト物質：アルミニウム (純度 99%)

【方法】

- (1) セミオートの mAs 値を求めた。
- (2) セミオートの状態を再現するため、それぞれの mAs 値の前後の mAs 値で線量測定を行い (n = 5) 2点間の内挿によって、セミオートでの mAs 値の被写体への入射線量を求めた。検出器への入射線量はディジタル特性曲線を作成し算出。
- (3) CNR 測定用試料は (2) と同様に試料を作製し (n = 3) その試料から前後の CNR を計算、その2点間の内挿によってセミオートでの mAs 値での CNR を算出。
- (4) 以上から求めた条件をもとに被写体への入射線量、検出器への入射線量、算出した CNR から、AEC の動作を調査した。撮影条件を以下に示す。

Target/Filter：Mo/Mo、Mo/Rh

管電圧：25kV、30kV、35kV

被写体厚：20mm、45mm、70mm

管電流時間積：セミオートでの mAs 値

【結果】 Mo/Mo の線量と CNR の測定結果を Fig.1～3に示す。Mo/Rh も Mo/Mo と同様の結果であった。

検出器への入射線量は、Target/Filter、被写体厚、管電圧の変化に関与せず、ほぼ一定の 60 μ Gy であった。

被写体への入射線量は被写体厚が厚いと多くなり、管電圧が高いと低くなった。管電圧 30kV、70mm 厚の Mo/Mo での被写体への入射線量は、検出器への入射線量の約 800 倍、Mo/Rh では 567 倍であった。

CNR は Target/Filter に関係なく、管電圧が高くなると低下し、また被写体厚が厚くなると低下した。

【考察】 AEC は検出器への入射線量を一定に保っていた。照射した X 線のうち、画像に寄与した X 線は

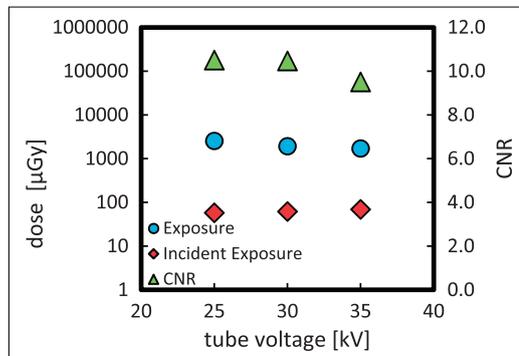


Fig.1 Mo/Mo 20mm厚の線量と CNR

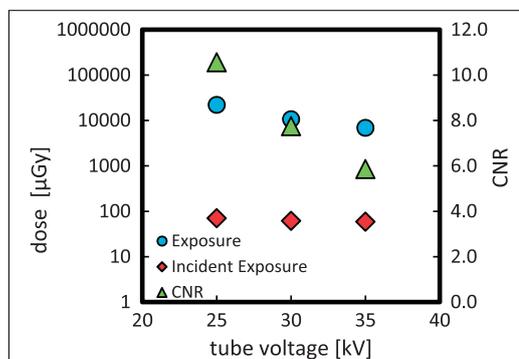


Fig.2 Mo/Mo 45mm厚の線量と CNR

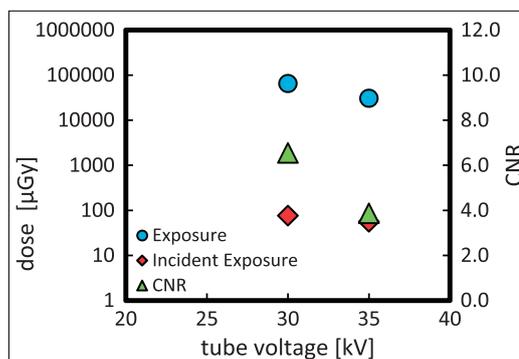


Fig.3 Mo/Mo 70mm厚の線量と CNR

Mo/Mo で 0.1%～3%、Mo/Rh で 0.2%～5% であった。Mo/Rh は Mo/Mo に比べて、照射した X 線が効率よく使用されていた。以上から、検出器に到達する X 線と被曝線量を考慮して撮影条件 (使用する Target/Filter) を選択すべきである。今回の実験からは 45mm の厚さでの CNR で差が小さく、Mo/Rh を使用する方が被曝低減に繋がると推測する。

【結語】 被写体厚が厚くなると CNR は低下する。画質を一定に保つために、AGD の許容の範囲内で照射線量を増加させるために、撮影条件 (AEC の条件) を変える必要があると考えられる。

○石井 美枝¹⁾、吉田 彰²⁾、石井 里枝³⁾、眞田 泰三⁴⁾、永見 晶子⁵⁾

1) 岐阜医療科学大学 保健科学部 放射線技術学科、2) 県立広島大学 大学院 総合学術研究科、
3) 徳島文理大学保健福祉学部 診療放射線学科、4) 岡山済生会総合病院 画像診断科、
5) 島根大学医学部附属病院 放射線部

【背景・目的】近年、デジタルマンモグラフィの画質指標として、CNRがよく使用されている。CRシステムを用いたCR-MMGでは、照射野内にX線強度の不均一性(トレンド)があり、CNR値への影響が懸念されている。トレンドの低減には、ROI sizeの縮小も有効と考えられる。今回、IECガイドラインによるCNR法において、ROI sizeの縮小によるCNR値への影響を検討したので報告する。

【使用機器】乳房撮影装置: alpha RT (INSTRUMENTARIUM)、CR system: FUJI PROTECT CS、IP: FUJI HR-BD、IEC phantom、Contrast 物質: Al: 99.9%

【方法】IECのCNR測定法に準拠した方法で得た linearized pixel value (各3枚)の160,000(400×400)点のデータを使用した。このデータを1/1、1/4、1/16、1/64、1/256にしたとき(ROI sizeの縮小)のCNRを算出した。ROI size 縮小時には、1、4、16、64、256個のROIのmean、SDを平均し、全データを使用した。ROIのピクセル値の分布をFig.1に、1/4分割例をFig.2に示す。

【結果】ROI sizeとCNRの関係をFig.3に、Contrast、Noiseの関係をFig.4に示す。ROI sizeの縮小に伴い、Noiseは減少し、CNRは増加した。AGDが約2mGyとなる線量(63 mAs)では、ガイドラインのROI sizeによるCNRに対し、ROI sizeを1/256にしたときには約8%増加した。

【考察】ROI内の低周波のトレンドをFig.2に示す。ROI sizeが大きいたときには、ROI内のSDに低周波のトレンドが含まれる。しかし、Fig.2のようにROIを分割すると、ROI内のトレンド成分が減少する。ROI sizeを縮小することにより、SDが小さくなるフィルタ効果が認められた。

【結語】ROI sizeの縮小により、ROI内の低周波のトレンド成分が除去され、SDの減少により、CNRは増加した。

【参考文献】

Alsager A. Young K.C. Oduko J.M. Impact of heel effect and ROI size on the determination of contrast-to-noise ratio for digital mammography systems. Proc. of SPIE Vol. 6913, 9134I, 2008

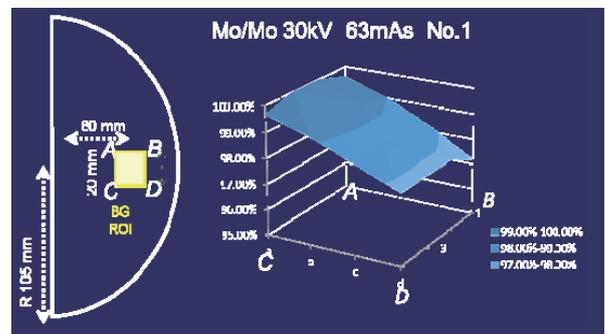


Fig.1 ROIとピクセル値の分布

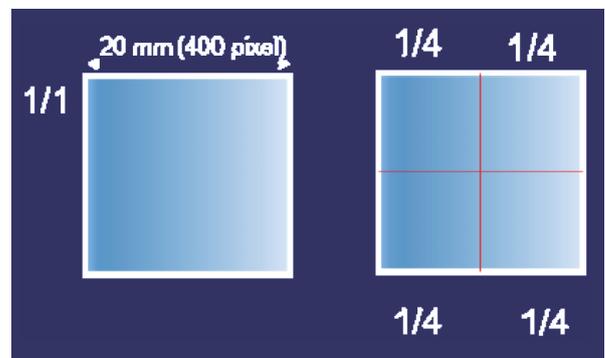


Fig.2 ROI内の分布とROI分割

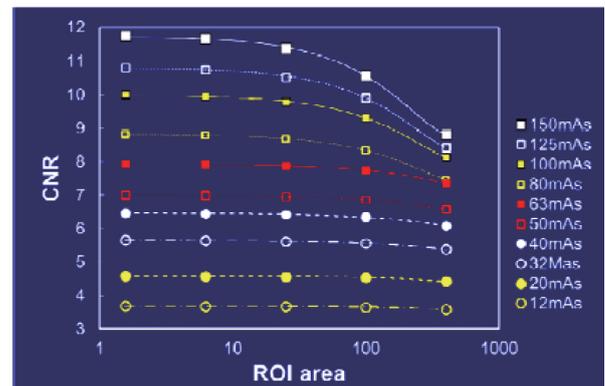


Fig.3 CNRとROIサイズ

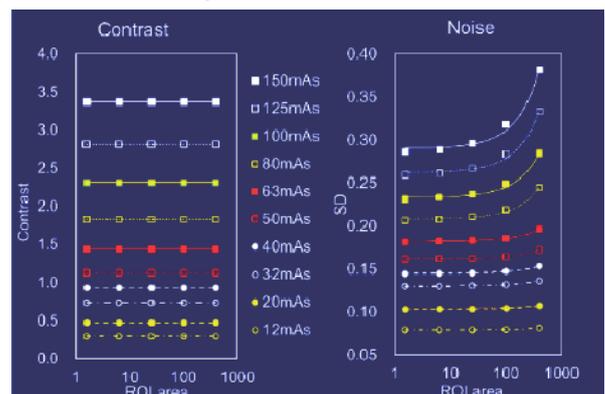


Fig.4 Contrast and Noise

○櫻川 加奈子、山田 健二、天野 雅史、多田 章久
徳島大学病院 診療支援部 診療放射線技術部門

【目的】当院で提供できる最も高品質で低線量なマンモグラフィ画像を得るための手法を検討する。

【方法】乳房撮影装置はシーメンス社製 MAMMO-MAT Novation^{DR}を使用した。実験に使用したファントムは日本乳がん検診精度管理中央機構製 DMQC ファントムで、内部には CNR (Contrast Noise Ratio) 評価用試料として厚さ 0.2mm、純度 99.5% の Al 板が含まれている。ファントムの撮影条件はターゲット/フィルタの組み合わせ (Mo/Mo、Mo/Rh)、管電圧 (26、28、30、32、34kV)、mAs 値 (16、32、63、125、250、400 (34kV のときのみ)、450 (32kV のときのみ)、500 (26、28、30kV のときのみ)) とし、各組み合わせの撮影条件において CNR を求める。CNR は DMQC ファントムの使用方法に準じて撮影・解析し求めた。

【結果】管電圧ごとに CNR と mAs の関係を求めた。一例として Mo/Mo での結果をグラフに示す (Fig)。

グラフより mAs 値が大きくなるにしたがって CNR は高くなることがわかった。Mo/Rh の場合も同様の傾向を示した。また各条件で最も高い CNR を得ることのできる mAs 値とその時の CNR をまとめる (Table.1)。

【考察】結果より、当院の撮影装置で出力可能な CNR を求めた。CNR は線量が増加するにつれて大きな値を示し続けた。しかし、臨床での使用を考慮した場合線量に制限をかける必要がある。IAEA の診断参考レベル「AGD が 3mGy を超えないこと」を参考とした場合の撮影条件で得られる CNR を最適条件として考察した。以下に AGD が 3mGy となる場合の撮影条件と、その際の表面入射線量、CNR を示す (Table.2)。

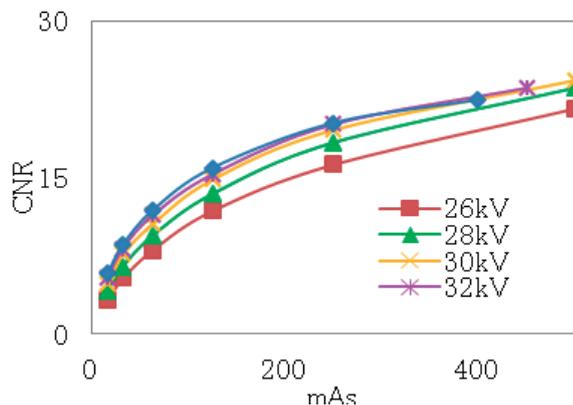


Fig Mo/Mo を使用した際の mAs と CNR の関係

Table.1 出力可能な最大線量と CNR

| | 管電圧 [kV] | mAs 値 | CNR |
|-------|----------|-------|------|
| Mo/Mo | 26 | 500 | 22.9 |
| | 28 | 500 | 25 |
| | 30 | 500 | 25.8 |
| | 32 | 450 | 24.6 |
| | 34 | 400 | 22.7 |
| Mo/Rh | 26 | 500 | 21.6 |
| | 28 | 500 | 23.5 |
| | 30 | 500 | 24.4 |
| | 32 | 450 | 23.6 |
| | 34 | 400 | 22.4 |

Table.2 AGD3mGy の撮影条件と表面入射線量と CNR との関係

| | 管電圧 [kV] | mAs 値 | 表面入射線量 [mGy] | CNR |
|-------|----------|-------|--------------|------|
| Mo/Mo | 26 | 164.8 | 17.6 | 12.9 |
| | 28 | 123 | 16.6 | 12.5 |
| | 30 | 94 | 15.6 | 11.9 |
| | 32 | 75.8 | 15.1 | 11.3 |
| | 34 | 61.9 | 14.5 | 10.5 |
| Mo/Rh | 26 | 185.3 | 14.3 | 13.4 |
| | 28 | 135.7 | 13.5 | 13.3 |
| | 30 | 103.8 | 13 | 12.8 |
| | 32 | 83.1 | 12.6 | 12.3 |
| | 34 | 69.6 | 12.5 | 11.8 |

どの管電圧であっても Mo/Rh の方が CNR は高く、表面入射線量が少ないため、Mo/Rh の方が撮影に適していると考察した。結果、最も表面入射線量が少ない Mo/Rh の 34kV が本検討に使用した PMMA 厚 40mm の撮影に最も適していると考えた。

【まとめ】今回提案した手法より PMMA 厚 40mm、AGD3mGy での適正撮影条件は Mo/Rh、34kV、69.6mAs であるとわかった。

○山田 健二、櫻川 加奈子、天野 雅史、多田 章久

徳島大学病院 診療支援部 診療放射線技術部門

【目的】平均乳腺線量 (AGD) を 3mGy とした場合の CNR (contrast noise ratio) と表面入射線量の関係より PMMA (polymethyl methacrylate) 厚 50、30 mm におけるマンモグラフィの適正撮影条件の検討を行う。

【使用機器】乳房撮影装置は、シーメンス旭メディテック株式会社製 MAMMOMAT Novation^{DR}、電位計・イオンチェンバは、Radcal 社製 Radiation Monitor model 9015・10X5-6M、CNR 測定用ファントムとして乳がん検診精度中央管理機構製 DMQC ファントム (CNR 評価試料 (厚さ 0.2 mm、Al 純度 99.5%))、解析ソフトは、DMQC ファントム付属画像データ解析ソフトと Microsoft 製 Excel2010 を使用した。

【方法】ファントムの撮影条件はターゲット/フィルタの組み合わせ (Mo/Mo、Mo/Rh)、管電圧 (26、28、30、32、34kV)、mAs は AGD が 3mGy となる線量を用いるために装置で設定可能な 3mGy を越える値と 3mGy を越えない値を使用した。CNR は DMQC ファントムの使用方法に準じて撮影・解析し求めた。PMMA 厚 50、30 mm は、ファントムの厚さ調整用 PMMA 板の枚数を調節し作成した。これらの結果より、AGD が 3mGy 時の CNR を近似式より算出した。またこの際の表面入射線量も同様に求めた。最適撮影条件は、CNR と表面入射線量より検討した。

【結果】各撮影条件において AGD 3mGy、PMMA 厚 50、30 mm の結果を Table.1 と Table.2 にまとめる。

【考察】結果より AGD 3mGy 一定とした場合、管電圧が低い撮影条件のほうが高い CNR を得ることができた。しかし表面入射線量は高い値を示した。今回の検討では、AGD が同じ 3mGy でも表面入射線量が高い撮影条件を用いる事は、入射面 (皮膚面) への部分的な被ばく増大に繋がっていると考え、表面入射線量が最も少ない撮影条件が適していると考えた。よって、PMMA 厚 50 mm では Mo/Rh、34kV、90.0 mAs また PMMA 厚 30 mm では Mo/Rh、34kV、52.2 mAs が AGD 3mGy の最適撮影条件であると考えた。また AGD を一定とした場合、Mo/Rh の組み合わせを選択し、なるべく高い管電圧の撮影条件を用いることで、表面入射線量が少なく CNR の良い画像を得る事ができると示唆された。

【まとめ】今回提案した手法により AGD が 3mGy の場合、表面入射線量が最小で CNR が大きい撮影条件は、PMMA 厚 50 mm では、Mo/Rh、34kV、90.0 mAs であり、PMMA 厚 30 mm では、Mo/Rh、34kV、52.2 mAs であると決定することができた。

Table.1 AGD 3mGy、PMMA 厚 50 mm での mAs、表面入射線量、CNR

| | 管電圧 (kV) | mAs | 表面入射線量 (mGy) | CNR |
|-------|----------|-------|--------------|------|
| Mo/Mo | 26 | 219.7 | 23.4 | 9.7 |
| | 28 | 162.2 | 21.9 | 9.4 |
| | 30 | 123.5 | 20.5 | 8.8 |
| | 32 | 99.1 | 19.7 | 8.4 |
| | 34 | 80.5 | 18.9 | 7.9 |
| Mo/Rh | 26 | 240.9 | 18.6 | 10.5 |
| | 28 | 176.3 | 17.6 | 10.4 |
| | 30 | 134.9 | 16.9 | 10.2 |
| | 32 | 107.8 | 16.3 | 9.7 |
| | 34 | 90.0 | 16.1 | 9.1 |

Table.2 AGD 3mGy、PMMA 厚 30 mm での mAs、表面入射線量、CNR

| | 管電圧 (kV) | mAs | 表面入射線量 (mGy) | CNR |
|-------|----------|-------|--------------|------|
| Mo/Mo | 26 | 118.9 | 11.9 | 16.9 |
| | 28 | 88.2 | 11.1 | 16.5 |
| | 30 | 68.7 | 10.7 | 15.9 |
| | 32 | 55.6 | 10.3 | 15.0 |
| | 34 | 45.8 | 10.0 | 14.1 |
| Mo/Rh | 26 | 136.6 | 9.8 | 16.8 |
| | 28 | 101.0 | 9.4 | 16.7 |
| | 30 | 77.5 | 9.0 | 16.3 |
| | 32 | 62.3 | 8.8 | 15.7 |
| | 34 | 52.2 | 8.7 | 15.1 |

○徳重 祥也、松田 英治、小野田 薫、柴田 成、富士 知美、石川 哲也、末森 慎治、
猪木 将義、小橋 秀樹、柳元 真一
川崎医科大学附属病院 中央放射線部

【目的】 Flat Panel Detector (FPD) 搭載型 AeroDR 長尺システム (AeroDR) は、既設の X 線発生装置を利用可能とする構成・撮影方式である。既設の CR 長尺システム (CR) は、X 線発生装置に起因する線量勾配の現象が明白であった。したがって、AeroDR へ更新した場合、CR と同様に線量勾配による画像への影響が懸念された。

【方法】

実験1：線量勾配の検証

分割撮影の FPD の移動位置に合わせて、各々の照射野の中心となる高さ A (陰極側)、B (中央)、C (陽極側) の各入射線量を測定した。撮影条件は管電圧 85kV、X 線管-FPD 間距離 (SFD) 240 cm 一定とし、mAs 値を 40, 60, 80 mAs と変化させた。

実験2：バーガーファントムによる視覚評価

実験1と同様、FPD の中心にバーガーファントムを配置し被写体として 20 cm 厚の MixDP を用いた。AeroDR は管電圧 85 kV、SFD 240 cm 一定とし、mAs 値を 20, 40, 60, 80 mAs と変化させた。CR の撮影条件は管電圧 85 kV、SFD 270 cm、80 mAs とした。観察者は診療放射線技師 6 名で、観察方法は自動画像処理後のファントム画像を 3M モニターで観察し、室内の照度は常に一定とした。試料を観察する距離や時間などの条件については、特に制約しなかった。評価は一般にいう「50% の確信度で見える」信号を回答した。

実験3：アルミステップ画像によるヒストグラム

FPD の中心にアルミステップ (11 段) を配置し管電圧 85 kV、FPD 240 cm 一定で、mAs 値を 20 mAs から 80 mAs まで 10 mAs ごとに変化させた。自動画像処理後のアルミステップ像から Image J によりヒストグラムを作成した。

【結果・考察】 実験1の結果、位置 B (中央) を基準とした場合、いずれの mAs 値においても C (陽極側) は B の約 1/2 の線量となり、著しい線量勾配の現象が認められた (Table 1)。これはヒール効果の影響のみでなく X 線撮影装置と AeroDR との幾何学的配置あるいは散乱線の影響などが要因と考えられた。CR では補償フィルターを適時使用することで、濃度の補正を行っていた。AeroDR の補正方法としては、各分割領域ごとに撮影条件を変える方法、あるいは撮影部位により X 線管の陰極側と陽極側を替える方法などが有用と考えられた。

実験2の結果、CR 画像を目安とした場合、AeroDR の識別能は 40, 60, 80 mAs で CR と同程度であった (Fig. 1)。すなわち、AeroDR は現在の CR の画質を担保しながら、CR で用いていた撮影条件の 1/2 の mAs 値で、CR と同程度の画像を得ることが可能であった。

実験3の結果、各 mAs 値において、ヒストグラムの形状に変化は見られなかった。したがって、40 mAs を撮影条件として用いても、CR と同程度の画像を提供できると考えられた。

Table 1 入射線量の測定

| mAs | 部位 | 線量 ($\mu\text{C}/\text{kg}$) | (%) |
|-----|----|--------------------------------|-------|
| 40 | A | 14.5 | 85.7 |
| | B | 16.9 | 100.0 |
| | C | 9.2 | 54.8 |
| 60 | A | 22.3 | 88.0 |
| | B | 25.4 | 100.0 |
| | C | 12.9 | 50.8 |
| 80 | A | 29.9 | 88.7 |
| | B | 33.7 | 100.0 |
| | C | 16.9 | 50.1 |

部位：A (陰極側) B (中央) C (陽極側)

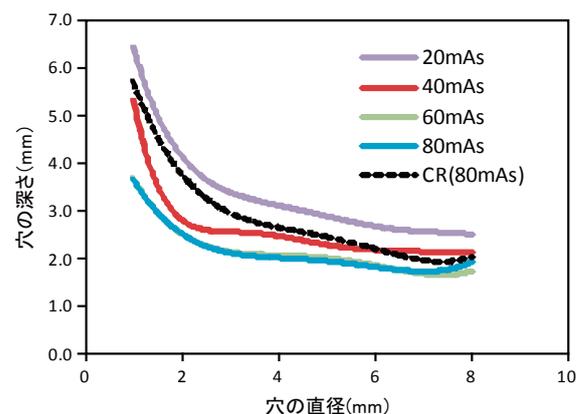


Fig. 1 Burger ファントムによる視覚評価

【まとめ】 AeroDR は、従来 CR で使用していた撮影条件の 1/2 の mAs 値で CR と同程度の画像を得ることが可能であった。また、線量勾配の影響で多少線量が少なくなったとしても、AeroDR は 40 mAs でも CR と同程度以上の視覚評価結果が得られたことから、線量勾配による臨床画像への影響は小さいと考えられた。

Hip-Spine Syndrom における全脊椎側面撮影の撮影条件の検討 ～撮影線量の低減にむけて～

○小野田 薫、松田 英治、小橋 秀樹、末森 慎治、黒住 晃、石川 哲也、徳重 祥也、柴田 成、柳元 真一

川崎医科大学附属病院 中央放射線部

【目的】 Hip-Spine Syndrom の診断には、躯幹の4部位(腰椎から骨盤の3方向、骨盤正面)および計測用として長尺による全脊椎側面撮影の画像を用いている。全脊椎側面撮影は、一般撮影領域で最も撮影線量を必要とする部位の一つである。今回、FPD 搭載型長尺撮影システム(長尺システム)の導入を機会に、計測用として必要な画像情報を取得するとともに、従来のCRシステムよりも撮影線量を低減するという観点から、長尺システムの撮影条件の見直しを行った。

【方法】

①人体ファントムによる視覚評価の検討：長尺システム前面に人体ファントムを全脊椎側面撮影方向に配置した。撮影条件は管電圧90kV、撮影距離240cmを一定とし、mAs値は20mAsから110mAsまで10mAs毎に変化させた。得られた画像を3Mモニターを用いて視覚評価(5段階)を行った。観察者はトレーニングを行った整形外科医師5名および診療放射線技師18名とした。

観察点は次の3箇所が認識できるか否かとした。

- 第7頸椎(C7)の中心
- 第1腰椎上縁(L1)と第5腰椎下縁(L5)
- 両股関節の中心

視覚評価は次の5項目で行った。

- 確認するのに十分すぎる(青)
- 確認するのに十分である(赤)
- 確認できる(緑)
- 確認できるが確認しづらい(紫)
- 確認できない

②アルミステップによるヒストグラムの作成：11段のアルミステップウェッジを管電圧90kV、撮影距離240cm、mAs値を20mAsから110mAsまで10mAsごとに変化させて撮影した。画像解析ソフト image Jを用いて、アルミステップウェッジ画像のヒストグラムを作成した。

③皮膚表面線量測定：実験の配置は①と同様とした。線量計のプロローブは第3腰椎の高さで人体ファントムの前面に固定した。撮影条件は管電圧90kV、撮影距離240cmを一定とし、mAs値は20mAsから110mAsまで10mAs毎に変化させた。次の計算式より皮膚表面線量を求めた。

$$\text{皮膚表面線量 [mGy]} = \text{測定値 [C} \cdot \text{kg}^{-1}] \times 35.7 [\text{Gy} \cdot \text{kg} \cdot \text{C}^{-1}]$$

【結果・考察】

①視覚評価の結果を Fig.1に示した。Hip-Spine Syndrom の診断に要する画像を担保するためには、40mAs以上の撮影条件が必要であった。しかし、臨床で使用するには、評価項目Eと回答されたmAs値は不可と考え、Eの回答が無であった50mAs以上を使用することが望ましいと考えられた。

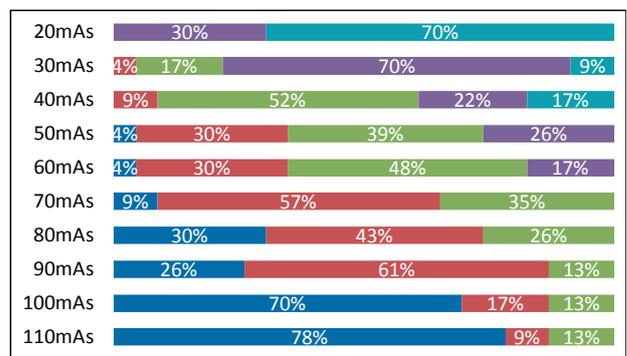


Fig.1 人体ファントムによる視覚評価

②アルミステップによるヒストグラムの検討では、mAs値を変化させると高濃度部にややシフトするが、形状に変化は見られなかった。

③皮膚表面線量を算出した結果、臨床で使用している撮影条件(80mAs)から今回、視覚評価によって得られた撮影条件(50mAs)に変更すると、皮膚表面線量は38%の低減となった(Fig.2)。

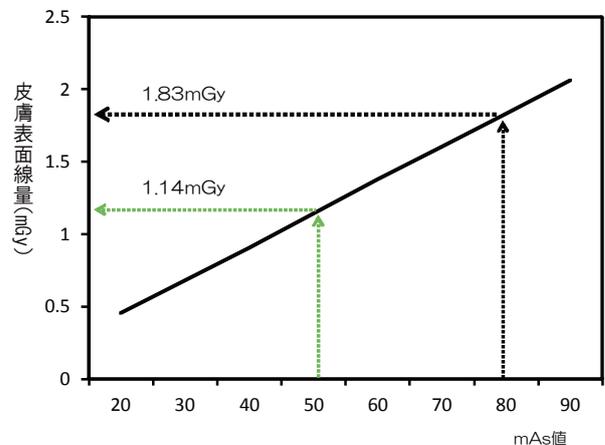


Fig.2 皮膚表面線量の測定

【まとめ】 今回、長尺システムの撮影条件の見直しを行った結果、皮膚表面線量の38%低減が可能となった。

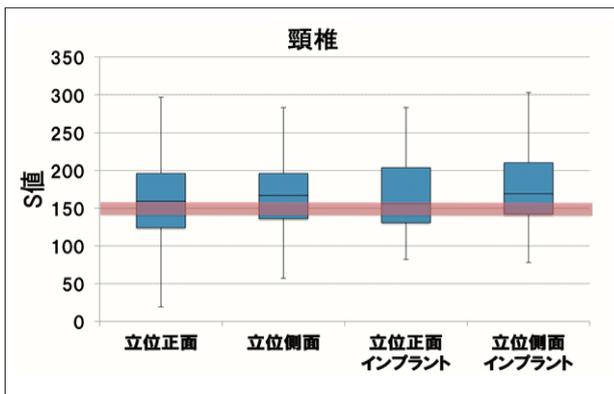
○谷地 政紀、澤田 峻、岩井 勇磨、瀧本 佳広、古用 太一、荒川 謙二、田頭 裕之
愛媛大学医学部附属病院 診療支援部 診療放射線技術部門

【背景】近年では、画像濃度の変動は装置のオートモードによって適正化されているのが現状である。それゆえ、撮影現場では患者の体厚・撮影部位・撮影体位などからプリセット条件をもとに撮影条件を調節している。

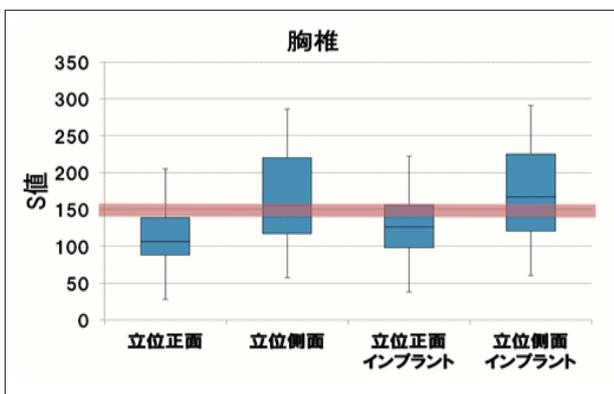
【目的】過去一年間の画像からレトロスペクティブに S 値による照射線量の検証を行い、今後の撮影条件の再考を含め検討する。

【方法】対象部位は頸椎・胸椎・腰椎・全脊椎とし、また、それらに対するインプラントの有無による S 値の変化を調べた。L 値は全脊椎を 3.0、その他脊椎を 1.8～2.0 に固定し、S 値 150 を適正基準として比較を行った。

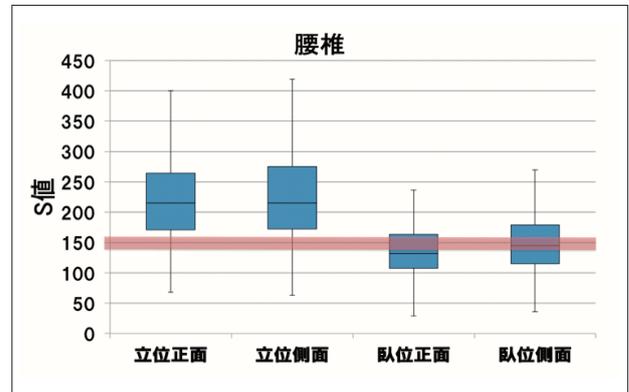
【結果】



頸椎は正面・側面・インプラントの有無に関わらずバラツキもほぼ一緒となり、基準値の 150 と中央値を比較しても大きな差はなかった。



胸椎では正面と側面を比べると正面の S 値が低く、基準値と比べても低い値となった。また、S 値のバラツキを見ると、正面より側面の方がばらついていた。



腰椎では立位に比べて臥位の S 値が低い傾向がみられ、また、インプラントの有無でも同じ傾向がみられた。

全脊椎はグラフには示していないが、正面・側面ともに基準値 150 を大きく上回るという結果となった。

【考察】頸椎はほぼ同じ撮影条件で撮影しても正面・側面の S 値に大きな差はなく、体厚による大きな変化はないことがわかった。

胸椎は肺野への考慮が足りない条件設定をしているため、S 値が低くなったと考えられた。

腰椎は臥位になることで体厚が薄くなる、あるいは撮影装置によるシステム感度の差があったため、臥位の S 値が低くなったと考えられた。

全脊椎では基準値より遥かに高い S 値となったが、全脊椎は骨梁などではなく、脊椎の形態を評価するため、多少高い値になっても支障はないと考えることができた。

【結語】S 値は、撮影部位・撮影者の経験や技術・被写体の体厚などによって大きく異なる。そのため、今後はそれらを考慮した上で、整形外科と相談し、撮影目的を考えながら撮影条件を変更していく必要がある。

○中嶋 剛、川本 欣幸、宇都宮 秀光
中国電力株式会社 中電病院 放射線科

【背景】 当院のめまい症状のルーチンとして施行されている内耳道トモシンセシス検査は、短時間で再撮影が少ないなど患者様にとって有益な検査である。一方、他フレーム撮影で、常に水晶体が撮像範囲内であることから被ばくの増加が懸念される。

【目的】 臨床応用に可能な撮像条件を考案し、従来条件と比較することで水晶体への被ばく低減を検討する。

【方法】 HR/Fast モードにて、1フレームあたりの撮像時間を、(①6.3②5.0③3.6④2.8⑤2.0⑥1.2ms)とした6つの条件に従来条件を加えて以下のファントム実験を行った。

1. 頭部ファントムを用いた放射線技師10名の正規化順位法による視覚評価(対象は内耳道および乳突洞とする)
2. 水等価ファントムを用いた線量測定
3. バーガーファントムを使用した Contrast to-noise ratio (CNR) の測定と figure of merit (FOM) の算出による物理評価

【結果】

1. 順位データを正規スコアに変換し解析を行った結果、①-②、②-③、⑤-⑥の画像間において有意差がなく(有意水準5%)、患者様の被ばくを考慮すると①-③間で画質に大差はなく、今回は③を新条件として採用した。
2. 方法1により採用した新条件における線量は、従来条件の約33%にであった。また、以前当院のルーチン検査であった顔面正面とシュラーの線量を合算したものよりも低いことがわかった(Fig.1)。
3. Fig.2に示すように低線量になるに従い当然ながらCNRは低下する結果となった。ただ線量効率を考慮したFOMの算出結果では従来条件より高値を示した(Fig.3)。

【まとめ】 視覚評価により導出された新条件は、線量測定において従来条件と比較し約33%の値となった。線量が少ない分、従来条件に比べCNRは低下したが、FOMの結果は良好であった。

【結語】 対象部位・目的を明確にすることにより、最低限の画質を担保しつつ被ばくの低減を達成することができる。

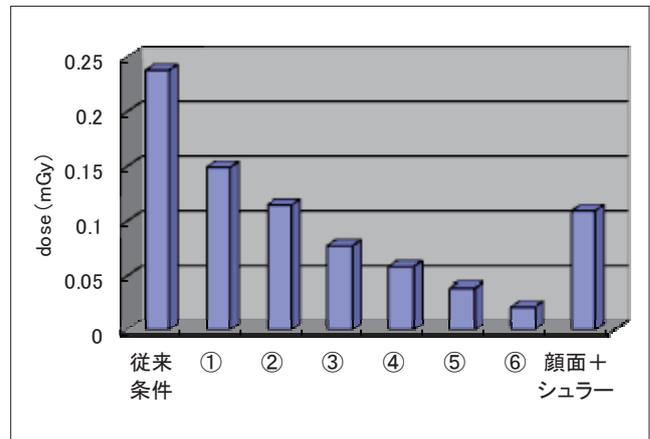


Fig.1 水等価ファントムにおける線量測定結果

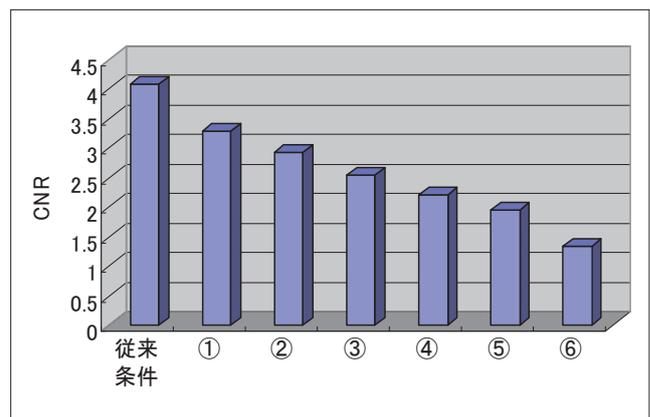


Fig.2 CNR 測定結果

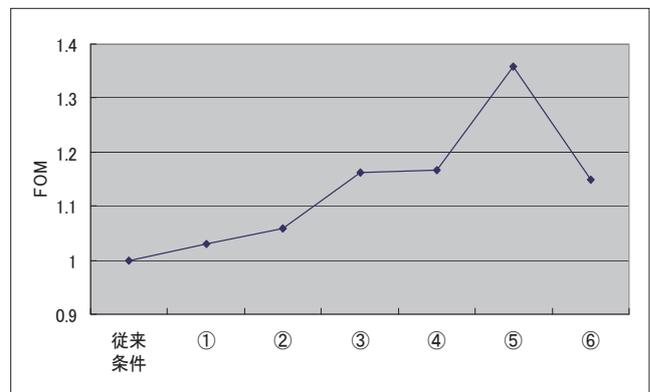


Fig.3 FOM 算出結果

【参考文献】

中前光弘：順位法を用いた視覚評価の信頼性について - 順序尺度の解析と正規化順位法による尺度構成法 - 日本放射線技術学会雑誌(2000)他

○村上 智洋¹⁾、宮田 真衣¹⁾、林 慎一郎¹⁾、小野 薫²⁾、藤本 幸恵²⁾、近藤 貴裕³⁾、
藤原 郁也⁴⁾、笛吹 修治¹⁾、富永 孝宏¹⁾

1) 広島国際大学保健医療学部診療放射線学科、2) 広島平和クリニック高精度がん放射線治療センター、
3) 広島和恒会ふたば病院、4) JA 尾道総合病院

【背景】近年、IMRT などの高精度放射線治療が行われてきており、マルチリーフコリメータなどの使用により、複雑な照射野が用いられ、ビーム強度や線量率も多様に変化しながら照射されている。このため、より高精度な QC・QA が求められている。また、放射線治療計画に用いられる三次元線量分布は複雑であるため三次元吸収線量分布を直接評価することができるポリマーゲル線量計は今後の品質管理や治療計画の精度向上に期待されている。

【目的】昨年までの実験結果から、試験管ファントムにより得られた校正曲線から評価される、異なるサイズのゲルファントムに対する吸収線量は過大評価される傾向があった。そこで作製したゲルをサイズの異なる容器に分け、容器サイズの違いにより同一線量照射した際、MRI の T_2 緩和速度 ($R_2 = 1/T_2$) にどのような影響が現れるか調べた。

【方法】まず、増感剤として $MgCl_2$ を含む一般的な PAGAT タイプのゲル¹⁾ を作製し、このゲルを 10 mL ガラス試験管 (ϕ 18mm)、110 mL ガラスバイアル (ϕ 40mm)、1000 mL アクリルキューブ ($10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$) それぞれに封入した。試験管ファントムとバイアルファントムは $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ のタフウォーターファントムに挿入し、アイソセンターを 5 cm 深として 6MV X 線を 2, 4, 6, 8, 10 Gy、400 MU/min で照射した。アクリルキューブファントムはアイソセンターを 5 cm 深として 4 Gy のみ 400 MU/min で照射した。照射されたゲルは 0.3T の MRI を用いて、マルチスピンエコー法にて撮像し、 T_2 緩和速度 (R_2) を求めた。

【結果】まず、容器のサイズの違いによる R_2 の差異を調べるため、それぞれの容器にゼラチン溶液を充填して測定した場合の R_2 の値を図 1 に示す。グラフの青色(左)が 10 本の試験管 (tube)、緑色(中央)は 7 本のバイアル (vial) を示しており、試験管とバイアルはそれぞれ容器の中心の R_2 値である。赤色(右)は 1 個のキューブ (cube) における中心断面内の任意の 9 点の R_2 値を示している。容器ごとの R_2 の値はある程度のばらつきはみられるがその差は比較的小さく、また、コイル内の位置による R_2 の変化も小さかった。

次に照射したゲルを MRI で撮像して求めた R_2 の容器別の線量 - R_2 応答を図 2 に示す。試験管に比べてバ

イアルでは 20% 程度の R_2 の増加が見られたが、バイアルとキューブの差はほとんどみられなかった。

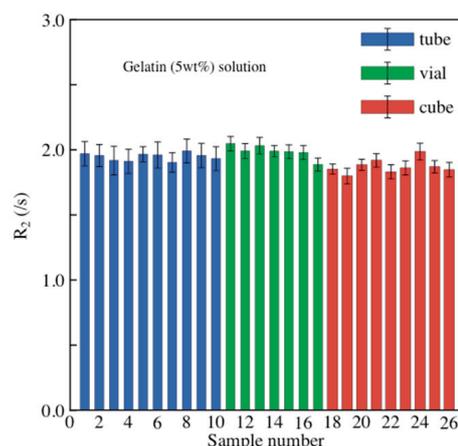


図 1 異なる容器における R_2 の差異

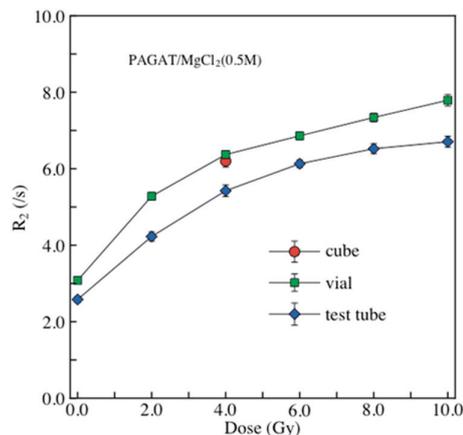


図 2 異なるサイズの容器に対する線量 - R_2 応答曲線

【結論】これまで試験管サイズの容器を主に使用していたため、試験管サイズを基準として考え、容器サイズが大きくなった場合の R_2 値は過大評価と考えられていた。しかし今回の実験結果より、定量的な線量評価には同じサイズの容器を用いるか、 ϕ 40 mm バイアル程度以上の容器サイズを用いることが望ましく、試験管サイズの R_2 値は逆に過小評価であるのではないかと考えられる。

【参考文献】

- 1) S.Hayashi et al., 2013, "Comparison of the influence of inorganic salts on the NMR dose sensitivity of polyacrylamide-based gel dosimeter" *J. Phys.: Conf. Ser.* **444** 012094 (4pp)

○松田 彩香¹⁾、井上 健太¹⁾、林 慎一郎¹⁾、小野 薫²⁾、藤本 幸恵²⁾、近藤 貴裕³⁾、
藤原 郁也⁴⁾、笛吹 修治¹⁾、富永 孝宏¹⁾

1) 広島国際大学保健医療学部診療放射線学科、2) 広島平和クリニック高精度がん放射線治療センター、
3) 広島和恒会ふたば病院、4) JA 尾道総合病院

【背景】近年、強度変調放射線治療 (IMRT) 等、高精度の放射線治療が行われてきている。IMRT 等では照射野の形状や線量の強度が複雑に変化するため、より高精度な検証が必要になる。通常、電離箱線量計やフィルムなどを用いて線量分布の評価が行われているが、複雑な線量分布を3次的に直接評価するために、ポリマーゲル線量計が注目を集めている。

【目的】今回の研究では、照射野サイズを変化させることで線量応答に対する照射野サイズの影響を調べた。電離箱線量計による測定では小さい照射野では線量を過小評価する傾向があることが知られているが、ポリマーゲル線量計ではどのように評価できるかを比較した。

【方法】ゲルは、増感剤として $MgCl_2$ を添加した PAGAT タイプのもの¹⁾ を作製し、直径 40 mm、容量 110 mL のガラスバイアルに入れ、 $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$ のタフウォーターファントムに挿入して 6MV X 線で照射した。まず、照射野サイズの影響を見るため、線量 (MU 値) を一定にし、照射野を 5×1 , $2, 3, 5 \text{ cm}^2$ と変化させて照射を行った。線量は、5 cm 深で 4Gy になるようにした。また、線量 - R_2 応答曲線を作成するために、照射野を $5 \times 5 \text{ cm}^2$ の一定にし、線量は 5 cm 深で 1, 2, 4, 6Gy とするよう照射した。電離箱線量計の測定では、ポリマーゲル線量計の測定と同じタフウォーターファントムを用いて照射した。

照射後、1.5T MRI を用いて 2 エコー ($TE_1 = 20$, $TE_2 = 250 \text{ ms}$) で撮像を行い、横緩和速度 ($R_2 = 1/T_2$) を求めた。

【結果と考察】照射されたバイアルの長軸方向の R_2 プロファイルを図 1 に示す。照射野の幅が小さくなるにつれてビームプロファイルの幅も狭くなっていることがわかる。

図 2 は、 $5 \times 5 \text{ cm}^2$ の照射野での応答曲線である。各プロファイルの中心における R_2 値と応答曲線をもとに、Output Factor (OPF) を求めたものを図 3 に示す。ここでは $5 \times 5 \text{ cm}^2$ を基準照射野とした。

図 3 より、照射野が 5×5 , $3, 2 \text{ cm}^2$ のときは電離箱線量計、ポリマーゲル線量計ともに照射野が小さくなるにつれて OPF は小さくなっているのがわかる。 $5 \times 1 \text{ cm}^2$ の時も同様の傾向を示しているが、電離箱線量計の OPF の値とポリマーゲル線量計の値に不一致が見られる。この理由として、未照射部との境界近傍で過

剰な反応が生じるエッジ効果の可能性が考えられるが、より詳細な考察は今後の検討課題である。

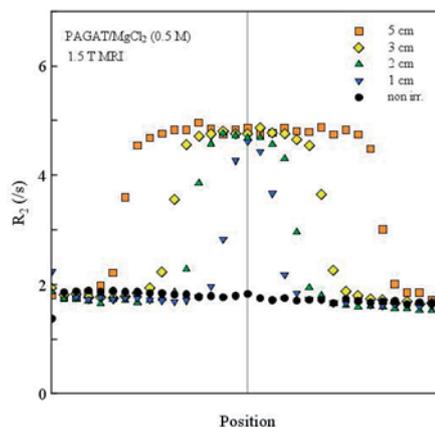


図 1 軸方向のビームプロファイル (R_2 分布)

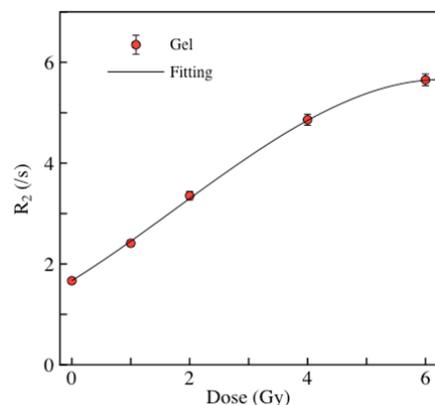


図 2 線量 - R_2 応答曲線

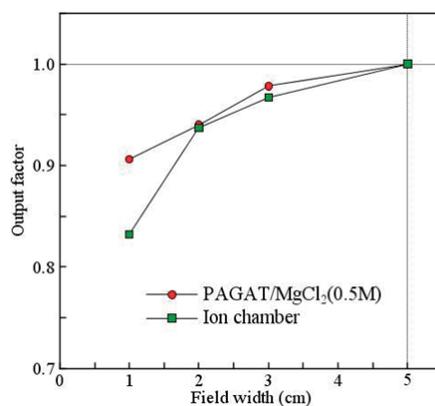


図 3 OPF

【参考文献】

- 1) S.Hayashi et al., 2013, "Comparison of the influence of inorganic salts on the NMR dose sensitivity of polyacrylamide-based gel dosimeter" *J. Phys.: Conf. Ser.* 444 012094 (4pp)

○藤本 幸恵¹⁾、小野 薫¹⁾、林 慎一郎²⁾、廣川 裕¹⁾、宮沢 正則³⁾

1) 広島平和クリニック 高精度がん放射線治療センター

2) 広島国際大学保健医療学部診療放射線学科

3) アールテック有限会社

【背景】ポリマーゲル線量計は、放射線照射によるビニルモノマーのラジカル重合反応を利用した化学線量計であることから IMRT 線量検証において三次元線量分布を直接計測できるため、その有効性が期待されている。

【目的】IMRT 線量検証におけるポリマーゲル線量計の有効性を検討するために、基礎特性である線量率と積算照射の影響を調べることである。

【方法】ポリマーゲル線量計は、Fig.1に示す自作のMAGATゲルと増感剤を添加したPAGAT/MgCl₂ゲルを使用した¹⁾。Fig.2に示すように、水等価キュービクファントムに直径4cm、110mLのゲルファントムを挿入して、当院の直線加速器 Novalis Tx (Varian/BrainLAB) を使用し、6MVのX線を5cm×5cm²照射野で照射した。まず線量校正曲線を作成するため、ゲルファントムに1から6Gy照射した。次に線量率の影響を調べるため、2Gyを100から600MU/minに変化させて照射し、最後に積算照射の影響を調べるために、2Gyを1、2、4、8回に分割して、それぞれ1分間隔で照射した。線量評価にはMRI装置SIGNA Excite HD 1.5T (GE Healthcare) によりT₂緩和速度(R₂ = 1/T₂)を求めた。得られたT₂画像から、Image Jを用いてR₂ map (Fig.3)を求め、解析を行った。MRIの撮像条件はマルチスピンエコー法でMAGATゲルはTE1:20ms、TE2:100ms、PAGAT/MgCl₂ゲルはTE1:20ms、TE2:250msに設定した。



Fig.1 Polymer gel.



Fig.2 Water-equivalent phantom.

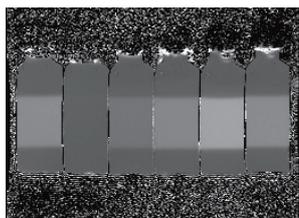


Fig.3 Rmap.



Fig.4 Gel samples irradiated with X ray and a non-irradiated sample.

【結果】Fig.4に照射後のゲルの画像を示す。Fig.5は線量校正曲線の結果で、横軸は線量、縦軸はR₂を示す。黒丸はMAGATゲル、白丸はPAGAT/MgCl₂ゲル

で両者とも線量とR₂には相関があることがわかる。通常、標準のPAGATゲルとMAGATゲルでは感度差は約20倍あるが、今回作製した増感剤を添加したPAGAT/MgCl₂ゲルとMAGATゲルでは感度差は約5倍まで改善されている。このように我々の研究グループではPAGATゲルの良い線量応答特性を損なうことなく線量感度の改良に成功している^{1,2)}。Fig.6は線量率の影響の結果で、横軸が線量率、縦軸が400MU/minを基準としたR₂の相対値を示す。PAGAT/MgCl₂に対してMAGATゲルは低線量率でR₂の顕著な増加が見られた。Fig.7は積算照射の影響の結果で、横軸が分割回数、縦軸が1回照射を基準としたR₂の相対値を示す。MAGATゲルは分割回数に依存してR₂の顕著な増加を認めたが、PAGAT/MgCl₂ゲルでは顕著な増加は認めなかった。以上のことから、PAGATゲルは感度は低いものの、照射条件に対する安定性が高いことが分かった。

【結語】MAGATゲルは線量率と積算照射の影響を顕著に認めたが、増感剤を添加したPAGAT/MgCl₂ゲルはその影響が小さくIMRTの線量分布評価において有効と考えられる。

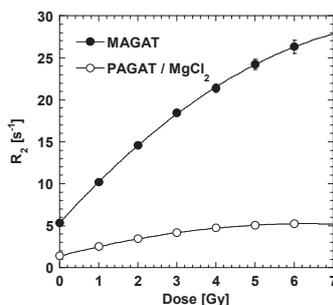


Fig.5 Dose response (R₂).

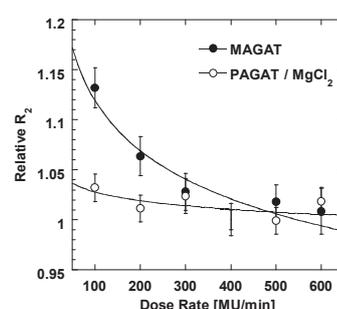


Fig.6 Relative R₂ response for dose rates.

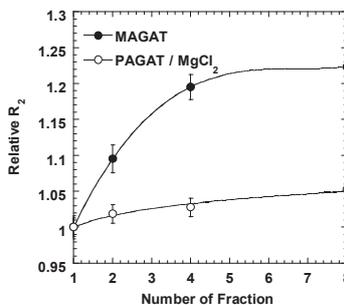


Fig.7 Relative R₂ response for Number of fraction.

【参考文献】

- 1) S.Hayashi et al, J. Phys.: Conf. Ser. **444** 012094 (2013)
- 2) S.Hayashi et al, Radiat.Phys.Chem. **79** 803-808 (2010)

○湯浅 勇紀¹⁾、川村 慎二¹⁾、椎木 健裕²⁾、上原 拓也¹⁾、小池 正紘¹⁾、神崎 竜二¹⁾、
澁谷 景子²⁾

1) 山口大学医学部附属病院 放射線部

2) 山口大学大学院 医学系研究科 放射線治療学分野

【Introduction】 Radiochromic film has been used to verify the dose distribution verification in radiation therapy. In quality assurance (QA) for intensity-modulated radiation therapy (IMRT), the film was inserted to the phantom with axial, sagittal and coronal directions. In our institution, GAFCHROMIC[®] EBT3 (EBT3) was used in QA for IMRT. In QA, there were differences of gamma pass rates between axial and sagittal direction. The purpose of this study was to evaluate the direction dependence of EBT3 with some fundamental experiments.

【Methods and materials】 In this study, EBT3 (product number A03181301, IPS) was used. Films were inserted into water equivalent phantom (RT3000-New, R-tech). The phantom was set with source-axis distance (SAD) of 100 cm. Irradiation was performed with 10MV photon beam of field size $8 \times 8 \text{ cm}^2$ from Linac (MHCL 20DP, Mitsubishi Electronics). Irradiation dose was 200 MU and dose rate was 300 MU/min, respectively (fig.1 (a)). Pixel values of EBT3 were measured using flat-bed scanner (ES-10000G, EPSON). First, films were positioned perpendicular to the beam axis. Those were inserted into the phantom at the distance of 2.5 to 16.5 cm from the phantom surface (Fig.1 (b)). Film positions were 16 points, and films were irradiated at each distance. Percent depth dose (PDD) and off-center ratio (OCR) were measured by each film. Second, film was positioned along the beam axis. The phantom was irradiated in the same conditions (Fig.1 (c)). The PDD and the OCR at each distance were calculated from irradiated film. Finally, absolute dose was measured at the distance of 3.5 to 13.0 cm from the phantom surface using

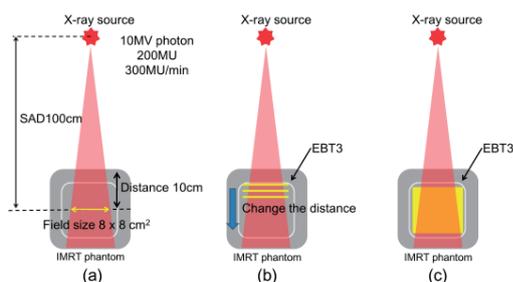


Fig.1 (a) Experimental setup
(b) EBT3 positioned perpendicular to the beam axis
(c) EBT3 positioned along the beam axis

chamber. The PDDs and the OCRs obtained from the each film were compared.

【Results】 Figure 2 shows the PDDs in the direction perpendicular to the beam axis and along the beam axis. The relative dose differences between two PDD curves were increased with the increasing distance from the phantom surface. At the distance of 12.9 cm from the phantom surface, the difference was 7.5 %. The OCR curves of each direction were almost same in total dose region at 10 cm from the phantom regardless of the film direction (Fig.3 (a)). In the case of 12.9 cm distance, OCR positioned along the beam axis was slightly higher than OCR positioned perpendicular to the beam axis in low dose region (under 20 %) (Fig.3 (b)).

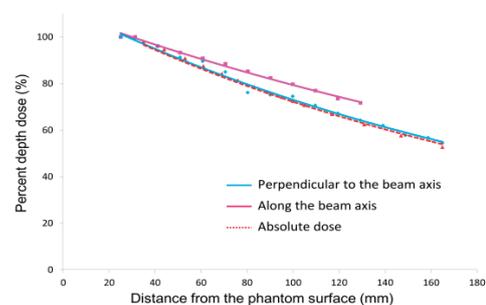


Fig.2 PDD in each direction of the films

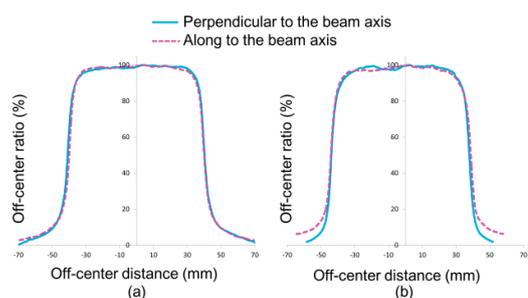


Fig.3 OCRs at each distance from phantom surface
(a) OCR at depth of 10 cm.
(b) OCR at the distance of 12.9 cm

【Conclusion】 In this study, we evaluated the direction dependence of EBT3 with some fundamental experiments. The PDDs and OCRs showed difference results in the direction. The film direction affected to PDDs and OCRs. From here onwards, we suggested that EBT3 has the direction dependence. In QA for IMRT, considering the effect of the direction dependence, we should avoid the use of EBT3 positioned along the beam axis.

フィルム線量分布検証における MLC を利用した 基準マークによる線量分布位置合わせ手法に関する検討

○中山 真一¹⁾、溝手 里花¹⁾、大西 佑一¹⁾、門前 一²⁾¹⁾、金重 総一郎¹⁾

1) 社会医療法人 鴻仁会 岡山中央病院

2) 京都大学大学院医学研究科 放射線腫瘍学・画像応用治療学

【背景】 線量分布検証において、フィルムは多次元検出器と比べて高い空間分解能を有する一方で、治療計画装置 (RTPS) の分布との重ね合わせ時に QA 担当者の主観性に委ねられ、解析結果にばらつきが生じる。

【目的】 本検討ではフィルム検証における客観性の向上を目的として、MLC を用いてアイソセンタを示す基準マークを照射し、RTPS との分布の重ね合わせに利用する方法を考案、その精度を検証する。

【方法】 使用装置は Vero4DRT (MHI)。ラジオクロミックフィルムは EBT3 (ISP)、検証用ファントムは RT-3000-New (R-Tech) を用いる。解析ソフトウェアは DD-System (R-Tech) を用いる。

MLC によるマーキング手法：Film 検証の直前もしくは直後に、Coronal 面はガントリ 0°、Sagittal 面は 90° から、1mm 程度のスリット状の照射 (500MU) を行う。

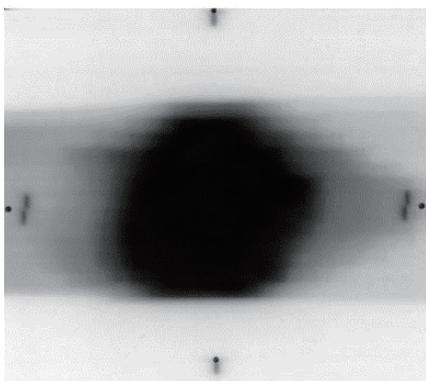


Fig.1 MLC マーキング照射を実施したフィルム

検証1： マーキング照射時の MLC 透過線量による Film への影響を確認する。ファーマ型電離箱 PTW 30013-Farmer (PTW) と EBT3 を用いて、MLC 全閉時とマーキング照射時の透過線量を比較する。

検証2： 前立腺 IMRT テストプラン (6症例) を対象とし、EBT3 を用いて Sagittal 面について全門検証を行った。ガンマ解析を同一フィルムに対して5回繰り返し行い、Pass 率の比較を行った。フィルム位置合わせの比較対象として、本法 (MLC IC) の他、ファントムに施したピン加工による基準マークを用いる手法 (Phantom IC)、等線量曲線を基に任意の位置に合わせる手法 (Manual) を用いる。

【結果・考察】 MLC 全閉時とマーキング照射時の透過線量の差異は 0.02% であった。500MU のマーキング照射による MLC 透過線量によるかぶりの影響は、電離箱・フィルムともに 0.2% 程度であった。フィルムスキャン時の読み取り誤差の影響に埋もれるほどであり、解析結果からも Inter-/Intra-leaf transmission の影響は確認できなかった。

位置合わせに用いる3方法の間で Pass 率の平均値に 1~2% の差異がみられる。

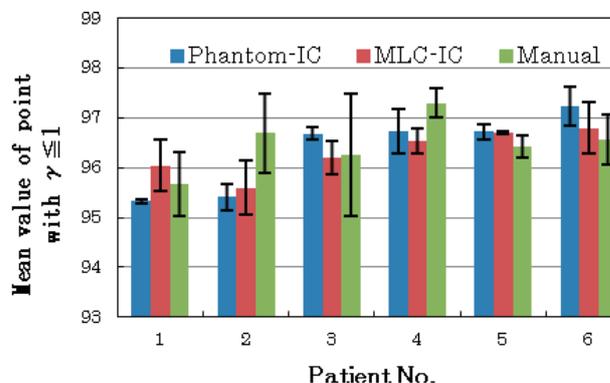


Fig.2 ガンマ解析結果 (2mm/3%, ≥40%Dose)

Vero4DRT の MLC はリーフ高が 11 cm であり、MLC 透過線量の影響が非常に小さい。

Phantom IC 法では、レーザーの示す IC が基準となるが、レーザーの日々の QC 状況や QA 担当者のセットアップの影響を払しょくすることはできない。

MLC IC 法を用いることで、MLC のマーキングを行う一方向からではあるが、照射系中心を示すことが可能であり、レーザーのずれやファントムのセットアップの影響を回避することが可能である。また、特殊な QA 機器を必要とせず、他社製リニアックでも簡易に実施できる可能性がある。

【結論】 MLC を用いたマーキングは、特殊な加工ファントムを必要としない簡便かつ実施可能な手法である。

○北岡 幹教¹⁾、佐々木 幹治²⁾、二宮 樹里¹⁾、中村 譲¹⁾

1) 社会医療法人財団大樹会 総合病院 回生病院
2) 徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門

【目的】 DMLC-IMRT 及び VMAT において、Novalis Tx に搭載している HD120MLC 2.5 mm リーフと Clinac iX に搭載している M120MLC 5mm リーフとのリーフ幅の違いが、治療計画に及ぼす影響について比較検討したので報告する。

【使用機器】

- Novalis Tx (HD120MLC) (BrainLAB、Varian 社製)
- Clinac iX (M120MLC) (Varian 社製)
- Eclipse Ver.8.9.17 (Varian 社製)
- Eclipse Ver.10 (Varian 社製)

【方法】 本研究は、AAPM の TG119 IMRT Commissioning Tests 用ファントムを用いて、目標となる線量制約を満たすことが可能であるか比較検討を行った。さらに、DVH での評価も合わせて行った。目標となる線量制約を Fig.1、プラン条件を Fig.2 に示す。

| Multi Target | | Mock Head/Neck | |
|-----------------|--|----------------|--|
| Central Target | D ₉₅ >50.0 D ₁₀ <53.0 | PTV | D ₉₅ >50.0 D ₂₀ <55.0 |
| Superior Target | D ₉₅ >25.0 D ₁₀ <35.0 | Cord maximum | <40 |
| Inferior Target | D ₉₅ >12.5 D ₁₀ <25.0 | Right Parotid | D ₅₀ <20.0 |
| | | Left Parotid | D ₅₀ <20.0 |

| Mock Prostate | | C-Shape | |
|---------------|--|---------|--|
| Prostate | D ₉₅ >75.6 D ₅ <83.0 | PTV | D ₉₅ >50.0 D ₁₀ <55.0 |
| Rectum | D ₃₀ <70.0 D ₁₀ <75.0 | Core | D ₅ <10.0 |
| Bladder | D ₃₀ <70.0 D ₁₀ <75.0 | | |

Fig.1

| | DMLC-IMRT | VMAT |
|---------|---|---------------------------------|
| エネルギー | 6X | 6X |
| 線量率 | 300cGy/min | 600cGy/min |
| 照射門数 | 3,5,7,9門 | 1,2Arc |
| ガントリ角度 | 3門 (0°, 120°, 240°) | 2Arc CW181° ~179°, CW179° ~181° |
| | 5門 (0°, 72°, 144°, 216°, 288°) | 1Arc 181° ~179° |
| | 7門 (0°, 50°, 100°, 150°, 210°, 260°, 310°) | |
| | 9門 (0°, 40°, 80°, 120°, 160°, 200°, 240°, 280°, 320°) | |
| コリメータ角度 | All 0° | All 45°, 315° |

Fig.2

【結果】 HD120 の計画結果を Fig.3、M120 の計画結果を Fig.4 に示す。また、2種類の MLC による計画の結果、DVH に違いが認められなかったもの (Fig.5)、違いが認められたもの (Fig.6) を参考として示す。

結果: 線量制約 (HD120MLC)

| Multi Target | | | | Mock Prostate | | | |
|---------------------------------|----------------|-----------|-----------|--------------------------|----------------|-----------|-----------|
| | Plan goal (Gy) | IMRT (Gy) | VMAT (Gy) | | Plan goal (Gy) | IMRT (Gy) | VMAT (Gy) |
| Central Target D ₉₅ | >50.0 | 50.00 | 50.00 | Prostate D ₉₅ | >75.6 | 77.83 | 76.34 |
| Central Target D ₁₀ | <53.0 | 53.20 | 52.68 | Prostate D ₅ | <83.0 | 80.74 | 79.04 |
| Superior Target D ₉₅ | >25.0 | 27.13 | 26.63 | Rectum D ₃₀ | <70.0 | 43.74 | 42.80 |
| Superior Target D ₁₀ | <35.0 | 30.90 | 31.27 | Rectum D ₁₀ | <75.0 | 72.47 | 71.60 |
| Inferior Target D ₉₅ | >12.5 | 14.13 | 15.29 | Bladder D ₃₀ | <70.0 | 38.11 | 35.13 |
| Inferior Target D ₁₀ | <25.0 | 18.84 | 18.73 | Bladder D ₁₀ | <75.0 | 59.43 | 57.87 |

| Mock Head/Neck | | | | C-Shape | | | |
|-------------------------------|----------------|-----------|-----------|---------------------|----------------|-----------|-----------|
| | Plan goal (Gy) | IMRT (Gy) | VMAT (Gy) | | Plan goal (Gy) | IMRT (Gy) | VMAT (Gy) |
| PTV D ₉₅ | 50.0 | 50.00 | 50.00 | PTV D ₉₅ | 50.0 | 50.87 | 50.07 |
| PTV D ₂₀ | >46.5 | 47.03 | 47.88 | PTV D ₁₀ | <55.0 | 56.36 | 57.23 |
| PTV D ₅ | <55.0 | 52.48 | 52.28 | Core D ₅ | <10.0 | 12.97 | 15.38 |
| Cord maximum | <40.0 | 36.70 | 32.07 | | | | |
| Left parotid D ₅₀ | <20.0 | 18.08 | 18.74 | | | | |
| Right parotid D ₅₀ | <20.0 | 17.38 | 17.35 | | | | |

Fig.3

結果: 線量制約 (M120MLC)

| Multi Target | | | | Mock Prostate | | | |
|---------------------------------|----------------|-----------|-----------|--------------------------|----------------|-----------|-----------|
| | Plan goal (Gy) | IMRT (Gy) | VMAT (Gy) | | Plan goal (Gy) | IMRT (Gy) | VMAT (Gy) |
| Central Target D ₉₅ | >50.0 | 50.01 | 50.00 | Prostate D ₉₅ | >75.6 | 77.46 | 76.66 |
| Central Target D ₁₀ | <53.0 | 54.14 | 53.48 | Prostate D ₅ | <83.0 | 79.70 | 80.16 |
| Superior Target D ₉₅ | >25.0 | 25.75 | 25.62 | Rectum D ₃₀ | <70.0 | 44.46 | 45.36 |
| Superior Target D ₁₀ | <35.0 | 32.46 | 32.54 | Rectum D ₁₀ | <75.0 | 72.79 | 72.36 |
| Inferior Target D ₉₅ | >12.5 | 14.98 | 16.10 | Bladder D ₃₀ | <70.0 | 37.45 | 32.18 |
| Inferior Target D ₁₀ | <25.0 | 19.14 | 19.60 | Bladder D ₁₀ | <75.0 | 58.28 | 52.19 |

| Mock Head/Neck | | | | C-Shape | | | |
|-------------------------------|----------------|-----------|-----------|---------------------|----------------|-----------|-----------|
| | Plan goal (Gy) | IMRT (Gy) | VMAT (Gy) | | Plan goal (Gy) | IMRT (Gy) | VMAT (Gy) |
| PTV D ₉₅ | 50.0 | 50.00 | 50.00 | PTV D ₉₅ | 50.0 | 50.41 | 50.56 |
| PTV D ₂₀ | >46.5 | 47.55 | 47.80 | PTV D ₁₀ | <55.0 | 56.21 | 56.70 |
| PTV D ₅ | <55.0 | 52.28 | 51.86 | Core D ₅ | <10.0 | 14.22 | 16.82 |
| Cord maximum | <40.0 | 35.80 | 31.84 | | | | |
| Left parotid D ₅₀ | <20.0 | 18.41 | 19.59 | | | | |
| Right parotid D ₅₀ | <20.0 | 17.61 | 18.12 | | | | |

Fig.4

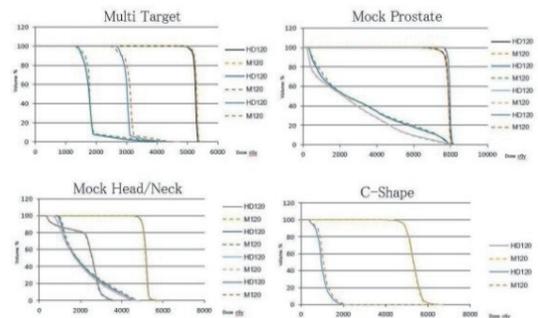


Fig.5

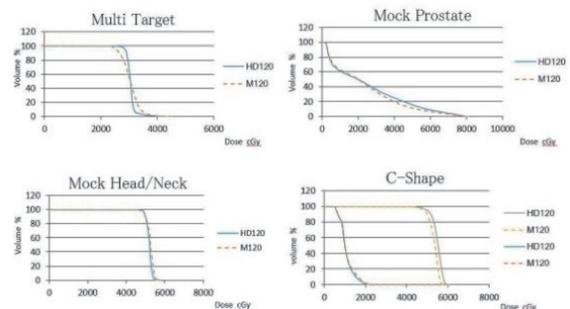


Fig.6

【結論】 本研究から MLC リーフ幅の違いによる治療計画結果に有意な差は認められなかった。しかし、照射門数およびアーク数の違いにより、若干ではあるが、DVH 形状に影響するストラクチャーが認められた。

○北岡 幹教¹⁾、佐々木 幹治²⁾、二宮 樹里¹⁾、中村 譲¹⁾

1) 社会医療法人財団大樹会 総合病院 回生病院

2) 徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門

【目的】 TG119-IMRT Commissioning Tests 用ファントムの4つのファントム (Multi Target、Mock Prostate、Mock Head/Neck、C-Shape) を用いて、Novalis Tx (HD120 MLC 2.5 mm リーフ幅) と Clinac iX (M120 MLC 5mm リーフ幅) による治療計画を行ったプランに対して MLC の違いが線量検証に及ぼす影響について比較検討したので報告する。

【使用機器】

- Novalis Tx (BrainLAB, Varian 社製)
- Clinac iX (Varian 社製)
- Eclipse Ver.8.9.17 (Varian 社製)
- Eclipse Ver.10 (Varian 社製)
- ファーマ型 CC01 (IBA)、I'mRT ファントム (IBA)、GafchromicFilm EBT3 (IBA)

【方法】 DMLC-IMRT, VMAT 検証に対して行ったのは次の2項目である。

- ピンポイント線量計による絶対線量検証。
- GafchromicFilm EBT3による相対線量検証。

ピンポイント線量計による絶対線量検証の計測ポイントを下記に示す。Multi Target を Fig.1、Mock Prostate を Fig.2、Mock Head/Neck を Fig.3、C-Shape を Fig.4 である。

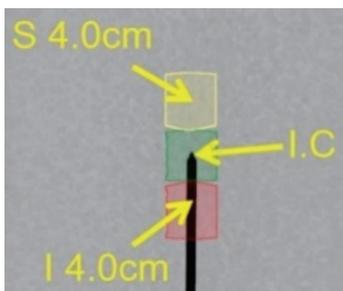


Fig.1

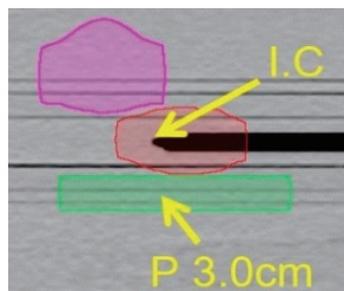


Fig.2

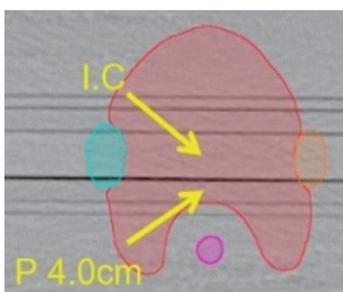


Fig.3

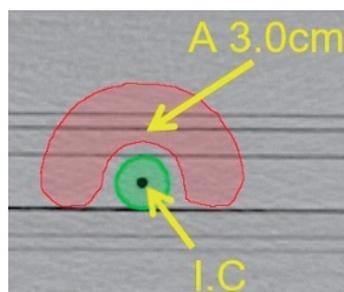


Fig.4

GafchromicFilm EBT3による相対線量検証は、検証ファントム I'mRT ファントムに GafchromicFilm EBT3 を IC を通る Coronal 面、Sagittal 面に設置し HD120MLC, M120MLC の双方で治療計画したプランを照射し、フィルム解析ソフトで解析した。

【結果】 ピンポイント線量計による絶対線量検証の結果を Fig.5 示す。

結果:ピンポイント線量計による絶対線量検証

| HD120 MLC | | | | M120 MLC | | | |
|---------------|---------------|--------|--------|---------------|---------------|--------|--------|
| Test Pattern | Location | IMRT | VMAT | Test Pattern | Location | IMRT | VMAT |
| Multi target | Isocenter | 0.18% | -1.19% | Multi target | Isocenter | 0.57% | -0.83% |
| | 4cm superior | 0.56% | -2.31% | | 4cm superior | 0.20% | -2.08% |
| | 4cm inferior | 1.72% | 0.78% | | 4cm inferior | 0.29% | -1.98% |
| Prostate | Isocenter | 0.25% | -0.25% | Prostate | Isocenter | -0.44% | 0.64% |
| | 3cm posterior | -0.99% | -2.59% | | 3cm posterior | -2.92% | -1.44% |
| | Isocenter | -0.42% | 0.41% | | Isocenter | 1.01% | 0.52% |
| Head and neck | 4cm posterior | 0.61% | -2.89% | Head and neck | 4cm posterior | -2.75% | -2.34% |
| | Isocenter | 0.67% | -1.16% | | Isocenter | -0.02% | 0.32% |
| C-shape | Isocenter | 0.67% | -1.16% | C-shape | Isocenter | -0.02% | 0.32% |
| | 3cm anterior | -1.97% | -2.24% | | 3cm anterior | 1.03% | 2.59% |

Fig.5

GafchromicFilm EBT3 を用い相対線量検証を Fig.6、Fig.7 に示す。

結果: GafchromicFilm EBT3 を用いた相対線量検証

| HD120 MLC Cor | | | M120 MLC Cor | | |
|----------------|-----------------------------|-------|----------------|-----------------------------|-------|
| Test pattern | $\gamma < 1$ 3mm/3% Th:30 | Th:30 | Test pattern | $\gamma < 1$ 3mm/3% Th:30 | Th:30 |
| Multi Target | 96.82 | 96.96 | Multi Target | 95.19 | 97.15 |
| Mock Prostate | 95.37 | 97.49 | Mock Prostate | 94.41 | 96.93 |
| Mock Head/Neck | 97.54 | 96.13 | Mock Head/Neck | 96.05 | 96.5 |
| C-Shape | 95.43 | 97.13 | C-Shape | 93.14 | 96.51 |
| Average | 96.29 | 96.93 | Average | 94.70 | 96.77 |

Fig.6

結果: GafchromicFilm EBT3 を用いた相対線量検証

| HD120 MLC Sag | | | M120 MLC Sag | | |
|----------------|-----------------------------|-------|----------------|-----------------------------|-------|
| Test pattern | $\gamma < 1$ 3mm/3% Th:30 | Th:30 | Test pattern | $\gamma < 1$ 3mm/3% Th:30 | Th:30 |
| Multi Target | 95.71 | 97.09 | Multi Target | 95.19 | 97.73 |
| Mock Prostate | 97.62 | 97.29 | Mock Prostate | 94.72 | 96.67 |
| Mock Head/Neck | 95.85 | 96.19 | Mock Head/Neck | 95.16 | 96.47 |
| C-Shape | 95.02 | 95.32 | C-Shape | 96.34 | 94.18 |
| Average | 96.05 | 96.47 | Average | 95.35 | 96.26 |

Fig.7

【結論】 MLC の違い (HD120MLC 2.5 mm リーフ幅と M120MLC 5mm リーフ幅) によるプランに対して、線量検証に有意な差は認められなかった。

○山下 大輔、平田 祐希、園田 泰章、中桐 正人、則包 真希、花田 善治郎、近藤 和人、
山田 誠一、清川 文秋
倉敷中央病院

【背景・目的】肺がんに対する定位放射線治療では、呼吸管理を行うことで、正常組織へのリスクを減らすことができ、線量分布を改善できることが知られている。この呼吸管理を行った照射方法の一つに迎撃法が挙げられる。これは腹壁などの動きの信号から、設定した呼吸相においてのみ照射する方法である。この迎撃法による間欠照射において、放射線治療装置から発生する X 線の出力特性については中口ら¹⁾が、また呼吸同期装置と放射線治療装置との間の同期-照射遅延時間については Wendy ら²⁾が報告している。

当院では、迎撃法に real-time position management system (RPM; VMS 社製) が使用可能である。そこで本研究では、RPM を用いた間欠照射による治療ビームプロファイルへの影響と、同期-照射遅延時間を評価した。

【方法】治療装置に CLINAC iX (VMS 社製) を使用し、Farmer 形線量計と水ファントムを用いて、呼吸同期状態と非呼吸同期状態における 20 MU までの線量直線性、非呼吸同期 100 MU に対する呼吸同期での積算線量精度、およびビームエネルギー (TPR_{20,10}) を求め比較評価した。また同様に profiler (Sun Nuclear 社製) を用いて対称性の比較評価を行った。さらに呼吸同期照射時の動体ファントムの動きを electronic portal imaging device (EPID; VMS 社製) aS1000 を使用して積算画像を取得し、同時に RPM に記録された呼吸波形と beam on と beam off の出力信号から、同期-照射遅延時間を解析し求めた。

【結果】線量直線性では非呼吸同期、および同期で 2 MU 以上で 4% 以内、5 MU 以上で 2% 以内であった (図 1)。非呼吸同期状態と比較して、一呼吸内に照射される MU の変化による積算線量精度は、2.9 MU/cycle 以上で 1% 以内 (図 2)、ビームエネルギー不変性は 0.5% 以内 (図 3)、対称性は 0.2% 以内 (図 4) であった。同期-照射遅延時間は beam on と beam off で、それぞれ 0.07 ± 0.01 sec、および 0.06 ± 0.01 sec であった。

【考察】放射線治療装置から発生する X 線は、各ゲーティングで照射される MU 数が小さい時に影響を受けた。しかしこれらの結果はすべて AAPM TG-142 で示される許容内であり、臨床においては問題ないと考ええる。

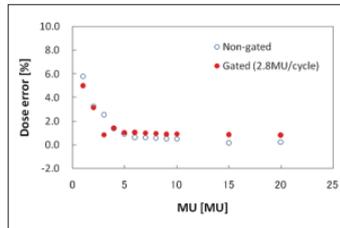


図1 線量直線性

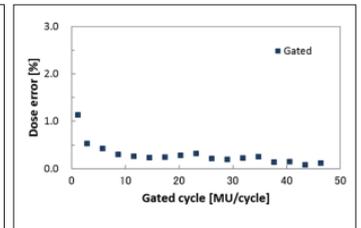


図2 出力不変性

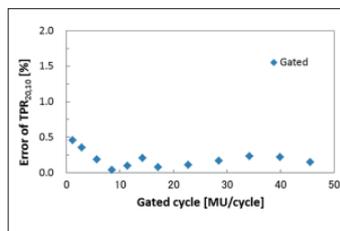


図3 エネルギー不変性

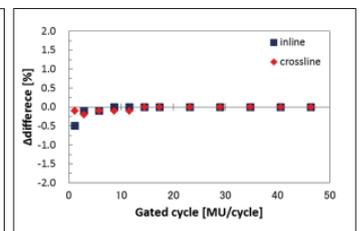


図4 線量プロファイル対称性

Beam on と beam off の同期-照射遅延時間について、実験より得られた遅延時間は amplitude で 0.8mm、時間で 0.06 sec 程度であった。それに対し EIPD の解像度が 0.392mm、VXP ファイルのサンプリングピッチが 0.033sec であり、これらの結果に対して十分な解像度とサンプリングピッチを有していない。しかし、本研究の結果は、Wendy らが RPM を用いて同期照射を行い、動体ファントムの動きを Film に投影し求めた beam on と beam off の同期-照射遅延時間、0.07-0.12sec と 0.05-0.08sec とよく一致しており、本研究で用いた手法でも、同期-照射遅延時間を求めることが可能であると考ええる。

【結論】本研究のように、5MU よりも小さなゲーティングサイクルは臨床的に重要ではないが、呼吸同期照射システムの臨床実施の前には、慎重に評価されるべきである。本研究において、呼吸同期照射システムである RPM を用いた間欠照射による X 線の線量および線量プロファイルへの影響は小さく、また同期-照射遅延時間も十分に小さいことが示された。

【参考文献】

- 1) 中口裕二ら. Real-time Position Management System を用いた呼吸同期による肺の体幹部定位放射線治療の品質保証. 日放技学誌 2012; 68(11):1519-1524.
- 2) Wendy, et al. Time delays and margins in gated radiotherapy. J Appl Clin Med Phys. 2009; 10(3): 140-154.

○杉本 渉、森 孝文、黄田 勝久、高開 広幸、山下 恭、高麗 文晶
徳島県立中央病院

【背景・目的】呼吸性移動は体内の線量分布に影響を及ぼす因子の一つである。代表的な呼吸性移動対策として呼吸性移動自体を縮小する方法および照射中の呼吸性移動を相対的に縮小する方法があり、呼吸同期照射は後者に当たる。

今回、呼吸同期照射システムの一つである Real-time Position Management System (以下 RPM) の導入に際し、基礎的検討を行ったので報告する。

【使用機器】治療装置：CLINAC iX、呼吸同期照射システム：RPM (Varian 社)、動体ファントム：Dynamic Thorax Phantom (CIRS 社)、電離箱線量計：TN30013Farmer (PTW 社)、CC13 (IBA 社)、電位計：RAMTEC Smart (東洋メディック社)、線量解析システム：DD-System (R-Tech 社)、Radiochromic film：EBT3 (ASHLAND 社)

【方法】積算線量の測定は、電離箱線量計を用い、動体ファントム内の模擬腫瘍中で、行った。呼吸波形は振幅1cmのSin波を用い、呼吸周期を2,4,6秒と変化させ実験を行った。Field sizeは5cm×5cm及び10cm×10cmに設定し、線量率300及び600 MU/minで照射を行った。さらに、同期範囲を変化させた場合(10～50%)と同期を行わなかった場合の線量直線性、再現性について検討を行った。

線量 profile の測定には、動体ファントムを用い、coronal面にEBT3を挿入した状態でRPMによる同期照射を行った。呼吸波形は振幅1cmのSin波を用い、呼吸周期4秒、field sizeは5cm×5cmに設定し、線量率600 MU/minで照射を行った。

DD-Systemを用いて得られたfilmの頭尾方向の線量 profile を解析し、同期範囲を変化させた場合(10～50%)と同期を行わなかった場合について検討を行った。

【結果】Field size：10cm×10cmで照射した場合、同期範囲10～50%における積算線量直線性は5MU以上では±0.5%以内であった。Field size：5cm×5cmで照射した場合、10～50%の同期範囲において積算線量直線性は5MU以上では最大で0.6%程度であった。

Field size：10cm×10cmおよび5cm×5cmで照射した場合、同期範囲10～50%における積算線量再現性は0.5%以内であった。

線量 profile 評価において、RPMの同期範囲に依存して照射野辺縁部の線量 Profile 形状が変化した。

【考察】積算線量直線性および再現性は線量率や同期範囲に関わらず良好であったことより、RPMを用い

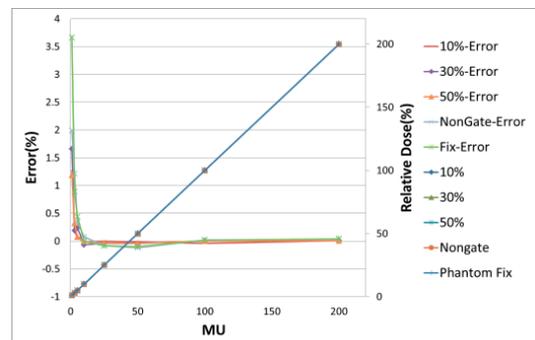


Fig.1 積算線量直線性 (Field Size : 10cm × 10cm
Dose Rate : 600MU/min, 4s/Cycle)

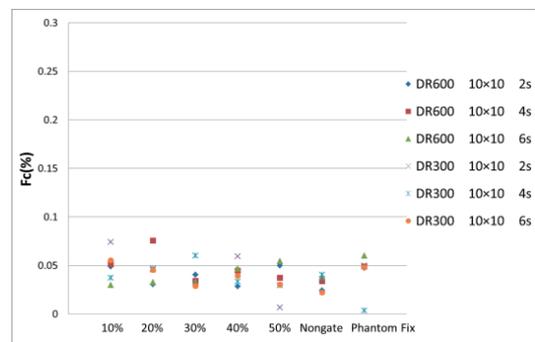


Fig.2 積算線量再現性 (Field Size : 10cm × 10cm)

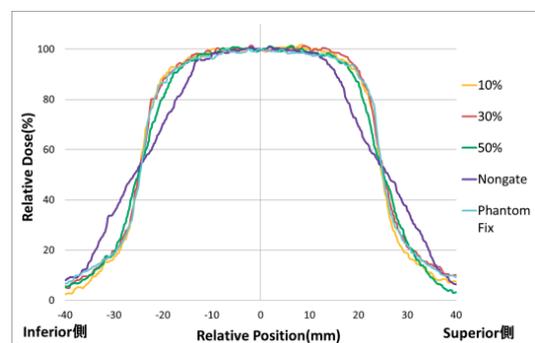


Fig.3 線量 Profile (10% vs 30% vs 50% vs
Nongate vs PhantomFix)

た間歇照射は通常の照射と同程度の精度を有していると考えられる。

また、線量 profile の形状より、同期範囲30%程度までであれば、呼吸性移動のない部位に対して照射する場合に近い精度で治療が可能であると考えられる。以上のことより、呼吸同期照射システムを使用した場合には、線量率600 MU/minかつ同期範囲30%程度で通常照射と同様の照射が可能であると考えられる。

【結語】RPMの応答特性は精度が高いことが示唆された。

また、治療計画の際には、同期範囲に依存した照射野辺縁の線量 Profile 形状の変化には注意が必要である。

4D dose calculation for SBRT using deformable image registration and probability density function of lung tumor

○Takehiro Shiinoki¹⁾, Shinji Kawamura²⁾, Hideki Hanazawa¹⁾, Ryuji Kanzaki²⁾, Takuya Uehara²⁾, Yuki Yuasa²⁾, Sung Chul Park¹⁾, Kai Takaki¹⁾, Shotaro Takahashi¹⁾, Keiko Shibuya¹⁾

1) Department of Therapeutic Radiology, Graduate School of Medicine, Yamaguchi University

2) Department of Radiological technology, Yamaguchi University hospital

【Introduction/Purpose】 In radiation therapy (RT), tumor motion during respiration results in significant geometric and dosimetric uncertainties in the dose delivery to the thorax. Internal target volume-based treatment planning can provide coverage of moving target, however, the effects of the respiratory motion on dose during free-breathing RT could not be reflected.

The purposes of this study were to develop four-dimensional (4D) dose calculation method for stereotactic body RT (SBRT) using end-inhalation (EI)/end-exhalation (EE) CTs and probability density function (PDF) of the lung tumor motion and to compare the three-dimensional (3D) dose calculation.

【Methods/Materials】 A patient having fiducial markers closely implanted to the lung tumor was enrolled in this study. For treatment planning, the whole lung was scanned under an EE/EI breath hold condition with 3.0 mm thickness using a 4-slice CT scanner. Delineation and treatment planning were performed on the EE image and 3D dose was calculated at EE and EI CTs from static treatment plan using Acuros XB (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA). First, deformable image registration (DIR) was performed between EE and EI CTs and a deformable vector field (DVF) was acquired. Deformed dose on the EE CT was calculated by deforming the 3D dose calculated on the EI CT with DVF. Second, the fiducial marker motions closely implanted to the lung tumor were measured by real-time tumor-tracking system for about 60s

and PDF of lung tumor motion was calculated (Fig.1). Finally, the 4D(-) and 4D(+) doses were calculated to accumulate deformed dose on the EE CT with PDF and no PDF. The dosimetric parameters, dose differences were compared between the 3D, 4D(-) and 4D (+) doses.

【Results】 The dosimetric parameters of the target volume and organ at risk from the 3D, 4D(-) and 4D(+) were compared. There was no difference between D99, and D1 of gross tumor volume. The V5 from the 4D(-) and 4D(+) dose for lung on the affected side were 4.0% and 2.2 % lower than that from the 3D dose, respectively. The V20 from the 4D(-) and 4D(+) dose for lung on the affected side were 0.8% and 0.3% lower than that from 3D dose, respectively. The pass ratios of dose differences between the 3D, 4D(-) and 4D(+) were 97.2 %, 98.4% in coronal and 90.6% and 94.1% in sagittal plane, respectively (Fig.2).

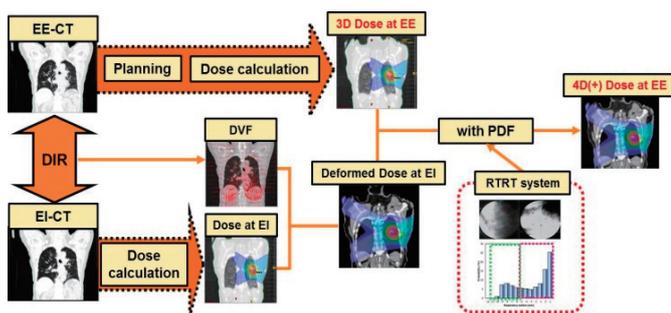


Fig.1 Schema of proposed 4D(+) dose calculation method

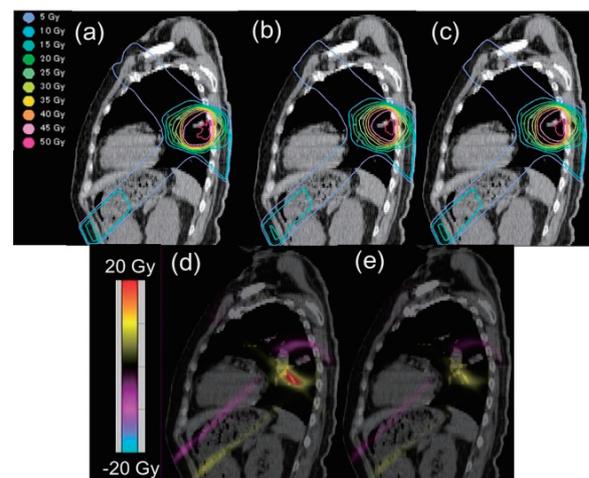


Fig.2 Dose distribution of (a)3D, (b)4D(-) and (c)4D(+) dose calculation and dose distribution differences (d)3D-4D(-) and (e)3D-4D(+) in sagittal plane.

【Conclusion】 We have demonstrated the feasibility of proposed four dimensional dose calculation using DIR between EE and EI CTs and PDF of lung tumor motion. Treatment planning using the 4D(+) dose with a more realistic model to account for respiratory motion might provide dose delivered to the target and organs at risk more efficiently.

○山田 誠一、清川 文秋、近藤 和人、山下 大輔、中桐 正人、平田 祐希、園田 泰章、
則包 真希
倉敷中央病院 放射線センター

【背景】近年高精度治療の普及に伴い、一般的な外照射においても高いセットアップ精度が要求されるようになってきた。当院ではこの要求に応えるため、これまで EPID を用いた画像照合を行ってきたが、治療時間枠を超過して患者さんに迷惑をかけることもあり、問題となっていた。そのため、本年7月末に一般的な外照射のスループット向上とセットアップ精度向上を主目的として新 IGRT システムを導入した。今回、新旧 IGRT システムの患者スループット時間を比較して新システムの時間短縮効果を確認したので報告する。

【目的】新 IGRT システムは、ExacTrac Ver.6 (BrainLAB) である。本バージョンからの新しい機能は、左右2管球同時撮影が可能であることや撮影条件の操作が不要である（患者毎の撮影条件はソフトウェア上で管理できる）点などが挙げられる。そのため、旧バージョンによる調査報告¹⁾から予想していた IGRT 所要時間よりもさらにスループット時間は短縮された可能性がある。臨床における最新バージョンの実所要時間を調査・公開することは今後、導入を検討する施設に参考になると考える。

【方法】新 IGRT システムは ExacTrac Ver.6 (BrainLAB) であり、旧システムは EPID aS500 (Varian) である。比較したのは3パターンの照合方法による所要時間であり、それぞれ、旧・移行・新システム（図1）と呼ぶ。各パターンにおいて頭部・胸部・骨盤の各領域において画像照合を行なった症例について照合にかかる時間（図2）を計測・比較した。

- ① 旧システム n=257 (頭53, 胸102, 腰102)
治療履歴より、LG撮影開始～治療開始までの時間を算出*
 - ② 移行システム n=361 (頭119, 胸130, 腰112)
ExacTracログより、最初の撮影～検証画像撮影までの時間を算出
 - ③ 新システム n=108 (頭21, 胸60, 腰27)
最初の撮影→検証用撮影→治療開始までの時間をストップウォッチにて計測
- *2D照合、「分」レベルの時間算出

図1

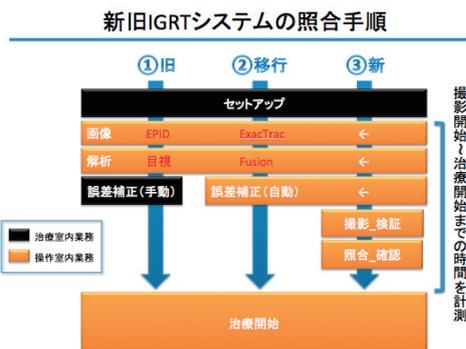


図2

さらに、旧システムにおける、これまでの撮影頻度を照射録より調査した。

【結果】旧システムではリスク軽減のために技師2名が個別に照合を行ない、移動量を確認していた。平均照合時間は全領域で約4分(240秒)程度であった。誤差修正後の検証を含む新システムでは、平均74秒に短縮された。(図3) また、旧システムにおける撮影頻度(照合回数/全治療分割回数)は、頭部・胸部・腰椎の各領域において、それぞれ24.1%, 65.5%, 57.9%であったが、新システムを導入してからは、ほぼ全領域において毎回の IGRT 施行が可能になった。

結果A: 画像照合の所要時間比較

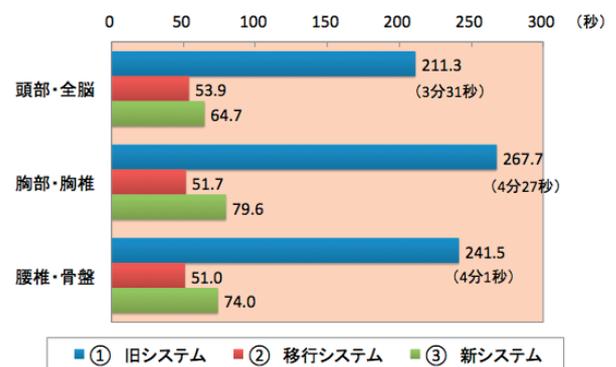


図3

【まとめ】新システム導入により、スループット向上が確認された。また技師負担も軽減され、業務運営に幅が出来たと考える。本バージョンから床掘工事が不要な管球（図4）が選択可能になったので、日々の患者スケジュールを維持したまま、大幅な工期短縮が達成できた。以上の結果より、ラインナップ更新の代替案として後付け IGRT システムの導入は有効と考える。



図4

【参考文献】

1) 竹永枝里子 中口裕二 丸山雅人 他 Image Guided Radiation Therapy (IGRT) における位置補正精度と患者スループットの装置間比較 日放技学誌 2012; 68(10): 1327-1332

Cone Beam CT における市販画像解析ソフトを使用した品質管理の有用性

○河原 大輔¹⁾²⁾、大野 吉美¹⁾、中島 健雄¹⁾、相田 雅道¹⁾、津田 信太郎¹⁾²⁾、越智 悠介¹⁾、奥村 拓朗¹⁾、増田 弘和¹⁾

1) 広島大学病院 診療支援部 放射線治療部門

2) 広島大学大学院 医歯薬保健学研究科 医歯科学専攻

【背景・目的】 Cone Beam CT (CBCT) の毎月の QA は TG-142 に項目は記載があるが、具体的な許容値について示されていない。また評価方法は視覚評価で行う場合もあり簡易的に定量評価が行える方法は確立されていない。今回我々は市販画像解析ソフト DoseLab を使用し、従来視覚評価で行っていた毎月の QA について許容値を明確にした物理評価プログラムを作成し、有用性を検討する。

【方法】 Full Scan、Half Scan モードで撮影した Catphan ファントムの DICOM 画像を DoseLab に読み込ませ解析を行った。検討項目は高コントラスト分解能 (HCR)、低コントラスト分解能 (LCR) とした。HCR について許容値はアクセプタンス条件と同様とし評価方法を決定した。Cat Phantom 画像の CTP528 部分のスリットがどこまで小さいものまで識別できるか当院の技師 7 名で視覚評価を行い、識別可能な空間分解能の最大値を決定した。同じ Catphan 画像を DoseLab で読み込ませ、外挿した MTF 曲線から視覚評価で求めた空間分解能値における MTF 値を求めその値を評価すべきしきい値とした。LCR については撮影した Catphantom 画像の CTP515 部分に ImageJ 上でノイズを加え視覚評価を行い、15mm の円が見えるか当院の技師 7 名で視覚評価を行いアクセプタンスの許容値以内となる最大の SD 値を評価した。その SD 値から Contrast to Noise Ratio (CNR) を求め、その値以上を許容値とした。

次に、決定した許容値を用いて毎月の QA を行い撮影から解析、レポート作成まで QA に必要な時間について、従来法としてアクセプタンスと同様に視覚評価も含めた ImageJ で行った方法と DoseLab で行った方法の比較を行った。解析項目は今回検討した HCR、LCR に加えて HU 値の再現性、幾何学的歪み、均一性とした。

【結果】 HCR について視覚評価で求めた空間分解能の最大値は Full Scan で 0.6lp/mm、Half Scan で 0.7lp/mm であった。この値から物理評価である MTF 曲線から求めた評価すべきしきい値は Fig.1 の a) より Full Scan では 0.3、b) より Half Scan では 0.25 であった。LCR について加算した最大 SD 値は 19 であり、この値から物理評価である CNR から求めた許容値は 5.57

であった。

解析作業の効率化については従来法で行った場合は 123 分、DoseLab で行った場合は 25 分であり従来法と比較して大幅に QA 時間が短縮した。

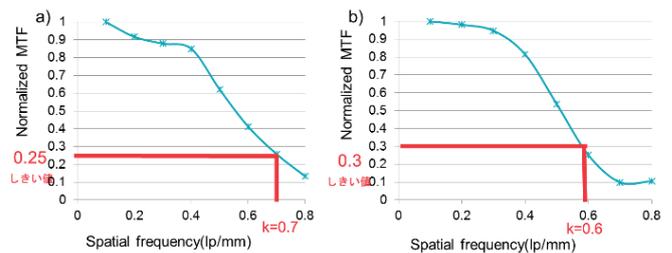


Fig.1 HCR における MTF 曲線から求めたしきい値

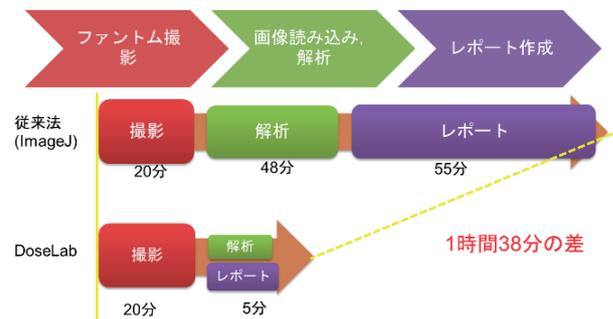


Fig.2 従来法と DoseLab で行った方法における QA に必要な時間の比較

【考察】 毎月の QA における物理評価プログラム作成を行った。今回 HCR、LCR についてアクセプタンス方法である視覚評価の結果を反映した物理評価方法を決定したことで物理評価が可能であり、解析を行う回数ごとや人による不確かさを減らし定量評価が可能である。さらに DoseLab を使用した QA は 30 分程度でありレポート作成も自動で行うため従来法に比べ大幅な短縮化が図れる。ただしアクセプタンス条件を許容レベルとしたが今後臨床に即した許容値を今後検討する必要がある。

装置の故障、劣化を発見するために定期的な CBCT の QA を行うことが重要である。

【結論】 CBCT の市販画像解析ソフト DoseLab は客観的な評価を行うことが可能で、解析作業の効率化も図られ品質管理に有用である。

○安藤 康晴¹⁾、荒木 淳²⁾、田辺 悦章³⁾、横元 剛祐¹⁾、今田 智代子¹⁾、川崎 育宏¹⁾

1) 広島市立安佐市民病院 放射線治療科

2) 中光仁会 梶川病院

3) 国立関門医療センター 放射線治療センター

【背景】 Siemens 社製リニアックの Megavoltage Cone-beam CT (以下 MVision) の画質は線量 (MU)、部位フィルター、照射野サイズにより変化する。

【目的】 本研究は、Image Quality Phantom (Siemens) を用い、MVision (Siemens) による MU 値、Field-Size が画質に与える影響を把握することを目的とした。

【方法】 Image Quality Phantom (Siemens) に対し、15MU、8MU、5MU、3MU の条件にて、2種類の部位フィルター (H & N、Pelvis) で撮影した。また、Field-Size (Y-jaw) を 27.4、20、15、10 cm とし撮影した。撮影画像について視覚評価及び imageJ を使用して物理評価をおこなった。

検討項目は、MVisionQA 項目であるノイズ、解像度、低コントラスト分解能 (CNR、視覚評価) とした。

【結果】 ノイズは、両フィルターとも MU を低く設定することで上昇した。Field-size に関しては、最大 27.4 から 20、15 cm ではノイズが上昇したが、15 cm と 10 cm では有意差は見られなかった。

解像度は全条件において優位差は認められず 0.3LP/mm となった。

低コントラスト評価では、両フィルターとも MU を低く設定することで CNR は低下した。CB2-50% のみにおいても同様の結果となった。Field-size の変更による CNR の値には影響は見られなかった。

視覚評価においては、部位フィルター H & N では、5MU と 3MU 間にのみ有意差があり、その他条件では変化はなかった (Fig.1)。

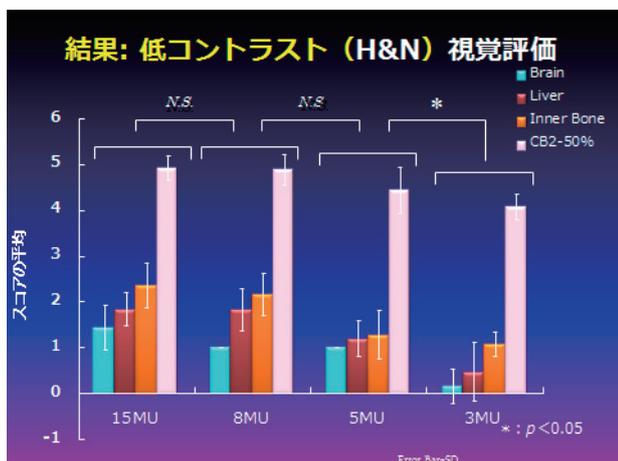


Fig.1 視覚評価結果 (H&N)

部位フィルター Pelvis では、15MU と 8MU 間にのみ有意差があり、その他条件では、有意差はみられなかった。CB2-50% のみの場合、両フィルターとも MU 間に有意差は無かった (Fig.2)。Field-size に関して Size を狭めても CNR 値同様視覚評価の値には影響は見られなかった。

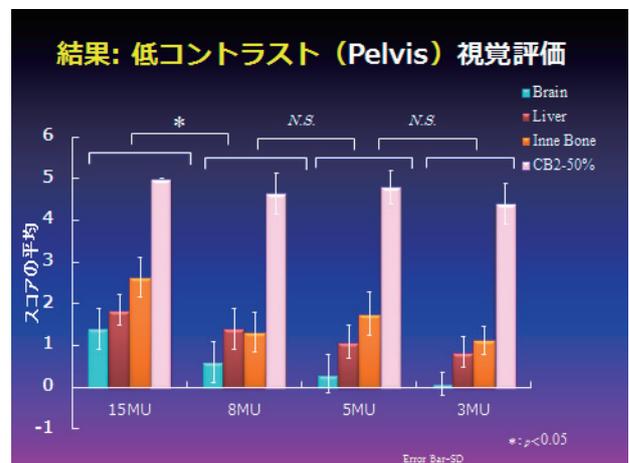


Fig.2 視覚評価結果 (Pelvis)

【考察】 MU 値が画質に与える影響について、MU を低く設定することでノイズが上昇し、CNR が低下したと考える。そのため CNR と視覚評価は一致しなかった。また、CB2-50% の視覚評価のみに限定すれば MU による有意差は認められなかった。

Field-Size が画質に与える影響について、Field Size を狭めるとノイズ上昇による画質低下が心配されるが、低コントラスト分解能、解像度ともにおおきな変化は認められなかった。

【結論】 MU 値を低くすることで画質は低下するが、骨照合のみの目的では、必ずしも MU 値を高くする必要はないと考えられる。

被ばくを最小限に抑える観点から、撮影部位によっては、可能な限り X-jaw を狭めることが推奨されると考えられる。

【参考文献】

- 1) 市川勝弘・村松禎久 『標準 X 線 CT 画像計測』 2007.9.20. 株式会社オーム社

頭頸部癌に対する VMAT における 患者体型変化に伴う治療計画変更の妥当性評価

○奥村 拓朗、中島 健雄、相田 雅道、越智 悠介、津田 信太郎、河原 大輔、増田 弘和、大野 吉美

広島大学病院 診療支援部 放射線治療部門

【背景】当院では、頭頸部癌に対する VMAT において Simultaneous Integrated Boost 法 (SIB 法) を用いており、原発巣には高線量 (70Gy)、予防領域には中線量 (63Gy)、低線量 (54Gy) を処方し、改めての Boost 照射は必要としない (図1)。しかし、Cone Beam CT (CBCT) や治療途中の評価用 CT にて、患者の体型変化が観られ、計画の変更を行った方がいいのではないかとと思われる場合も有る。

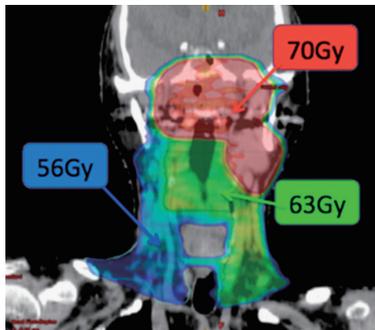


図1 頭頸部 SIB-VMAT

【目的】今回我々は、当院で行われた頭頸部 SIB-VMAT における治療計画変更の妥当性を評価したので報告する。

【使用機器】

使用装置：Clinac iX (Varian 社製)

GE LightSpeed RT16 (GE 社製)

治療計画装置：Eclipse ver.8.9 (Varian 社製)

計算アルゴリズム：AAA

患者固定具：頭頸部固定シェル、頭頸部用 VacLoc、
ショルダーリトラクター (CIVCO 社製)

【方法】対象は2011年4月～2012年3月までに頭頸部 SIB-VMAT を施行した10例 (上咽頭：3例、中咽頭：5例、下咽頭：2例) とした。図2のスケジュールに沿って治療途中に再度撮像した治療計画 CT に対し、計画医によってターゲット及び重要臓器の輪郭入力を行い、治療開始時の計画 (Plan1) を移植し、同一ビーム配置、

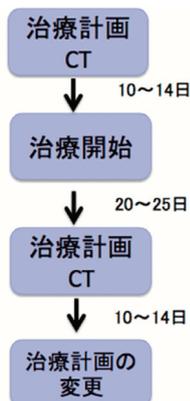


図2 治療計画変更時のスケジュール

同一 MU で再計算させた (Plan2)。検討項目は、治療開始から変更 CT 撮像時および治療終了までの体重変化量、健側 (線量制約を満たせていた) 耳下腺の体積変化量、CTV (D_{98})、PTV (D_{95})、脊髄 (D_{max})、耳下腺 (D_{mean} 、 D_{50}) とした。なお、線量評価は PTV70 に 70Gy 処方した時の線量で評価を行った。

【結果】体重変化量は、変更 CT 撮像時で平均 $5.8 \pm 2.9\%$ 、治療終了時で平均 $9.3 \pm 4.4\%$ の減少であった。また、耳下腺の体積変化量は平均 $14.4 \pm 13.4\%$ の減少であった。CTV の D_{98} は CTV70、CTV64 は Plan1 の 5% を下回るものはなかったが、CTV56 では 2 例 Plan1 の 5% を下回るものがあった。PTV の D_{95} は有意な線量低下があり、当院の線量制約を満たさないものが PTV70、64 で 2 例、PTV56 で 5 例、Plan1 の 5% を下回るものが PTV56 で 2 例あった。脊髄の D_{max} は平均 $1.7 \pm 1.6Gy$ の増加であり、当院の線量制約を満たさないものが 1 例あった。耳下腺の D_{mean} 、 D_{50} に有意な線増加はなく、治療開始時と変化は少なかった。

【考察】PTV では有意な線量低下が観られ、特に PTV56 (予防領域) の線量低下が顕著であった。これは、PTV56 は頸部リンパ節が多く含まれ、可動領域が大きいことや体重減少によるセットアップ精度の低下が考えられる。また、脊髄の D_{max} は有意な線量増加が観られたが、これも同様の原因と考えられる。一方、耳下腺に関しては体積の有意な減少があったが、線量の有意な増加はなかった。Nishi ら¹⁾ の固定多門 IMRT、2step 法で耳下腺の体積現象に伴い D_{mean} が有意に増加したという報告があり、照射法の違いによる影響が考えられるが、今後の検討課題である。

【結語】当院の頭頸部 SIB-VMAT における、治療計画変更の妥当性について検討した。検討を行った結果、変更を行う必要がある症例が存在し、特にターゲット線量に注意が必要である。SIB-VMAT でも治療途中の再評価、計画の変更は必要である。

【参考文献】

- 1) Nishi et al. 『Volume and dosimetric changes and initial clinical experience of a two-step adaptive intensity modulated radiation therapy (IMRT) scheme for head and neck cancer』 2013; 106:85-89 Radiother Oncol

○大久保 正臣、続木 将人、片山 博貴、山崎 達也、森 裕一郎

香川大学医学部附属病院 放射線部

【目的】当院では、自作の表計算ソフトを用いて MU 独立検証を行っている。

肺定位照射の MU 検証において、治療計画装置の MU 値と表計算ソフトの計算値との差が、当院で許容値としている4%を超えることが多い。

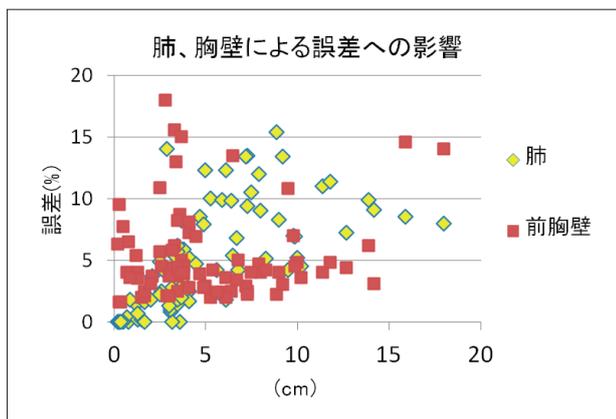
この肺の影響を予想して MU 検証ができないか検討した。

【臨床例】当院の肺定位照射は、全8門で4～5門の coplanar ビームに non-coplanar ビームを加えて照射を行っている。過去10例について、入射側の胸壁厚さ、肺厚さ、腫瘍半径を計測し MU 検証値の誤差との関係を調べた。

2010.1.18～2013.5.31 治療開始の10例

平均年齢 80.5 ± 5.5 歳

性別 男性8例 女性2例



【実験方法】

1. 入射側の肺の影響

- 前胸壁：タフウォーター (2cm, 4cm, 6cm)
- 肺：タフリング (0～14cm)
- 腫瘍半径：タフウォーター (2～20mm)

上記のようにファントムを重ね線量を測定した。肺厚0mmを基準として線量の低下率を求めるため、肺として利用しない残りのタフリングは胸壁上部に重ねて置き、全体のファントム実効深は常に同じとした。

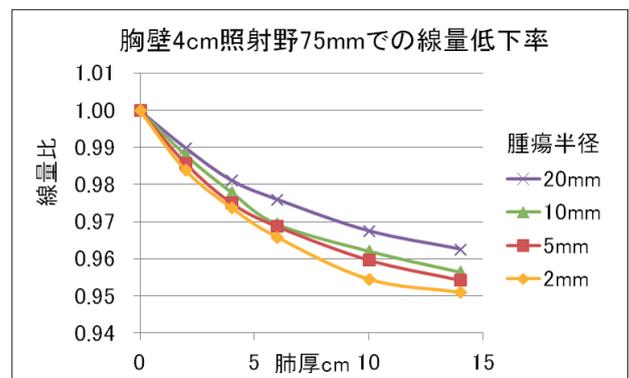
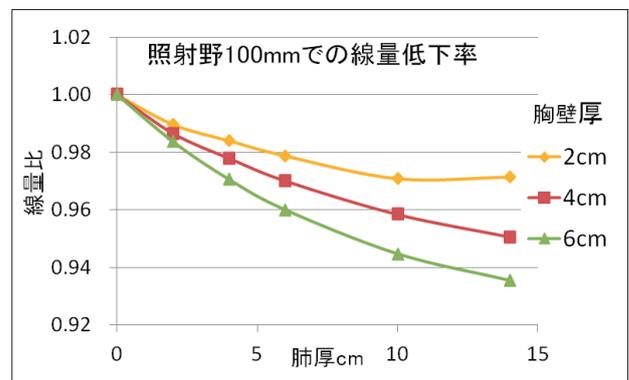
2. 後方の肺の影響

腫瘍半径を想定したタフウォーターの下にタフリングを追加し線量測定した。

【使用機器】

- リニアック ONCORimpression Seimens
6MV-X 線

- 治療計画装置 Pinnacle Ver8.0m Philips
CC-Convolution
- ファントム タフウォーター 京都科学
タフリング (0.37g/cm³)
- 線量計 RAMTECsmart 東洋メディク
TN30013 PTW
NACP02
SCANDITRONIX



【結果】

- 肺厚、前胸壁厚の増大により、線量は大きく低下した。
- 腫瘍半径2mmでは、最大で6.5%低下した。
- 照射野の大きさによる違いは小さい。
- 後方の肺による影響は1%未満であった。
- これらの測定結果を考慮して、誤差の大きいビームを検証すると、39門中20門を許容レベルと判断できた。

【考察】

- 肺定位照射では、照射野サイズもある程度限られるため、線量の低下の予想し MU 検証することは可能であると考えられる。
- 腫瘍径が10mm以下でロングスキャン等の影響により腫瘍が不明瞭な場合、計算値に比べ10%以上の差があることを認識しておく必要がある。

独立 MU 検証ソフトに用いられる Enhanced Dynamic Wedge Factor の検討

○西谷仁 博、鐵原 滋、石割 美香、松本 純、小野 康之、小林 仁、山田 聖、山根 武史、平田 吉春

鳥取大学医学部附属病院 放射線部

【背景】 当院では独立 MU 検証ソフトに R-TECH 社の MU CHECK を使用している。このソフトでは、Enhanced Dynamic Wedge Factor (EDWF) を、Gibbons の式を用いて算出した値を採用している。Gibbons の式は 60° のウェッジデータを基に、オープン照射野のデータを加味することで、他の角度の EDWF も与える理論式である。評価点がビーム軸上でない場合での補正も行うようになっており、Yjaw の位置によって EDWF は変化することから、この補正は Y 軸に対する移動に対してのみ行われる。

【目的】 EDW を用いたプランにおいて治療計画装置 (RTPS) から算出された MU 値と、独立検証ソフトから算出された MU 値との間に大きな Error が発生する傾向がある。特に iso center と異なる点に線量評価点を置いた場合に顕著である。このことから独立検証ソフトに用いられている EDWF に Error を大きくする誘因があるのではないかと考えた。そこで Gibbons の式より算出した EDWF と、測定器を用いて計測した EDWF を比較する。これにより計算結果に与える影響を考察する。

【方法】 5 mm 間隔で電離箱線量計が配置された配列型検出器を用いて測定を行なった。ウェッジ角度は 15, 30, 45, 60°、全て In 方向で比較を行なった。照射野は対照、非対称の 2 種で (a) ビーム軸中心、(b) Y 軸に沿った軸外それぞれにおいて、得られた測定値と Gibbons の式より算出した計算値との比較を行なった。結果は計算値が、測定値に対しどれほどの乖離があるかとして整理した。

【結果】 (a) の結果を Table.1 に示す。ウェッジ角度が強いほど乖離が大きくなった。また対照な照射野に比べ非対称な照射野の方が乖離の度合いが大きくなった。(b) の結果を Fig.1 に示す。評価点がビーム軸から離れるにつれ乖離が大きくなる傾向を示した。(b) でも同様に非対称な照射野のほうがより強く乖離を起こす傾向があった。

【考察】 EDW の移動方向が IN の場合、評価点を頭側に移動させると EDWF は 1 に近づき高くなる。逆に足側に評価点を移動させると値は小さくなる。Fig.1

の結果において、評価点が頭側ではプラス方向に乖離が生まれ、足側ではマイナス方向に乖離が起きている。以上のことから Gibbons の式において、評価点を Y 軸方向に移動させた際に行う補正が強すぎるのではないかと考えた。その結果独立検証ソフトに用いられる EDWF が RTPS の EDWF と異なる値となり、MU 値の相違を招く 1 つの要因になっているのではないかと考えられる。

【結論】 独立検証ソフトに用いられている EDWF と、実際に計測を行なった EDWF の検討を行なった。EDWF の乖離がプラン検証で大きな Error を生む誘因であることが示唆された。

Table.1 Difference of calculated EDWF to mesured EDWF at axis

| Wedge Angle | 15 | 30 | 45 | 60 |
|-------------|-------|------|------|------|
| Symmetry | -0.01 | 0.18 | 0.59 | 1.19 |
| Asymmetry | 0.02 | 0.42 | 0.97 | 1.95 |

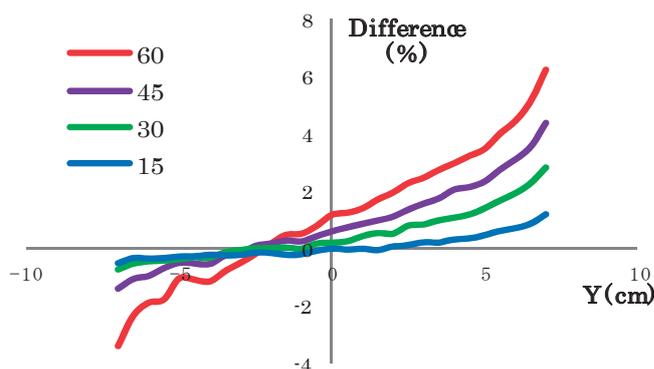


Fig.1 Difference of calculated EDWF to mesured EDWF at symmetry field

【参考文献】

- 1) Gibbons JP: Calculation of enhanced dynamic wedge factors for symmetric and asymmetric photon fields. Med Phys, 25, 1441-1418.
- 2) 佐藤智春: ハーフフィールドにおける Enhanced Dynamic Wedge のくさび係数計算式の検討, 日本放射線技術学会雑誌, 62巻 第3号

当院の乳癌患者における、骨シンチ診断支援ソフト 定量値 BSI の予後予測指標としての可能性の検討

○藤井 慶太¹⁾、村上 直治¹⁾、井手 壮太¹⁾、大多和 泰幸¹⁾、安藤 由智¹⁾、水田 昭文¹⁾、
北古賀 渉²⁾、河上 一公²⁾

1) 公立学校共済組合 中国中央病院 2) 富士フイルム RI ファーマ株式会社

【背景】 BONENAVI は^{99m}Tc-MDP での骨シンチグラフィ全身プラナー像を解析し、高集積に対する定量値を算出する事で客観的評価を可能としたソフトウェアである。Artificial Neural Network (以下: ANN) は高集積部位の骨転移の可能性を表す定量値であり、0から1の数値で部位毎に表示される。また Bone Scan Index (以下: BSI) は、全身骨に対する転移の疑いの高い高集積部位 (ANN ≥ 0.5) の割合を表した定量値であり、骨転移の程度の評価・経過観察等に有用である。

【目的】 定量値 BSI に対する先行研究にて、前立腺癌において、BSI は生命予後に関係する因子であるという、以下の報告がされている^{1,2,3)}。

- 初回 (診断時) の BSI が高値の場合、生命予後不良。
- 治療後の BSI が増加すると生命予後不良。

しかし、同様に骨転移が好発する乳癌に対する報告は少ない。今回は当院の乳癌症例において、BSI と生命予後との関係について検討した。

【方法】 2005年4月から2013年7月に、当院で^{99m}Tc-MDPにより2回以上骨シンチグラフィを施行した乳癌症例100例 (骨転移なし82例、骨転移あり18例) を対象とした。BONENAVIにて自動解析によって得られる BSI (以下: aBSI) と、医師による補正を行った BSI (以下: saBSI) について、以下の検討を行った。
〈方法1〉 1回目の骨シンチから得られる BSI (初回とは限らない) と生命予後の関係の検討として、“BSI = 0” と “BSI > 0” の2群に分けて生命予後を評価。

〈方法2〉 1回目から2回目の BSI の変化量 (以下: Δ BSI) と生命予後の関係の検討として、“ Δ BSI < 0.25” と “ Δ BSI ≥ 0.25 ” の2群に分けて生命予後を評価⁴⁾。

結果の解析方法には Kaplan-Meier 法、Log rank 検定を用いた。

【結果】

〈結果1〉 1回目の骨シンチにおける aBSI と生命予後との関係については、有意差は見られなかった ($p = 0.5114$) が、saBSI と生命予後との関係については有意差を認めた ($p < 0.0001$)。

〈結果2〉 1回目から2回目の BSI の変化量と生命予後との関係については、 Δ aBSI、 Δ saBSI ともに有意差

を認めた (Δ aBSI: $p = 0.0443$ 、 Δ saBSI: $p = 0.0003$)。 Δ saBSI のほうがより有意となった。

〈追加検討〉 〈結果1〉にて、aBSI の有意な結果が得られなかった要因は、以下の内容で前立腺癌での先行研究とは症例背景が異なるからと考える。

- ① 診断時でない症例が含まれる。
- ② 骨転移なしの症例が含まれる。

よって、それぞれの要因について追加検討した。

診断時症例のみを抽出し、同様に aBSI と生命予後の関係について検討すると、やはり有意差は見られなかった ($p = 0.5404$)。また、骨転移の有無別の aBSI、saBSI の平均値を比較すると、骨転移なしの症例について aBSI が有意に大きかった ($p < 0.001$)。

【考察】 1回目の骨シンチにおける aBSI での結果については、追加検討から骨転移なしの症例における aBSI の偽陽性 (82例中51例) の影響で有意な結果が得られなかったと考えられる。しかしその中で ANN ≥ 0.5 のものは12例であり、BSI 値の分析は、ANN や他検査などと総合的に判断し使用することが必要と考えられる。

また本研究は後ろ向き検討であり、一定基準での評価が行えておらず、解析結果にバイアスがかかっていると考えられるが、BSI が生命予後と関与している可能性は高く、これを評価することの有用性が示唆された。

【結論】 前立腺癌と同様、乳癌においても BSI は予後に関係する因子であると示唆された。

【参考文献】

- 1) Sabbatini P 『Prognostic significance of extent of disease in bone in patients with androgen-independent prostate cancer』 J Clin Oncol. 1999;17:948-57
- 2) Ulmert D 『A novel automated platform for quantifying the extent of skeletal tumour involvement in prostate cancer patients using the Bone Scan Index』 Eur Urol. 2012;62:78-84.
- 3) Dennis ER 『Bone scan index: a quantitative treatment response biomarker for castration-resistant metastatic prostate cancer.』 J Clin Oncol. 2012;30:519-24.
- 4) Mariana Reza 『Prognostic value of Bone Scan Index for survival in patients with prostate cancer』 EANM 2012

全身肺血流シンチグラフィを用いた脳集積率の検討
(肺動静脈瘻治療効果判定法)

○佐伯 悠介¹⁾、甲谷 理温¹⁾²⁾、佐内 弘恭¹⁾、三村 浩朗¹⁾、柳元 真一¹⁾

1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部

2)県立広島大学大学院 総合学術研究科 生命システム科学専攻

【緒言】肺動静脈瘻 (pulmonary arteriovenous fistula : PAVF) とは、肺動脈と肺静脈の右左短絡を特徴とし、低酸素化血症に基づく種々の症状を呈する比較的多様な疾患である。

肺動静脈瘻の画像診断には、肺血流シンチグラフィの全身像から算出したシャント率が用いられている。Sugiyama¹⁾らは PAVF に対する塞栓術の治療評価にはシャント率よりも、正常では集積しない脳組織への集積度合いを視覚的に評価する方法が高い信頼性を得ると報告している。しかし、信頼性の向上が期待できる脳集積の定量的な評価法の報告は見当たらない。今回我々は、PAVF に対する塞栓術治療前・後の効果判定方法として新たに考案した脳集積率定量法の有用性を評価したので報告する。

【方法】対象は、2010年1月から2013年5月までに肺血流シンチグラフィを施行した39症例とした。治療群は、PAVF 塞栓術治療を実施した3例で、治療前後で2回撮像を行った。また、正常群はシャント率が正常範囲と診断された36例である。

全身像は^{99m}Tc-MAA を静注し10分後に撮像した。シャント率と脳集積率の算出は、関心領域を全身、肺、脳の3部位とし、各々一定の手技で設定し、得られた各カウント値から次式を用いた (Fig.1)。

$$\begin{aligned} \bullet \text{ シャント率 (\%)} &= \frac{\text{全身カウント} - \text{肺カウント}}{\text{全身カウント}} \times 100 \\ \bullet \text{ 脳集積率 (\%)} &= \frac{\text{脳カウント}}{\text{全身カウント}} \times 100 \end{aligned}$$

Fig.1 シャント率と脳集積率の算出式

そして、シャント率と脳集積率における塞栓術治療前・後で比較を行い、さらに正常群と PAVF 群における脳集積率の比較評価を行った。なお、塞栓術後は全症例で、臨床症状は改善している。

【結果】治療群3例のシャント率は、治療後の値が治療前の値より低値を示し治療効果が得られたと評価された症例は1例のみで、残り2例では改善が観察されなかった。

一方、我々の考案した脳集積率において塞栓術後に3症例全て良好な値 (低値) を示した (Fig.2)。

正常群と治療前群における脳集積率の比較では、正常群の脳集積率は0に近い値を示したが、治療前群の脳集積率は、統計学的に有意な高値を示した (Fig.3)。

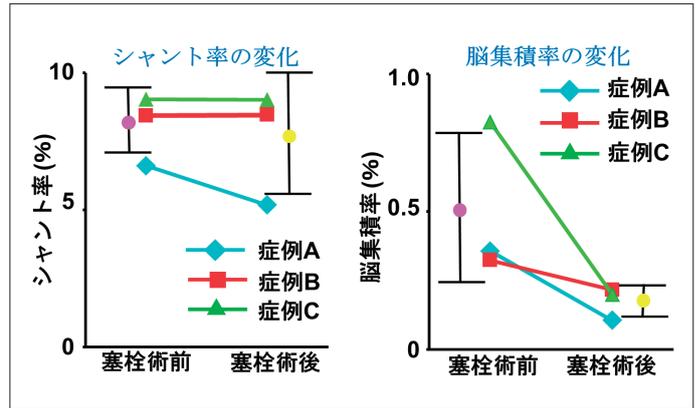


Fig.2 シャント率と脳集積率における塞栓術前・後の比較

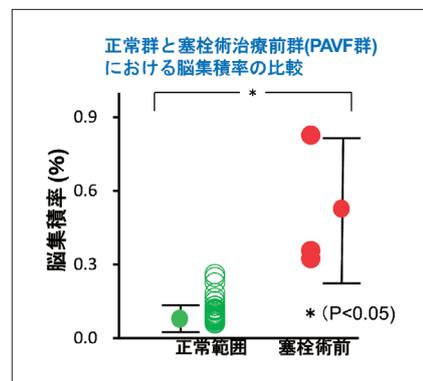


Fig.3 正常群と塞栓術治療前群 (PAVF 群) における脳集積率の比較

【結語】シャント率を用いた塞栓術治療の効果判定は、Sugiyama らの報告と同様に、治療効果が十分に反映されていない可能性が示唆された。一方、我々の考案した脳集積率による判定法は、多数症例による検討が必要ではあるが、シャント率よりも鋭敏に治療効果を反映し、有用な指標となる可能性が示唆された。

【参考文献】

- 1) Scintigraphic evaluation of small pulmonary right-to-left shunt and therapeutic effect in pulmonary arteriovenous malformation. : Clin Nucl Med. 2001 Sep; 26 (9) :757-60.

○奥田 恭平、森山 茂、崎本 翔太、藤井 進、山根 武史
鳥取大学医学部附属病院

【背景】¹²³I-IMP を用いた安静・負荷の脳血流 SPECT 検査法である Dual Table Autoradiography (DTARG) 法は、定量性・再現性に優れた方法である。しかし、定量解析のために1点動脈採血が必須とされ、動脈血が得られなかった場合、信頼性の高い評価ができなくなってしまう。そこで、動脈採血によって得られる血中の放射能濃度について推定する方法が検討されている。文献によると、この推定法は理論的には施設間で差のない方法であることが示されている。

【目的】当院の症例群に対して文献で示されている推定法を適用し、動脈血中放射能濃度の推定値を算出した。今回の目的として、推定された動脈血カウントが脳循環予備能評価に与える影響について、推定値と実測値を比較し検討したので報告する。

【方法】当院の2検出器型ガンマカメラ (e.cam, LEHR parallel beam collimator; SIEMENS) で DTARG 法を施行した41症例を対象とし、以下の式より動脈血カウントの推定値を算出した。

Estimated blood counts

$$= A \times (\text{injected dose/Weight}) \times \text{CCF}$$

得られた推定動脈血カウントを用いて定量解析を行い、脳血流量 (CBF) と脳循環予備能 (CVR) を算出し実測値との比較を行った。CVR は定性画像の増加率を用いた推定値も算出し、同様に実測値と比較した。

ROI 解析は解剖学的標準化の後、SEE の MCA 領域について比較した。

【結果】参考文献より、動脈血カウントの推定値は実測値とほぼ同等となることが予想された。しかし、当院の症例に適用した場合、推定値は実測値より低値を示す傾向が見られた (Fig.1)。

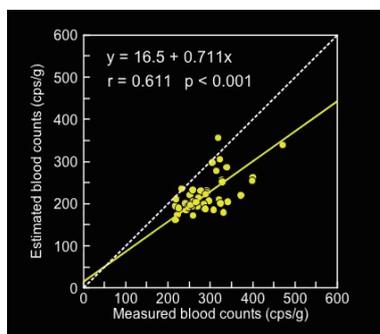


Fig.1 Comparison of blood counts

この動脈血カウントにより算出される CBF の推定値と実測値の比較について Bland-Altman Plot で示す (Fig.2)。プロットの偏りから推定された CBF は

過大評価となる傾向が見られた。また、平均値に対するプロットのバラツキも大きく、推定値は実測値に対してある程度幅を持つことが示された。

同様に CVR の比較結果を示す (Fig.3)。相関係数 $r > 0.9$ と、推定値と実測値は非常に良好な相関関係にあり、動脈採血なしでも十分評価できることが示された。

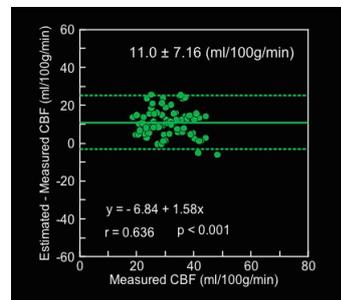


Fig.2 Comparison of rest CBF

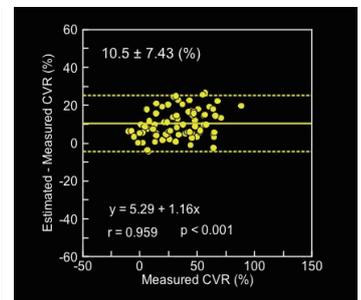


Fig.3 Comparison of CVR

【考察】推定された CBF が過大評価となったのは、評価対象や装置による影響が考えられる。文献は健常者による検討であり、使用装置やコリメータも異なる。これらの違いにより、実際は各施設で傾向が異なることが予想される。特に当院のコリメータは LEHR であり、¹²³I のペネトレーションも大きく影響していると考えられる。

また、CVR は安静と負荷の増加率で表されるので、定量解析によらず、安静・負荷のカウント変化から十分推定評価可能であると思われる。

【結論】推定動脈血カウントを用いた方法はバラツキが大きく、現状での信頼性は乏しいと考えられる。

しかし、動脈血が得られなかった場合など、必要とされる場面は想定されるので、各施設で推定値の傾向について評価しておくことが望まれる。

【参考文献】

- 1) 飯田 秀博『動脈血中分配係数と Well 計測装置のクロスキャリブレーションによる入力関数推定の有用性 - 非侵襲的 IMP 脳血流測定法 (QSPECT-DTARG 法、ARG 法) への応用 -』2012.5 核医学

○黒住 彰¹⁾、小橋 利美¹⁾、見村 正章¹⁾、中島 真大¹⁾、沖田 隆紀¹⁾、永谷 伊佐雄¹⁾、
田中 千元²⁾

1) 岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

2) 富士フイルム RI ファーマ株式会社

【背景】第25回日本核医学技術学会中国四国地方会にて、ガンマカメラ、コリメータが異なると心臓縦隔比 (heart mediastinal activity ratio, HM 比) に有意な差が生じることを報告した。

ガンマカメラ、コリメータが異なる場合も一定の HM 比を算出できるように、MIBG calibration phantom を撮像した結果から回帰式を求め、補正を行う方法が富士フイルム RI ファーマ株式会社より報告された。

【目的】GCA7200-DI/A (東芝社製) で中エネルギー用コリメータを用いた場合の HM 比を Reference とし、装置、コリメータの組合せを変えた場合の HM 比に補正を行い、その精度について検討したので報告する。

【方法】ガンマカメラは、DiscoveryNM/CT670 (GE 社製)、GCA7200-DI/A (東芝社製)、SymbiaT-16 (SIEMENS 社製) を使用し、ファントムは心臓肝臓ファントムを撮像し、ProminenceProcessorVersion3.1 を用いて画像解析を行った。心臓肝臓ファントムの HM 比が1~4となるよう縦隔部に0.38kBq/ml、心臓部に1.21、3.64、6.07、8.49、10.92kBq/mlの濃度の¹²³I-MIBGを封入した。コリメータはDiscoveryNM/CT670でELEGP、MEGP、GCA7200-DI/AでMEGP、SymbiaT-16でLMEGP、MELPを用いた。マトリクスサイズは512×512、収集時間は300秒とした。拡大率は1.5倍、SymbiaT-16のみ1.45倍、EnergyWindowは159keV±10%、GCA7200-DI/Aのみ160keV±10%とした。そして、心臓部を多角形ROI、縦隔部を長方形ROIで囲み、HM比を算出した。

ReferenceのHM比と、他の装置、コリメータを用いた場合のHM比の補正值との差を比較検討した。

【結果】Fig.1にGE社製のガンマカメラでELEGPコリメータを装着した場合、Fig.2にSIEMENS社製のガンマカメラでLMEGPコリメータを装着した場合の濃度と補正前後のHM比の関係を示す。

補正前後でのHM比のReferenceとの差は、GE社製のガンマカメラでELEGPコリメータを装着した場合、濃度1.21kBq/mlでは差が増加した。MEGPコリメータを装着した場合、濃度8.49、10.92kBq/mlでは差が増加した。SIEMENS社製のガンマカメラで撮像した場合、どちらのコリメータを装着した場合も濃度10.92kBq/mlでは差が増加した。

【考察】各コリメータの組合せにおいて、濃度1.21~

8.49kBq/mlではReferenceのHM比と、装置、コリメータの組合せを変えた場合のHM比の補正值との差は減少する傾向となり、補正は有用であったと考えられる。

濃度10.92kBq/mlのとき、HM比がReferenceから離れる傾向となった要因として、回帰式を求めるために撮影したMIBG calibration phantomのHM比が1.55、1.80、2.60、3.50に設定されているのに対し、今回の実験で得られたHM比が3.5を超え、回帰式の有効部分から外れていることが考えられる。

【結語】装置、コリメータの組合せを変えた場合のHM比に補正を行い、その精度について検討した。

補正を行うことによってHM比は0.00~0.32程度補正され、全体的に濃度1~4では差が低下し、Referenceに近づく傾向が得られた。今後、コリメータ特性の大きく異なるLEHRコリメータも比較に加え、補正の幅が増加したときの精度も検討していきたい。

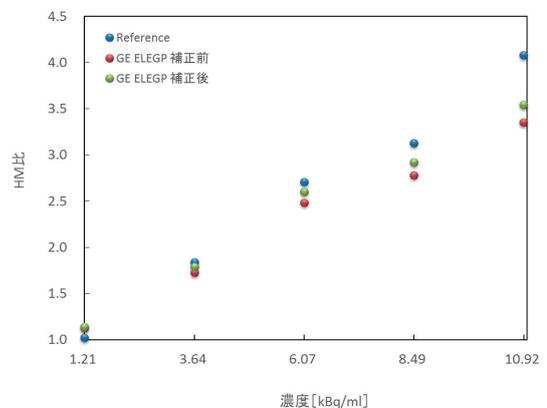


Fig.1 濃度比と補正前後の HM 比の関係 (GE 社製ガンマカメラ、ELEGP コリメータ)

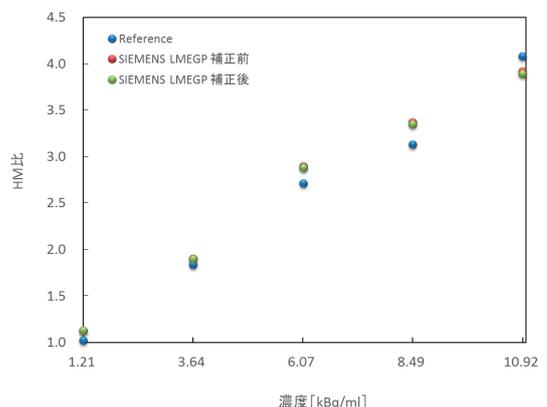


Fig.2 濃度比と補正前後の HM 比の関係 (SIEMENS 社製ガンマカメラ、LMEGP コリメータ)

実効エネルギーの違いが CTAC 法における減弱補正係数に与える影響

○飯島 順、矢田 伸広、宮井 将宏、梶谷 尊郁、原元 益夫、小松 明夫、山本 泰司
島根大学医学部附属病院 放射線部

【背景】SPECTの吸収補正法は、人体を構成する組織の違いを考慮することが望まれる。Computed tomography attenuation correction: CTAC法は、それぞれの吸収の減弱補正マップを作成し臨床応用されているが、当院で使用している画像処理装置 Xeleris 3.0 (GE Healthcare) は線質硬化の影響を考え、使用される実効エネルギーが高く設定されている。

【目的】Xeleris3.0の独自に設定された実効エネルギー(以下、preset)と、アルミニウム半価層から算出した実際の実効エネルギー(以下、measured)を用いて得られた減弱補正係数の相違を評価した。

【使用機器】SPECT/CT装置: Discovery NM/CT 670 pro (GE Healthcare)、画像処理装置: Xeleris3.0 (GE Healthcare)、ファントム: 濃度直線性測定用ファントム(京都科学)、造影剤: イオヘキソール 300 mgI/ml、空気電離箱式線量計: ACCU-DOSE MODEL 2186、検出器: 10X6-3CT (Radcal)、アルミフィルタ: 純度 99.5%

【方法】

1. 希釈した造影剤(管電圧120kVにおいて10、20、30、50、100、500、1000HU)を封入したファントムをSPECT/CT装置で収集および撮像し、CTAC処理の画像を作成する。
2. CT画像を^{99m}Tcの140keVの減弱補正マップに変換する。CTの管電圧は80、100、120kVと可変させた。
3. 減弱補正マップから減弱補正係数を計測、比較する。
4. 計測した減弱補正係数と、計算によって算出した減弱補正係数(以下、reference)を比較する。
(reference: あるCT値における実効エネルギーXkeVの減弱補正係数 $\mu_{tissue, XkeV}$ は次の式で算出される。)

(CT値が0のとき)

$$\mu_{tissue, XkeV} = \mu_{w, 140keV} + \frac{CT値 \times \mu_{w, XkeV} \times (\mu_{b, 140keV} - \mu_{w, 140keV})}{1000 \times (\mu_{b, XkeV} - \mu_{w, XkeV})}$$

- $\mu_{w, 140keV}$: 140keVにおける水の減弱係数
- $\mu_{w, XkeV}$: XkeVにおける水の減弱係数
- $\mu_{b, 140keV}$: 140keVにおける骨の減弱係数
- $\mu_{b, XkeV}$: XkeVにおける骨の減弱係数

【結果】すべての条件において preset は、measured より高値となった (Table 1)。

Table 1 実効エネルギーの比較

| 管電圧 [kV] | HVL [mmAl] | 実効エネルギー measured [keV] | 実効エネルギー preset [keV] |
|----------|------------|------------------------|----------------------|
| 80 | 5.98 | 46.9 | 55 |
| 100 | 7.28 | 51.7 | 63 |
| 120 | 8.41 | 56.9 | 72 |

120kVにおいて、presetによる減弱補正マップから計測した減弱補正係数と、measuredによる減弱補正マップから計測した減弱補正係数を比較すると、CT値が100HU以下の時は同等の値となるが、1000HUのとき、presetの方がmeasuredよりも 0.03 cm^{-1} 高値であった。preset、measuredの減弱補正係数とそれぞれのreferenceを比較すると、誤差は $\pm 5\%$ 以内であった (Fig.1)。

また、80kV、100kVのときの減弱補正係数は、120kVにおける減弱補正係数と同様の結果となった。

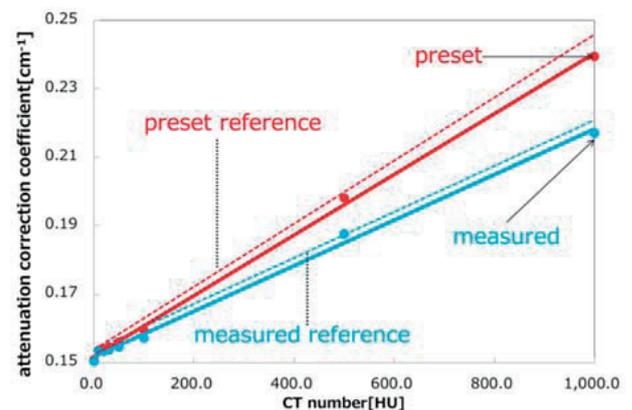


Fig.1 120kVにおける減弱補正係数

【結語】設定されている実効エネルギーによる減弱補正係数は実際の実効エネルギーで得られた減弱補正係数と比較し、軟部組織(想定)において大きな差にならず、骨組織(想定)では高値を示した。

心電図同期心筋 SPECT 壁運動解析ソフトウェア HFV (Heart Function View) を用いた心機能解析と QGS (Quantitative gated SPECT) との相関について

○小西 友梨¹⁾、國金 大和²⁾、池口 雅紹²⁾、坂野 啓一²⁾、天野 雅史²⁾、藤田 明彦²⁾、増井 悠太²⁾、大塚 秀樹³⁾、佐田 政隆⁴⁾、岩瀬 俊⁴⁾、大谷 環樹⁵⁾、湊 侑磨¹⁾

1) 徳島大学医学部保健学科放射線技術科学専攻、2) 徳島大学病院放射線部、
3) 徳島大学大学院画像情報医学分野、4) 徳島大学病院循環器内科、
5) 徳島大学大学院保健科学教育部保健学専攻

【目的】 心電図同期心筋 SPECT 壁運動解析ソフトウェアである HFV を用いて負荷および安静心筋血流シンチグラフィを解析し、各種評価指標を求めるとともに、従来から用いられている QGS 解析結果との比較検討を行い、両者の関連性について検討すること。

【方法】 2012年3月～10月の期間に徳島大学病院で^{99m}Tc-Tetrofosmin (^{99m}Tc-TF) を用いて負荷・安静心筋血流シンチグラフィを行った患者21名(男15名、女6名。年齢46歳～85歳)を対象とした。

なお、SPECT 診断上で虚血陰性であった患者は10/21名(男7名、女3名)であった。

EDV・ESV・EFについてQGS結果と比較し、相関係数 r および p 値を求めた。その際、負荷・安静それぞれの患者群のデータにおける正規性の検定を5%の危険率で行い、正規分布しているデータにおいてはピアソンの相関係数の検定を、正規分布していないデータにおいてはスピアマンの順位相関係数の検定を用いて統計学的な解析を行った。横軸にQGS、縦軸にHFVの数値をとったグラフを算出し、プロットしたデータにおいて近似直線を示した。

Peak Phase・Phase SD・Bandwidthにつき既に論文で発表されている正常値と比較した。正常値は(正常値の平均値 Mean) ± (標準偏差 SD)を用いた。

【結果・考察】 EFの負荷を除くと相関係数は0.9以上であり、極めて強い相関があった。EFの負荷においても相関係数および p 値が他と比べて小さな値を示したものの、相関係数が0.7以上で p 値も0.01より小さな値を示したことから強い相関があるといえる。さらに、近似直線の傾きは0.9を超えており、 y 切片は7.0以下であったため、 $y = x$ の直線に近似しているといえる。

よって、SPECT所見の異常の有無によらず、QGSとHFVは高い相関を示すことがわかった。また、全てのデータにおいて負荷よりも安静の方が高い相関を示した。

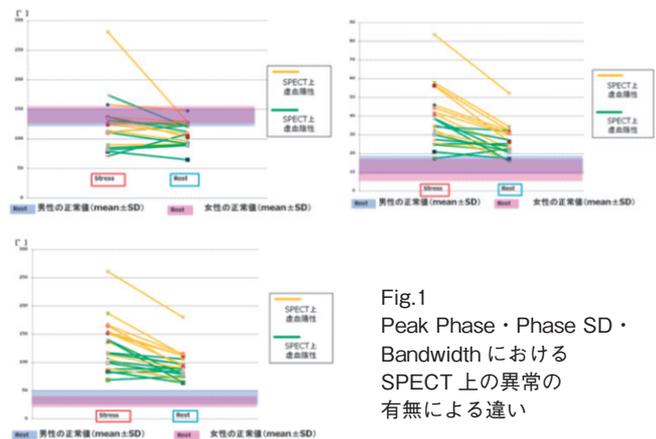


Fig.1 Peak Phase・Phase SD・BandwidthにおけるSPECT上の異常の有無による違い

位相解析の結果から、負荷・安静ともに位相が正常であったのは1/21名のみであった。

虚血がある場合は位相が分散するのではないかと(予想)としていたが、結果として、虚血の有無に関わらず位相は分散することがわかった。

負荷の方が安静に比べ高値を示すデータが多かったことから、安静に比べ負荷時は以下の2つの特性があるといえる。

- ① 収縮時相の頻度が最も多い位相は大きい。(収縮開始位相が後方にずれて遅くなる。)
- ② 収縮位相の幅は広く、全体的にばらつく。

SPECT診断上では集積低下、fill-inもなく正常であっても、実際には収縮位相の異常がみられ、正常の範囲に収まっていないことを知ることができた。つまり、HFVの位相解析を行うことで左室同期不全の有無や程度を検出・評価可能であるといえる。

【結論】 従来から用いられているQGSは高い再現性があるといわれているが、EDV, ESV, EFについてはHFVとQGSは高い相関があった。よって、HFVも高い再現性があるといえ、実臨床でも用いることが可能である。

【参考文献】

- 1) Ernest V. Garcia, PhD, Tracy L. Faber, PhD, C. David Cooke, MSEE, Russell D. Folks, BS, Ji Chen, PhD, and Cesar Santana, MD, PhD: "The increasing role of quantification in clinical nuclear cardiology: The Emory approach", Journal of Nuclear Cardiology, Vol.14, No.4, pp.420-432, 2007.

Table.1 EDV・ESV・EFにおける検定結果

| | | 検定の種類 | 相関係数:r | p値 | 近似直線の傾き:a | y切片 |
|-----|--------|-------|--------|----------------|-----------|------|
| EDV | Stress | スピアマン | 0.925 | 0.00003545 | 0.934 | 6.49 |
| | Rest | スピアマン | 0.994 | 0.00000869 | 0.955 | 4.49 |
| ESV | Stress | スピアマン | 0.928 | 0.00003328 | 0.902 | 1.97 |
| | Rest | スピアマン | 0.941 | 0.00002578 | 0.967 | 1.90 |
| EF | Stress | スピアマン | 0.733 | 0.00104324 | 0.915 | 6.67 |
| | Rest | ピアソン | 0.951 | 0.000000000036 | 0.961 | 1.43 |

心筋 SPECT 評価における視覚的スコア解析と解析ソフトを用いた自動スコア解析の比較

○湊 侑磨¹⁾、小西 友梨¹⁾、國金 大和²⁾、池口 雅紹²⁾、坂野啓一²⁾、天野 雅史²⁾、藤田 明彦²⁾、増井 悠太²⁾、佐田 政隆³⁾、岩瀬 俊³⁾、大塚 秀樹⁴⁾、大谷 環樹⁵⁾

1) 徳島大学医学部保健学科放射線技術科学専攻、2) 徳島大学病院放射線部、3) 徳島大学病院循環器内科、4) 徳島大学大学院画像情報医学分野、5) 徳島大学大学院保健科学教育部保健学専攻

【背景】近年、様々な心筋 SPECT 解析ソフトウェアが開発され、それらの処理結果の特徴を踏まえて読影に活かしている。現在、徳島大学病院では心筋集積解析ソフトウェア・QPS (Quantitative Perfusion SPECT) を用いて、視覚的にスコアの評価をしているが、最近、日本人の標準データベースが搭載された心筋シンチグラフィ解析ソフトウェア・HSV (Heart Score View 日本メジフィジックス社製)が開発され、このソフトを徳島大学病院で読影に活かそうと考えている。しかし、徳島大学病院での使用経験が少なく、実臨床で使用する前には従来から用いられている QPS と HSV の相関や診断精度などの基礎的な検討が不可欠であると考えた。

【目的】心筋 SPECT 評価における視覚的スコア解析と解析ソフト (HSV : Heart Score View) を用いた自動スコア解析の比較し、診断精度や関連性の検討を目的とする。

【方法】2011年8月29日～2012年9月13日までに徳島大学病院で¹²³I-BMIPP と²⁰¹TlCl を用いて2核種同時収集を行った患者20名(男:11名、女:9名)を対象とした。核医学の経験豊富な放射線技師が、パソコン上で生データを原画像として再構成処理を行い、放射線技術科学専攻学生が ROI の設定を行なった。心尖部設定はレインボーカラーで表示される SPECT 画像の青色と緑色の境目に設定を行い、心基部設定については、緑色と黄色の境目に設定し、スコアの確認を行なった。検討項目は、¹²³I-BMIPP、²⁰¹TlCl、Mismatch の3項目について検討を行なった。検討方法は、HSV のスコアから QPS のスコアの差を求め、その差について極座標表示を17セグメント・冠動脈領域・心尖部を除く外層・中層・内層の3層ごとに分けてグラフの作成を行なった。

【結果・考察】グラフは、HSV のスコアから QPS のスコアの差を取り、(HSV-QPS > 0) : ■、(HSV-QPS = 0) : ■、(HSV-QPS < 0) : ■で表示した。

極座標表示を17セグメント・冠動脈領域・心尖部を除く外層・中層・内層の3層ごとに分けた3方法とも、自動解析の方が視覚解析よりスコアを過大評価していた。また、心尖部側から心基部側にかけて過大評

価する割合が高くなり、外層はどの項目においても自動解析が30～50%程度過大評価していた。しかし、冠動脈領域ごとに分けた方法において RCA 領域が²⁰¹TlCl、¹²³I-BMIPP で全体の20～30%程度過小評価していた。HSV の自動スコア解析の再現性は高いが、あらかじめ入力された閾値に従って点数化されるため、視覚的評価では可能な、腹部や胸壁の吸収による集積低下や対象となる心臓の位置や形状を考慮できないことが、心基部側の集積を自動解析が過大評価した原因であると考えられた。

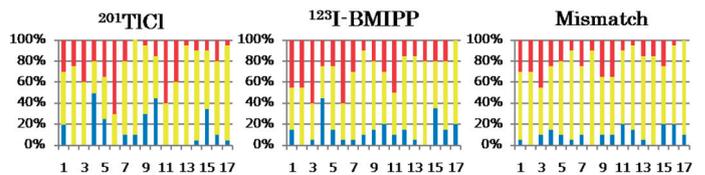


Fig.1 セグメント

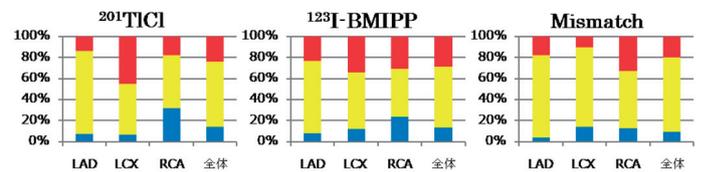


Fig.2 冠動脈領域

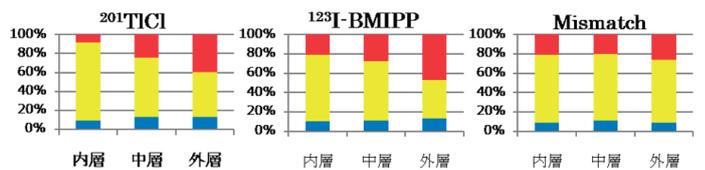


Fig.3 層

【結論】自動解析の方が視覚解析よりスコアを過大評価し、心尖部側から心基部側にかけて過大評価する割合が高くなった。そのため、日常診療で解析ソフトを用いたスコア解析を行う際、心基部側を過大評価する特徴を理解し、視覚的評価と合わせて補助的に用いることが望ましいと考えられた。また、自動解析には、先に示したような特徴を有するが、画像診断専門医の経験による差がなくヒューマンエラーが生じないため、長期的な患者の経過観察において非常に有用であると考えられた。

○井上 直¹⁾、湯浅 将生²⁾、国金 大和²⁾、音見 暢一³⁾、高尾 正一郎⁴⁾、岩瀬 俊⁵⁾、佐田 政隆⁵⁾、能勢隼人⁷⁾、大谷 環樹⁸⁾、大塚 秀樹⁶⁾

1) 徳島大学医学部保健学科放射線技術科学専攻、2) 徳島大学病院診療支援部、

3) 徳島大学病院放射線診断科徳島大学大学院 HBS 研究部、4) 診療放射線技術学、5) 循環器内科学、

6) 画像情報医学、7) 麻植協同病院放射線科、8) 徳島大学大学院保健科学教育部保健学専攻

【背景】冠動脈 CT は冠動脈の形態評価に優れ、核医学検査の一つである心筋シンチグラフィでは形態画像では得られない心筋の機能評価が可能である。従来は冠動脈 CT などの形態画像と心筋血流シンチグラフィを視覚的に対比しながら責任血管の類推等を行っていた。近年撮像装置・画像解析ソフトの進歩により冠動脈 CT と心筋シンチグラフィの融合画像作成が可能となり、形態と機能を同時に同一画面で評価することが可能となった。徳島大学病院でも 320 列 CT を用いて冠動脈 CT 検査が施行できるようになり、心筋解析ソフトウェアも導入されたため、融合画像作成が可能となり、症例を重ねている。そこで、心筋血流シンチグラフィと冠動脈 CT の融合画像の精度や得られる所見に関する評価が必要と考え、今回の検討を行うことを考案した。

【目的】冠動脈 CT と心筋血流 SPECT の融合画像を作成し、冠動脈 CT における狭窄部位と SPECT 像での集積低下部位が一致するかどうかを比較し、融合画像がどのような点において有用であるのか検討すること。

【方法】冠動脈 CT および心筋血流シンチグラフィを行った患者 11 名を対象とした。冠動脈 CT/SPECT 融合画像を 3 次元画像解析ソフト SYNAPSE VINCENT を用いて作成し、SPECT での有意な集積低下部位と融合画像での血流低下部位が一致しているか核医学専門医による読影実験を行った。対象とした患者 11 名について、それぞれ冠動脈 15 セグメントごとに SPECT の Rest、Stress で有意な集積低下がある場合は + を、集積低下がない場合は - を付け、+ を付けた有意な集積低下がある部位と融合画像での血流低下部位が一致していれば○とした。

【結果】Fig.1 は冠動脈 15 セグメントごとの集積低下の有無を示したもので、Stress、Rest 共に集積低下が認められたものを赤、Stress のみ集積低下が認められたものを黄、Rest のみ集積低下が認められたものを緑、

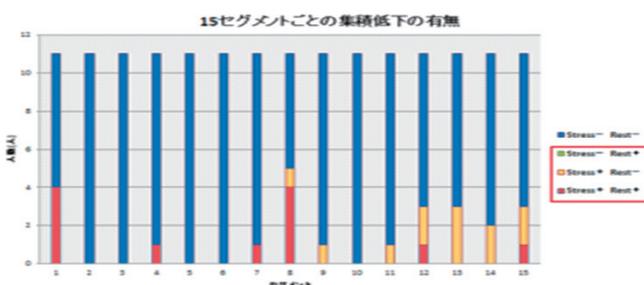


Fig.1 冠動脈 15 セグメントごとの集積低下の有無

Stress、Rest 共に集積低下がなかったものを青で表示してある。Fig.1 から、全体的に集積低下の割合は低いことがわかる。この中でも赤で囲った少なくとも一方に集積低下が認められたものについて、各セグメントごとに SPECT での集積低下部位と融合画像での集積低下部位が一致するかどうかを検討した。

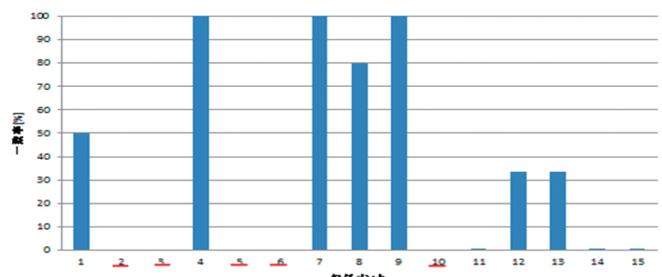


Fig.2 各セグメントごとの集積低下部位と融合画像での血流低下部位との一致率

Fig.2 は各セグメントごとの集積低下部位と融合画像での血流低下部位との一致率を示したものである。一致率を見ると、右冠動脈領域である #4 の一致率は 100% であるのに対し、左冠動脈回旋枝領域である #14 や #15 の一致率は 0% であった。これは読影上責任血管同定が困難な分水嶺領域であるが、融合画像により視覚的評価が容易かつ正確にできた。

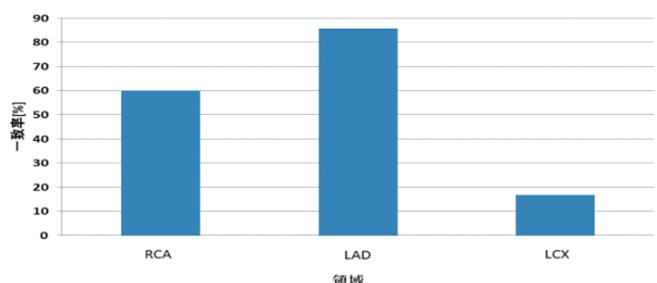


Fig.3 各領域ごとの集積低下部位と融合画像での血流低下部位との一致率

Fig.3 は各領域ごとの集積低下部位と融合画像での血流低下部位との一致率を示したものである。一致率を見ると、左冠動脈回旋枝の領域の一致率が低かった。以上から、今回の研究において、右冠動脈と左冠動脈回旋枝の分水嶺においては右冠動脈領域の一致率が高かったといえる。

【結論】冠動脈 CT/心筋シンチグラフィ融合画像は冠動脈バイパス術後例と分水嶺領域の責任血管同定に有用であった。

○内部 拓、宮井 将宏、矢田 伸広、原元 益夫、小松 明夫、山本 泰司
島根大学医学部附属病院

【背景】体内に投与された RI から放出される γ 線は体内臓器にて減弱し、検出される計数値が低下する。これを補正する方法として、CT を用いた computed tomography attenuation correction (CTAC) 法がある。しかし、本邦では心臓専用 CZT 半導体 SPECT 装置における CTAC 法を用いた報告がないのが現状である。

【目的】心臓専用 CZT 半導体 SPECT 装置 (CZT-SPECT) における CTAC 法の効果について、従来のアンガー型 SPECT 装置 (NaI-SPECT) と比較した。

【方法】ファントムの左室心筋部 (容積 125 ml) に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 水溶液 0.6 MBq/ml 封入し、CZT-SPECT で収集した。次に、同ファントムを NaI-SPECT で収集し、CT を撮影した。得られた両装置の収集データに CTAC 法を用いて画像再構成し、PolarMap (4walls, 17segments) を用いたスコア値で評価した。

【使用機器、機材】CZT-SPECT : Discovery NM 530c (GE Healthcare)、NaI-SPECT : Discovery NM/CT 670 pro (GE Healthcare)、画像処理装置 : Xeleris Ver. 3.0 (GE Healthcare)、ファントム : 心臓肝臓ファントム (京都科学)、核種 : $^{99m}\text{TcO}_4^-$ 0.6 MBq/ml

【撮影、収集、再構成条件】CZT-SPECT は Multi-Pinhole を用いて 180° 収集し、MAP-EM 法、Iterations 60, Butterworth 0.37 cycles/cm で再構成した。NaI-SPECT は LEHR を用いて 90° (L 型) で 180° 収集し、OS-EM 法、Iterations 2 (SI : 20)、Butterworth 0.50 cycles/cm で再構成した。

CT 撮影条件は、管電圧 120 kV、管電流 20 mA、再構成関数 soft, adaptive statistical iterative reconstruction (GE Healthcare) 40% とした。

【結果】Table 1, 2 に PolarMap (4walls) の結果を示す。CZT-SPECT では中隔の補正効果が高く、NaI-SPECT では前壁、中隔、後壁が同等に高い補正効果を示した。また、両装置ともに側壁の補正効果が低くなった。Fig. 1, 2 に PolarMap (17segments) の結果を示す。横軸をセグメント、縦軸を相対値と CTAC の有無による変化率にて表す。両装置ともに心基部、中央部で補正効果が高く、segment 17 で最も低くなった。両装置で心基部より心尖部の補正効果が低くなったのは、心筋部と検出器の距離が近いこと、吸収体が少ないことが考えられる。

【結語】CZT-SPECT の収集データに対して、CTAC 法を適用することで、NaI-SPECT と同部位で補正効果が得られた。

Table 1 CZT-SPECT における PolarMap (4walls)

| | anterior | septum | inferior | lateral |
|---------------------|----------|--------|----------|---------|
| CTAC (-) (%) | 61 | 53 | 62 | 61 |
| CTAC (+) (%) | 85 | 77 | 84 | 74 |
| CTAC (+) / CTAC (-) | 1.393 | 1.452 | 1.355 | 1.213 |

Table 2 NaI-SPECT における PolarMap (4walls)

| | anterior | septum | inferior | lateral |
|---------------------|----------|--------|----------|---------|
| CTAC (-) (%) | 57 | 57 | 62 | 63 |
| CTAC (+) (%) | 75 | 74 | 81 | 75 |
| CTAC (+) / CTAC (-) | 1.316 | 1.298 | 1.306 | 1.190 |

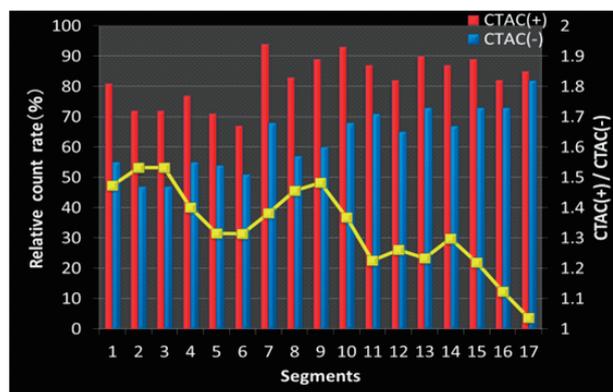


Fig.1 CZT-SPECT における PolarMap (17segments)

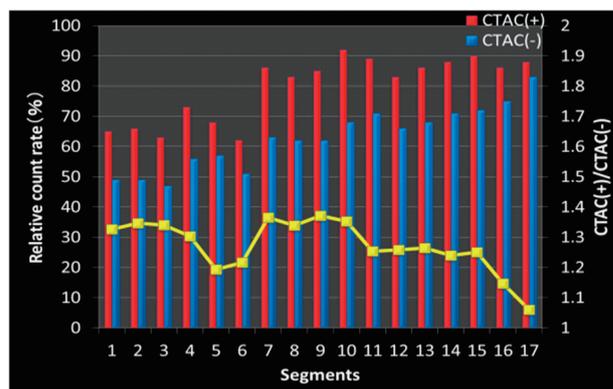


Fig.2 NaI-SPECT における PolarMap (17segments)

心臓専用半導体 SPECT 装置における 心臓ファントムを用いた乳房の SPECT 画像への影響

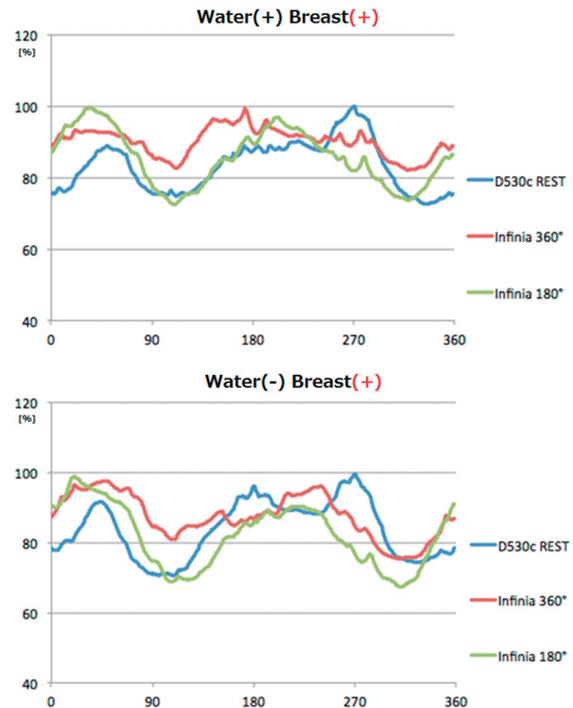
○大西 恭平、石村 隼人、神野 仁寿、末国 宏、小島 明彦、田頭 裕之
愛媛大学医学部附属病院

【背景】従来型の SPECT 装置にて、女性では乳房による減弱により前壁中隔から心尖部でカウント低値となる報告がある。しかし心臓専用半導体 SPECT 装置 (Discovery NM530c : 以降 D530c とする) においては、乳房の吸収によるアーチファクトの報告はあまりなされていない。また臨床の現場においても、乳房の吸収によるアーチファクトが見られない印象を受ける。

【目的】心筋ファントムと乳房ファントムを用いて心臓専用半導体 SPECT 装置における乳房による心筋血流シンチ画像への影響をアンガー型 SPECT 装置 (以降 Infinia 3 とする) と比較し検討する。

【方法】心筋ファントムに乳房ファントムを装着し、左心筋部分に RI を封入する。左心筋部分以外を水で満たした場合 (水あり) と空気で満たした場合 (水なし)、乳房ファントム装着の有無それぞれにおいて、D530c と Infinia 3 (180度・360度) にて SPECT 収集を行う。得られた SPECT 画像より① Bull's eye map 画像にて乳房によるアーチファクトの確認、②サーカムフレシヤルカーブ解析、③プロファイルカーブ解析による前壁と下壁のカウント比 についてそれぞれ比較した。

【結果】①水あり・なしの全ての SPECT 収集方法での Bull's eye map 画像において、カウント低下部位が確認できた。LAD 領域 (Segment : 2, 8, 14)、LCX 領域 (Segment : 5, 6, 11, 12, 16) において低下部位が確認できた。②180° 収集と D530c において同様なカーブが見られた。360° 収集が最も乳房による吸収



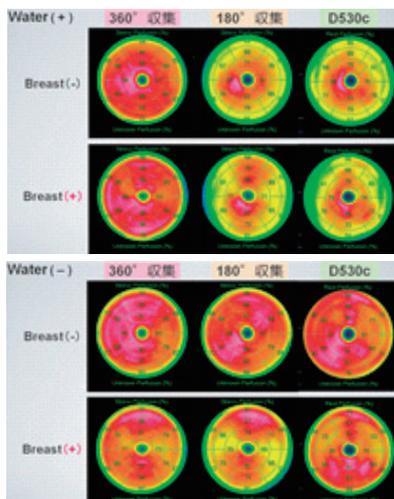
の影響が少ない印象を受けた。③前壁と下壁のカウント比に大きな差異は認められなかった。

【考察】①乳房によるカウント低下であると考えられる。今回使用した乳房ファントムは、日本人体型からみると大きいものであったため、大きな変化が見られたと考えられる。②コールドスポットの描出に優れている 180° 収集の特徴が見られと考えられる。また、D530c においても、コントラスト・分解能が良い画質が得られており、同様なカーブが得られたと考えられる。③乳房によるカウント低下部位をプロファイルカーブにて確認できていない可能性があると考えられた。

【結論】全ての SPECT 収集方法での Bull's eye map 画像において、乳房ファントムによるカウント低下部位が確認できた。また、D530c においても乳房によるアーチファクトが確認された。しかし、今回使用された乳房ファントムは、日本人体型からみると大きいものであり、日本人体型にあった検討が必要である。

【参考文献】

- 1) 中嶋 憲一ら 『心臓核医学から見た日本人における SPECT と心機能の標準データベース』 J Cardiol Jpn Ed 2012; 7: 1-7



○丸石 博文

浜脇整形外科病院

【背景】 X線撮影がフィルム・スクリーンのアナログからCR・FPDとデジタル系になって久しい。しかし、依然アナログ時代の考え方を引きずっているように思われる。また、被曝の評価は表面線量によってなされていることが多い。これは、測定や計算が容易で統一性があることによる。しかし、X線撮影のように低線量被曝は確率の影響が問題であり、測定・計算が難しくても実効線量で評価すべきである。

【目的】 CRによる撮影条件を、実効線量を一定にしたとき最大のCNRが得られるX線管電圧(以後、管電圧)とグリッド比の組み合わせをモンテカルロシミュレーションにより求めた。

【方法】 水ファントム(30cm×30cm、厚さ(10cm～32cm))、管電圧(50kV～140kV)、グリッド比(6～16)の組み合わせで、信号を骨(compact bone:厚さ2mm)と軟組織(水:厚さ5mm)とし、IP(67.9mg/cm²)が吸収したX線の光子数とエネルギーからCNRを求めた。それぞれの水ファントムの厚さに対応するよう人体数値ファントムを、小児0.7歳(胸腹部から腹部)～成人(腰椎正・側)として、実効線量を求めた。ファントムの厚さごとに実効線量を一定にし、管電圧とグリッド比を変化させたときCNRが最大になる組み合わせを求めた。

【結果・考察】 各ファントム厚(cm)に対して、骨と水のCNRが最大になる管電圧(kV)とグリッド比(r)の組み合わせを下表に示す。骨では、従来の表面線量での評価より低い管電圧でCNRは最大になった。この結果は今までの表面線量評価の考え方では違和感がある。この原因は図1に示すように実効線量一定(赤)では、表面線量一定(青)より低い管電圧でCNRが

最大になるからである。この実効線量が一定のときの、骨の信号と雑音を別々に計算したものを図2に示す。

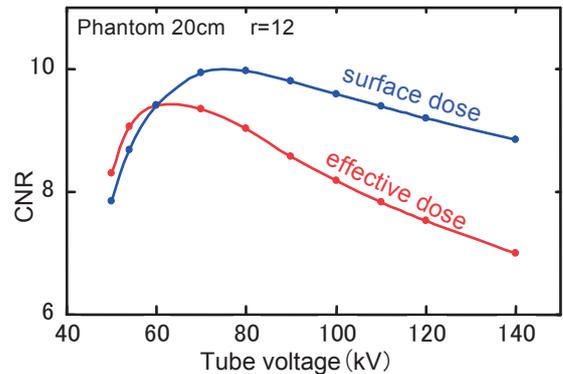


図1

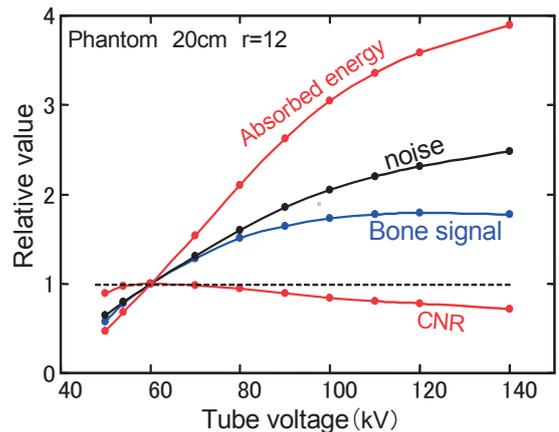


図2

このように管電圧が上昇すると信号(青)は90kVでほぼ飽和するが雑音(黒)はさらに増加し、この比であるCNR(赤)は管電圧の上昇とともに低下する。したがってCNRは60kVで最大となる。このときのIP吸収エネルギー(赤)は管電圧の上昇とともに増加している。

たとえば同じ実効線量するとき、80kVではIPのX線吸収エネルギーは60kVの約2倍になるがCNRは6%程度低下する。このとき、IPの吸収したX線エネルギーが2倍になったのでS値は1/2に下げることがある。

【結論】 被写体が厚くなればCNRは低下する。さらに管電圧を高くすればCNRは低下する。その両者を補うには、被写体と管電圧に応じた読み取り感度(S値)の設定が必要である。これが、デジタル系の撮影条件の設定である。

| cm \ kV | 骨のCNR | | | 水のCNR | | |
|---------|-------|-----|------|-------|------|----|
| | 50 | 54 | 60 | 70 | 80 | 90 |
| 10 | | r=6 | | r=10 | | |
| 12 | | r=6 | | r=10 | | |
| 14 | | r=8 | | | r=12 | |
| 16 | | | r=10 | | r=12 | |
| 18 | | | r=12 | | r=14 | |
| 20 | | | r=12 | | r=16 | |
| 24 | | | r=12 | | r=16 | |
| 28 | | | | r=16 | r=16 | |
| 32 | | | | r=16 | r=16 | |

EGS5を利用した診断領域における X 線スペクトルの検討 管電圧がヒール効果に及ぼす影響について

○中野 雄太¹⁾、西原 貞光²⁾

1) 徳島大学医学部保健学科

2) 徳島大学大学院 HBS 研究部

【背景】 X 線診断領域において X 線スペクトルは、画像コントラストの向上や被曝に関する議論をするために必要な情報である。ヒール効果の影響で、X 線管の陽極側では低エネルギー成分がカットされた X 線スペクトルとなることが知られている。しかし、ヒール効果と管電圧との関係には注目されていなかった。さらにヒール効果について従来までは、電離箱線量計による X 線量の測定によってその影響を議論していた。一方、X 線のエネルギー分布を正確に示す X 線スペクトルを利用した議論はほとんど行われていなかった。

そこで、ヒール効果の管電圧依存性について着目し、シュミレーションコードである EGS5 を使用し X 線スペクトルを得て、従来法である X 線量の測定と X 線スペクトルを利用した解析の両方からヒール効果の管電圧依存性を検討した。

【方法】 ターゲット角度 12 度、タンゲステン直径 100 mm の X 線管を想定し、総ろ過が 3 mm Al 当量であると想定してシミュレーションを行った。管電圧を 40, 60, 80, 100, 120 kV とし、そのエネルギーを持った電子をターゲットの下方から 1 cm 上方に、ターゲット面に対して垂直に入射させた。そして、1 チャネルあたり 1 keV として設定し、検出器として設定した位置に到達した光子数とその光子が持つエネルギーを計測した。

従来通り X 線量を比較する方法では、各管電圧において得られた X 線スペクトルの面積つまり総光子数を各検出器で算出し、中央の検出器の光子数に対する陽極、陰極側の検出器に入射する光子数の割合を求め、管電圧の変化と光子数割合の関係を調べた。

X 線スペクトルから検討する方法では各検出器における X 線スペクトルを算出し、陽極、陰極側の X 線スペクトルの光子数を中央の検出器の値と同数になるように規格化した。規格化した X 線スペクトルから、中央部分に対応する検出器の光子数に対する陽極、陰極側の検出器の光子数を、エネルギーごとに光子数比として算出しグラフを描いた。そのグラフから近似直線を描き、傾きを求めることでヒール効果の影響を検討した。

【結果と考察】 従来通り X 線量から検討した場合、中央の検出器の光子数に対して陽極は 55 %、陰極は 100 % 程度ではほぼ一定となっており、この結果からヒール効果の管電圧依存性は特に見られなかった。

エネルギーの違いによる近似直線の傾きの結果を図 1 に示す。X 線スペクトルから検討した場合、図 1 から最少二乗法によって求めた陽極側の傾きは管電圧が高くなるにつれて小さくなっていった(図 2)。

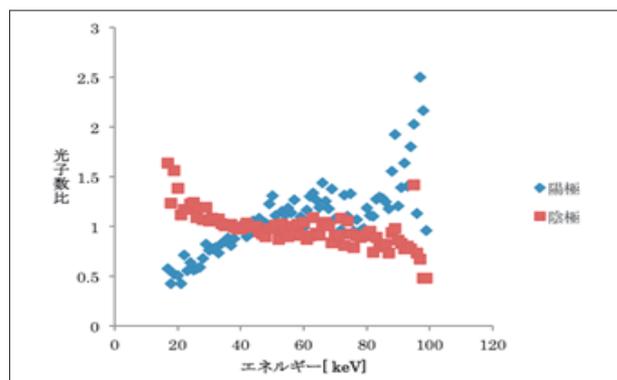


図1 エネルギーに対する光子数比 (100 kV)

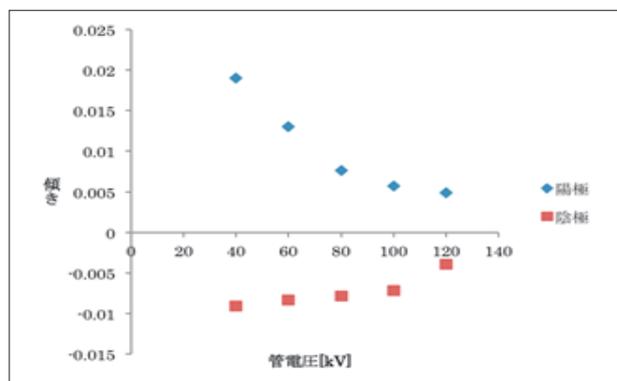


図2 管電圧と傾きとの関係

ヒール効果は低エネルギー成分がカットされる現象なので高エネルギー成分に対する影響は無く、傾きの変化は低エネルギー成分の増減によるものだと考え、傾きの変化でヒール効果の影響を検討した。X 線スペクトルから検討した場合、管電圧が高くなるにつれてヒール効果の影響は小さくなるということが分かった。

【結論】 ヒール効果の影響について議論するときには、X 線量の測定だけでなく X 線スペクトルからの検討も重要であると考えます。

【参考文献】

- 1) 林 裕晃, 福本 晃, 花光 宏樹, 他: EGS5 コードを用いた診断用 X 線スペクトルの実用的な計算手法. 医用画像情報学会, 29(3), 2012: 62 - 67.
- 2) 波戸 芳仁, 平山 英夫: EGS5 研究会, 高エネルギー加速器研究機構, <http://rcwww.kek.jp/egsconf/>

X線光子カウント方式による画像特性の基礎的検討1 —コンピュータシミュレーションを用いたCNR改善に関する検討—

○稲葉 洋子、本田 道隆

香川高等専門学校 電気情報工学科

【背景】現在、臨床診断で用いられている画像のほとんどはX線検出器に吸収されたX線エネルギーを用いているが、近年ではX線エネルギーではなくX線フォトンの個数に応じた画像形成の研究が進められている。

【目的】観察対象となる被写体を仮定してそのCNRを対象にした場合には、被写体のX線吸収特性や照射する連続X線スペクトルなどの組み合わせにより理論的に変化を予測することが難しい。そこでAl、CaCO₃、I、のX線光子カウンティングはどれだけ従来のエネルギーより改善されるか、シミュレーションを使用して本研究室でX線光子カウンティング方式による画像特性の改善の程度を調べた。

【方法】X線画像シミュレーションを用いて水5～25cmの上にAl、CaCO₃およびIを設置し、従来のエネルギー方式とフォトカウント方式によって画像を形成した。固定条件は、付加フィルタがAlの0.1mm、検出器がCdTeの0.2mmである。可変条件は、管電圧、ファントムの厚み、mAsの大きさとし、CNR、SNRを計算した。

【結果】今回の実験結果で得たものが3つある。

まず1つ目はSNRにおいて光子カウンティングの方がわずかながら従来のエネルギーより改善されているが顕著な差はみられないことが挙げられる。光子カウンティング方式は点線で従来のエネルギー方式は実線である。

第2に、CNRはSNRより顕著な差があることが挙げられる。管電圧、ファントムの厚み、mAsが大きくなるほどCNRの改善率が良くなった。Fig.2は横軸が管電圧、縦軸がCNRの改善率である。Fig.2から、ど

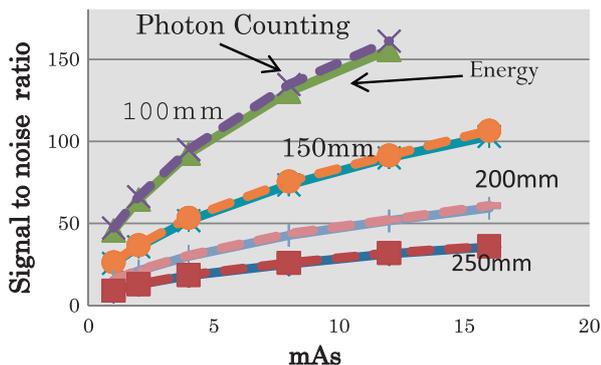


Fig.1 Improvement of SNR

の被写体も管電圧が大きくなるほど改善率が良くなっているのが分かる。他に水の厚みを厚くしても同様の結果が得られた。つまり、検出器に入射するX値が高エネルギーにシフトするほどCNRが改善される。

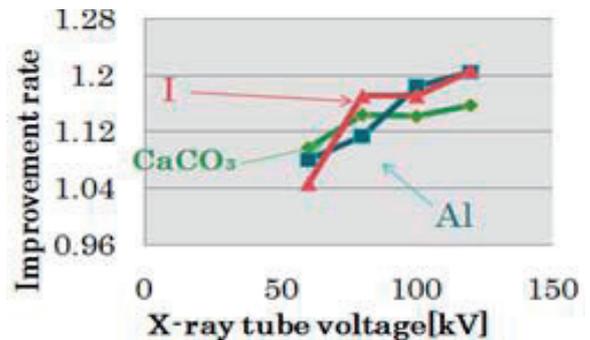


Fig.2 Improvement ratio for KV change

第3として、被写体の厚みが変化しても改善率に与える影響が少ないことが挙げられる。Al、CaCO₃、Iの厚みが薄くても厚くてもCNRの改善率はそれほどの変化がなかった。Fig.3はIの厚みを変化させたものである。横軸が管電圧で縦軸が改善率である。I₁ = 0.005mm、I₂ = 0.02mm、I₃ = 0.05mmである。この図からも被写体の厚みは関係なく改善率が良くなっている。他にも、Al、CaCO₃同様の結果が得られた。

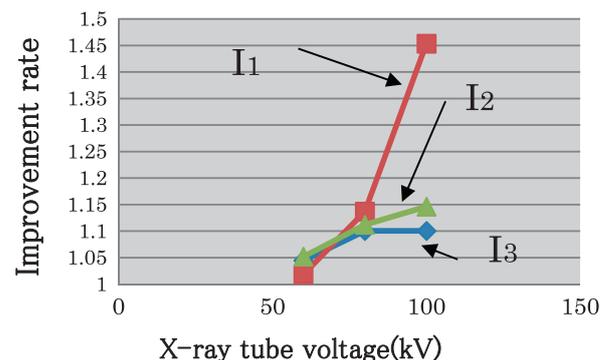


Fig.3 Improvement ratio of material thickness

【結語】光子カウンティング画像のCNR改善は検討の結果20%程度であった。被写体の厚みが変化しても光子カウント方式のCNR改善がみられた。臨床検査における光子カウンティング技術の導入は診断性能を向上させる期待がある。CaCO₃も改善がみられたので骨粗鬆症などの定量診断精度の改善の可能性を示唆できる。

○浜田 祐輔、本田 道隆

香川高等専門学校 電気情報工学科

【背景】現在、X線診断では被写体を透過したX線エネルギーを検出して画像化する方法が広く使われているが、この従来の画像と光子カウント画像の二種類を使うと平均的エネルギー情報を診断に使えるため、診断精度がさらに向上する期待がある。

【目的】X線エネルギーを用いる現在のX線映像システムに加えX線光子カウント方式も同時に用いて、各画素に入射する平均エネルギーの分布を求め、被写体に含まれる物質や元素を推定する。様々な撮影条件や被写体条件に応じた平均エネルギーの推定精度を計算し、通常検査の被曝の範囲で診断に使用可能かどうか検討した。

【方法】X線スペクトルや放射線関係の物理データを用いて、シミュレーションで様々な条件のX線エネルギー像と光子カウント像を形成し、前者を後者で除して平均エネルギー像を作成した。X線エネルギー像上では各被写体の濃度が一致するように各被写体の厚みを設定し、この条件下で平均エネルギー像上のCNRを計算し、特にヨウ素Iと骨(CaCO₃で近似)の識別能力を調べた。

また、計算に用いた条件は以下のように設定した。

- 固定条件

付加フィルタ：Al 1.0(mm)

検出器：CdTe 0.2(mm)

mAs値：16(mAs)

- 可変条件

各被写体の厚み(mm)

水Baseの厚み(mm)

管電圧(kV)

なお、散乱線やMTFによる不鋭は含めず直接線が運ぶ情報に限定して計算した。

【結果】Fig.1は横軸にIの厚み、縦軸に平均エネルギーのCNRをとったグラフである。また、これは水Baseの厚み200mm、管電圧100kV、16mAsという条件でシミュレーションを行っており、実際の診断を想定している。

Fig.1より各被写体の厚みが厚くなるとCNRが大きくなること示され、さらにI、CaCO₃、Waterの順でCNRが良いことが分かる。

Fig.2はFig.1と同様の条件下でシミュレーション

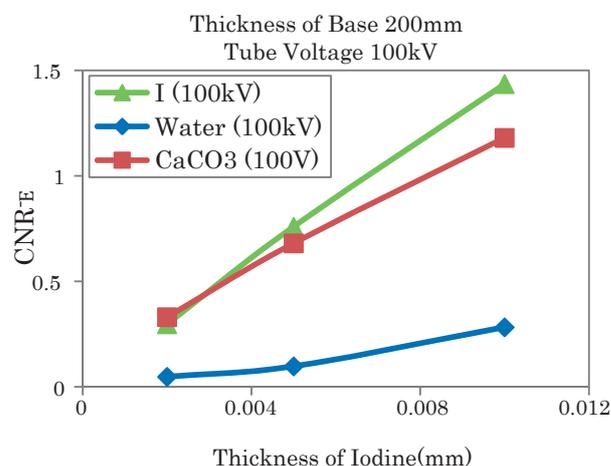


Fig.1 シミュレーション結果

を行い、Iが0.01mmの時の結果を画像化したものである。(a)は従来のX線エネルギー画像、(b)は平均エネルギー画像で、被写体は画像右上がWater、画像右下がCaCO₃、画像左上がIである。

(a)では各被写体の画像上の濃度差が見られないため弁別できない。一方、(b)ではWaterと比べてIは濃度差が顕著であるため弁別可能である。

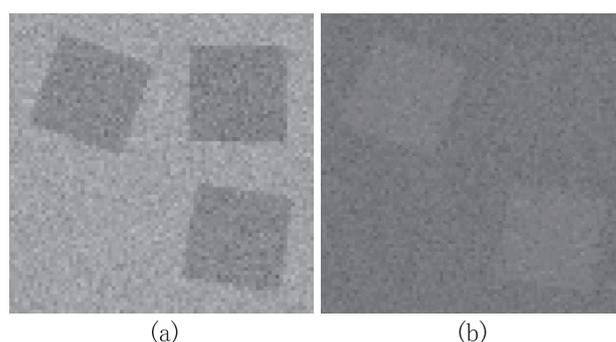


Fig.2 平均エネルギー画像

【結語】管電圧100kV、16mAsという一般的に診断で用いられる照射条件の範囲内で被曝を増加させずに平均的エネルギーという情報を加えてWaterとIの弁別が可能であることが示された。

被写体のある程度弁別できるCNRをおよそ1程度とすると、Fig.1の条件下ではIが約0.007mm程度から識別することができる。

○山田 健二、天野 雅史、湯浅 将生、多田 章久
徳島大学病院診療支援部診療放射線技術部門

【背景】放射線情報システム(RIS)の更新に伴い新たな機能の追加を検討した。これまでは主に、撮影業務、統計業務などで利用していたが、機器管理、被ばく管理を追加することで業務の向上が図れると考えた。特に機器管理は各モダリティで独自の日常点検表(始業点検表、終業点検表)を作成し紙媒体にて管理保存を行ってきたこともあり様式の統一、データ保存の在り方に問題提起してきた部分である。

【目的】本報告では、RISの利用向上として機器管理の構築を提案した。これを運用することにより様式の統一、データ保存、及び二次利用の可能性を示唆することができたので報告する。

【方法】まず、各モダリティの日常点検表の記載項目について大分類、中分類、小分類に分けて可能な限り統一できるものを決定した。次に確認項目の記入方法や特記事項の記載方法を決定した。最後に印刷様式、データ保存、ファイル出力を決定し二次利用を検討した。

【結果】一定パターンの様式を作成することで各モダリティの日常点検表の統一を可能とした。記載方法はプルダウンにより“○”“△”“×”を選択可能とし、テキスト入力が必要な部分にはテキスト入力可能とした。また別途特記事項としてフリーテキストの入力を可能とした(Fig.1)。記載した内容はRISサーバに保存される仕組みとした。

この際に検査室コード、撮影装置コードを利用することで詳細な管理が可能となった。また一定パターン

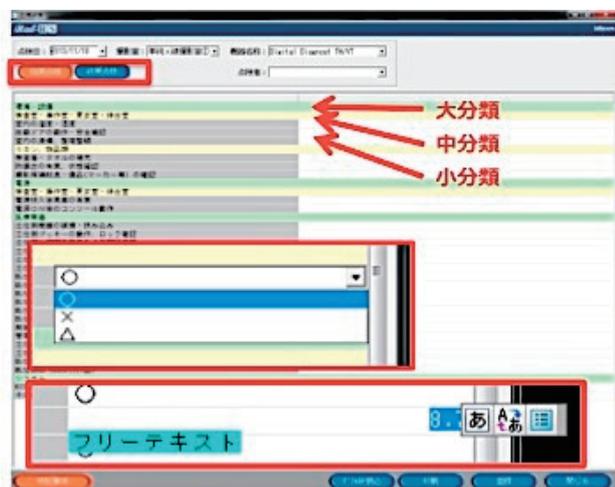


Fig.1 日常点検表への入力例

の様式を用いたことで、印刷形式、ファイル出力形式の統一が可能となった。当院では日本放射線技術学会がwebに掲載していた“安全点検シート”を参考にした。出力時に任意の出力期間を選択した上で、紙への印刷、csv (comma-separated value) 形式、pdf (portable document format) 形式でのファイル出力を可能とした(Fig.2)。

Fig.2 紙媒体への出力例

【考察】各モダリティの日常点検表の統一、データ保存が可能となった。これにより二次利用として次の項目が可能となる。

1. 各システムの各項目について集計し、機器の消耗品交換時期の決定、また点検項目や点検間隔の見直し、予防措置実施等への活用。
2. 業者による保守点検記録の一元管理。
3. 集計期間中の稼働率、故障・保守点検回数、平均稼働時間を集計し機器保守メンテ時期の適正化。

さらに現在RISの機能強化として患者被ばく線量の管理を検討している。RISと撮影装置とのMWM、MPPS通信を利用し撮影装置が出力する撮影条件や照射線量を集計し、患者別被ばく線量の集計や出力を可能とするために検討している。

【まとめ】業務支援のためにRISの機能強化を行った。追加機能の機器管理では様式等を統一することにより一元管理が可能となりデータの保存、利用が簡便となった。今後、管理機能をさらに検討することで業務の向上を図りたい。

○須藤 優¹⁾、守本 京平¹⁾²⁾、藤本 健一郎¹⁾、国重 智之¹⁾、和田崎 晃一²⁾、森本 芳美¹⁾²⁾、
國本 陽英¹⁾

1) 県立広島病院 放射線診断科

2) 県立広島病院 放射線治療科

【背景】医用画像情報領域のデジタル化が進む中、医用画像情報システムを扱う業務は年々増加傾向にあり、これらの業務に起因するインシデントも増加傾向にあるのが現状である。

しかし、このような状況下においてインシデントの発生があるにも関わらず、表面化しない事例が散在していることが問題視されている。

【目的】システム管理者が、PACSサーバ保存後の画像情報に対し、修正・削除した場合にインシデントと判断した事例の内容を分析し、対策を検討する。

【対象・方法】2012年3月4日から2013年7月31日の間に、PACSサーバ保存後の画像情報に対して修正・削除を行った事例(以下、修正事例)477例を対象とした。

この中でインシデントと判断された事例(以下、インシデント事例)数とその内容を分析した。

インシデントか否かの判断は一定の基準(Table1)を設けシステム管理者4名にて実施した。

Table1 インシデント判断基準

| | |
|------------------|------------------------------|
| 各種モダリティ | オーダー確認ミス・マーク間違い |
| 他院画像取込 自院画像出力 | オーダー確認ミス・MWM間違い ・モダリティ間違い |

【結果】全修正事例477例中、インシデント事例は206例であった(Table2)。これらの中で実際にインシデント報告がなされた事例は8例であった。

また、インシデント事例をモダリティごとに分類し件数を比較すると、最も多いものは他院CDの画像取り込み・当院画像のCD発行業務(以下、コピー)の71件、続いて一般撮影の67件という結果となった(Table3)。

Table2 インシデント事例数

| インシデント | 件数 |
|-----------|-----|
| インシデントでない | 271 |
| インシデントと判断 | 206 |
| 合計 | 477 |

さらに、コピーと一般撮影のインシデント事例について、修正理由別の件数の比較を行った結果、コピーではMWM間違いが最も多い25件、一般撮影ではオーダー確認ミスと写損転送(ロス削除)がそれぞれ21件であった。写損転送の主な内容は左右のマーク間違いであった(Table3)。

Table3 モダリティ別インシデント事例数と修正理由

| モダリティ | 件数 | 修正理由 | |
|-------|----|-------------|----|
| | | コピー | 一般 |
| AG | 3 | MWM間違い | 8 |
| | | オーダー確認ミス | 21 |
| CT | 20 | メディア取込ミス | 0 |
| | | モダリティ種別の間違い | 20 |
| MR | 4 | 画像ステータスの変更 | 1 |
| | | 画像の修正 | 3 |
| RI | 23 | 患者間違い | 6 |
| | | 患者情報の修正 | 0 |
| コピー | 71 | 写損転送(ロス削除) | 21 |
| | | 不必要画像の削除 | 7 |
| 一般 | 67 | 写損転送(ロス削除) | 21 |
| | | 不必要画像の削除 | 7 |
| 治療 | 14 | 写損転送(ロス削除) | 21 |
| | | 不必要画像の削除 | 7 |
| 透視 | 4 | 写損転送(ロス削除) | 21 |
| | | 不必要画像の削除 | 7 |

※コピー:他院CDの画像取込み・当院画像のCD発行業務

【考察】コピー業務は、1日に約40～60件の他院検査画像を1検査毎に当院患者情報と紐付けを行っているため、業務が煩雑になりやすい状況にあった。

また、業務を事務スタッフに委託しており、複数人の事務スタッフがローテーションで業務を行っているため、知識・技術の習得が困難な環境であった。これらがインシデント事例数を増加させる要因であると考えられた。現在は、特定の事務スタッフを配置し指導・教育を行うことにより、修正事例は大きく減少傾向にある。

一般撮影においては、デジタル化が進み、再撮影・修正・削除が容易に行える環境となったことで、患者間違い、部位間違い等のインシデントや再撮影に対する認識が薄らいでいると考えられた。そのため、システム管理者が記録している修正記録の分析結果を毎月リスクマネジメント委員会にて報告し、フィードバックすることで、スタッフの認識の均衡化を計ることとした。

今回の調査対象はPACSサーバ保存後の画像であり、モダリティ本体や検像端末における画像修正・削除については検討していない。今後はこれらも対象に含めた調査が必要であると考えている。

○水野 雅之、本田 道隆

香川高等専門学校 電気情報工学科

【背景】X線透視画像はノイズが多いので画質を良くするための処理が行われているが、近年ではかなり複雑な処理もリアルタイムで実行できるようになりつつある。しかし、複雑な画像処理にかかる時間によって手元の動作とディスプレイの表示とのずれが大きくなる可能性がある。このため見やすい画像が得られてもずれが大きければ却って作業性を損なうのではないかといった懸念が生じる。

【目的】手元の動作とディスプレイの表示とのずれがどこまで許容できるのかを見積もり、リアルタイム透視画像処理で要求される使用を明確にする。

【方法】カメラで撮影した画像をソフトに通してディスプレイに表示することで撮影した映像を任意の時間だけ遅らせてディスプレイに表示するシステムを構築した。構成を Fig.1 に示す。

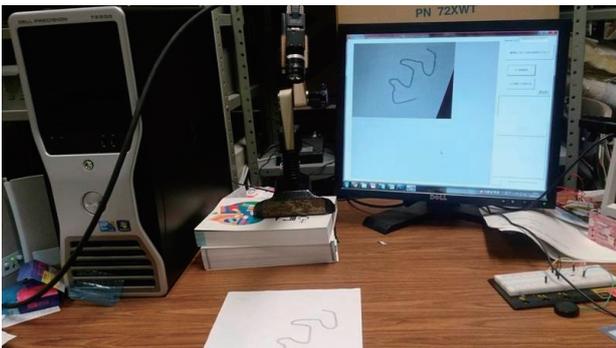


Fig.1 システム構成

このシステムを用いて血管などを模した二つの線の間を、被験者にディスプレイを見ながらなぞってもらい、かかった時間とパターンからはみ出した回数を記録した。これを $\Delta t = 90, 120, 160, 180, 210$ ms とずれを変化させながら2回ずつ測定し、平均を取った。

【結果】グラフに示す測定結果が得られた。

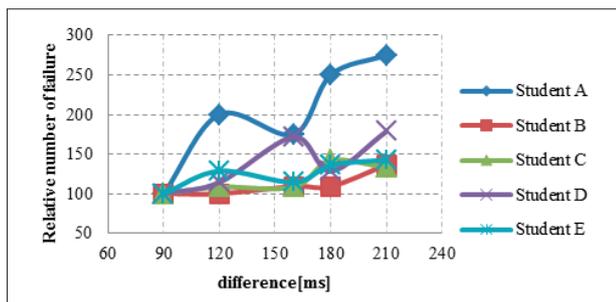


Fig.2 はみ出した回数

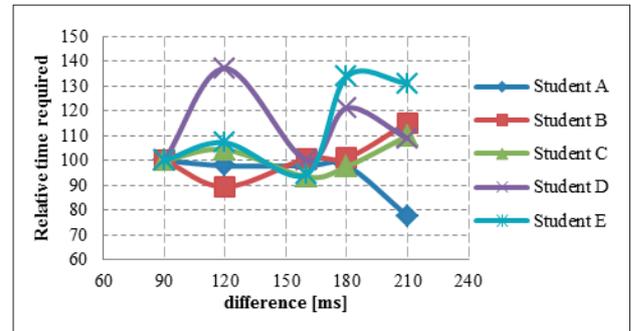


Fig.3 所要時間

Fig.2は横軸がずれの大きさ、縦軸が90 msにおける測定値を100としてはみ出した回数の比率を相対的に表示したもので、Fig.3は横軸がずれの大きさ、縦軸が90 msにおける所要時間について、同様の表示を行ったものである。

はみ出した回数について注目すると、ずれが最も小さい90 msにおけるミスと二番目に小さい120 msにおけるミスの間にも増加する傾向が見られるが、中でも Student A はすでに作業性を損なっている。ずれが最も大きい210 msに至っては被験者全員がミスを増加させている。すなわち、210 msのずれを生じる処理は実施すべきではないと考えられる。

所要時間については、今回の実験ではずれの増大が所要時間に与える影響が明確に計測されることはなかった。しかし、所要時間が減少した Student A ははみ出した回数が増加していることが分かる。

以上の実験結果より、ずれが大きくなると作業性を損なう傾向にあることは明らかである。また、比較的小さなずれでも作業性を損なう被験者が存在しているが、現実のシステムではずれが120 ms程度であることから、これ以上ずれを増やすべきではないと判断した。

【結語】実際の動きに遅延を通して表示する映像系を構成し、ずれ(レイテンシー)が作業に与える影響を調べ、約120 ms程度がレイテンシーの許容範囲であると判断した。今回の実験では静止したパターンをなぞる実験にとどめたが、現実のカテーテル操作では心拍などで対象に動きがあるといった違いがあるため、より近い評価方法を検討していく必要がある。今回得られた結果を今後の画像処理仕様に役立て、より安全な臨床検査に結び付けていきたい。

○柏原 亮太、水野 雅之、本田 道隆
香川高等専門学校

【背景】現在、IVRにおいて、透視による被曝を低減するため、1秒間に10フレームや15フレームの透視がほとんどの臨床施設で行われている。一方、人間の目の知覚特性を考えると、フレームレートを増加させた方が動きに円滑に追従できることが知られている。

【目的】動画観察において静止した信号がノイズの多い背景上に存在しているとき、1秒間のコマ数(フレームレート)が多いほど信号の認識能が高いことが確認されてきたが、心臓のカテーテル治療などでは被写体が動くため、そのような被写体についても効果を調べる必要がある。そこで、本研究では、動いている被写体を10フレームなどの低いフレームレートで収集し、背景ノイズのパターンを変化させて30フレームなど高いフレームレートで表示させたときの認識能に与える効果を調べた。

【方法】コンピュータシミュレーションにより、秒間10コマで動く線状陰影を形成し、その画像にランダムノイズを重畳させ、秒間10コマと秒間30コマの動画を作成した。秒間10コマと秒間30コマの動画に対し、被験者(学生7人)に動いている2本の線状パターンの交点部分(1箇所)が分かり次第マウスでクリックしてもらい、画像が表示されてから交点部分をマウスでクリックするまでの時間と、マウスでクリックした位置の正確さについて評価した。さらにトレース実験を行い、カメラの映像にノイズを重畳させ、ディスプレイに表示した。色を塗ったボールペンをカテーテルに見立て、被験者(学生4人)にディスプレイを見ながら、紙の上にひかれた2本の線の間をトレースしてもらい、作業にかかった時間と、線からはみ出した回数を評価した。なお、トレース実験では実験で使用したカメラとコンピュータの組合せの制限から、秒間5コマと秒間15コマで動画を表示した。

【結果】Fig.1はシミュレーション実験の時間の結果で

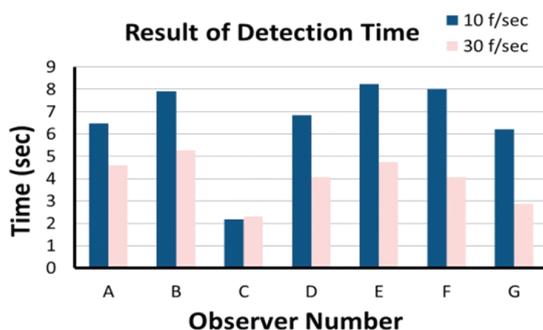


Fig.1 シミュレーション実験の時間の結果

ある。被験者7人中6人が秒間10コマで表示するよりも、秒間30コマで表示した方が認識時間が短くなった。

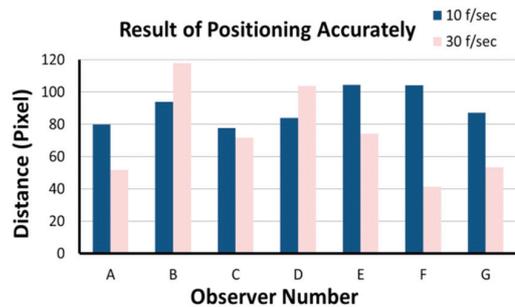


Fig.2 シミュレーション実験の正確さの結果

同様にシミュレーション実験の正確さの結果は、被験者7人中5人が秒間10コマで表示するよりも、秒間30コマで表示した方が距離の正確さが優れていた。これらのコンピュータシミュレーションによる時間と正確さの結果を二項検定を用いて評価した。二項検定の結果、時間のp値は1.2%で、秒間30コマの方が優れていた。正確さのp値は24.9%であった。時間に関しては、統計学的に有意な時間短縮が得られた。正確さに関しても、距離の平均値は秒間30コマのほうが優れており、件数も秒間30コマの方が優れているので、単純に時間だけが短縮された訳ではない。

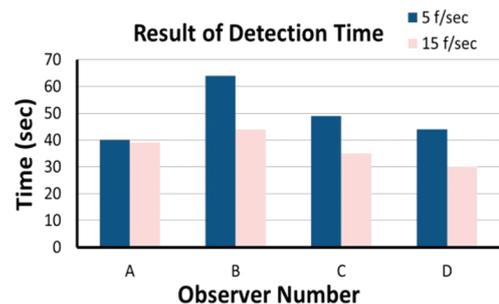


Fig.3 トレース実験の時間の結果

トレース実験では、被験者4人全員が秒間5コマよりも、秒間15コマで表示した方が時間が短くなったことが確認された。トレースの正確さは、はみ出した回数は秒間5コマ、秒間15コマ共に多かった。そのため今後は、このような作業精度をより正しく定量化できるように実験方法の改善を計画している。

【結語】2つの実験から、信号そのものの動態は両者同じであるが、秒間30コマでは背景ノイズの時間変動が細くなり、その効果として線状パターンの動きに対する認識能の向上が確認された。

○森 千尋、沼田 美保、中島 真由佳、藤井 俊輔、本田 貢、田原 誠司
岡山大学病院

【目的】 当院では2013年5月より、KONICA MINOLTA 社製ワイヤレス型 FPD の AeroDR を導入した。現在病室撮影では、FUJIFILM 社製カセット方式 CR と AeroDR を併用している。AeroDR は蛍光体に CsI を採用しているため DQE が高く、カセット方式 CR に比べ撮影線量の低減が期待できる。

今回胸部撮影における AeroDR とカセット方式 CR の低コントラスト検出能を CDRAD ファントムを用いて視覚評価を行い、得られた IQF から、胸部撮影条件を検討した。

【方法】 蛍光体に CsI を使用したワイヤレス型 FPD の AeroDR (コニカミノルタ社製) と、光輝尽性蛍光体を塗布した IP を用いたカセット方式の CR (FUJIFILM 社製)、読取り装置は XL-2 を使用した。移動型の X 線装置はシリウス 130HP (日立メディコ社製) を使用した。

肺野を模擬するためにアクリル 8 cm の中央部に CDRAD ファントムを配置した。CDRAD ファントムの信号の直径は、0.3~8.0 mm の 15 ステップ、深さは 0.3~8.0 mm の 15 ステップである。信号が大きい 3 列目までは中心に 1 個の信号があり、4 列目以降は中心に 1 個、四隅のいずれかに信号が 1 個ある。

試料は撮影条件管電圧 100kV、1.0mAs、2.0mAs、4.0mAs、6.3mAs と変化させ、SID120 cm、照射野 14 インチ × 17 インチで 1 条件あたり 3 枚作成した。グリッドは臨床時と同様に、AeroDR では三田屋製作所 8:1 AL 40 本/cm、カセット方式 CR では三田屋製作所 8:1 AL 60 本/cm を使用した。

画像処理は、それぞれのシステムで臨床時のパラメータを用いた。観察者は当院の診療放射線技師 5 名とし、EIZO の 3M モノクロのモニター (ナナオ社製) 上にて 50% の確信度で認識できる深さ (閾値コントラスト) を答えるように依頼した。観察環境は観察距離・観察時間は観察者の自由とし、部屋の明るさは同一条件下で行った。評価方法は、両システムの線量を変化させた C-D 曲線を作成し、IQF を求めた。

【結果】 AeroDR、カセット方式 CR とともに、線量が増加するに伴って、浅く小さい径まで判別することができた。両システムの 2.0mAs での C-D 曲線 (Fig.1) を比較すると、AeroDR のほうがカセット方式 CR より浅く小さい径まで判別することができた。

IQF と撮影条件の関係を示したグラフ (Fig.2) より、両システムとも撮影条件の増加にともない IQF の値が小さくなった。

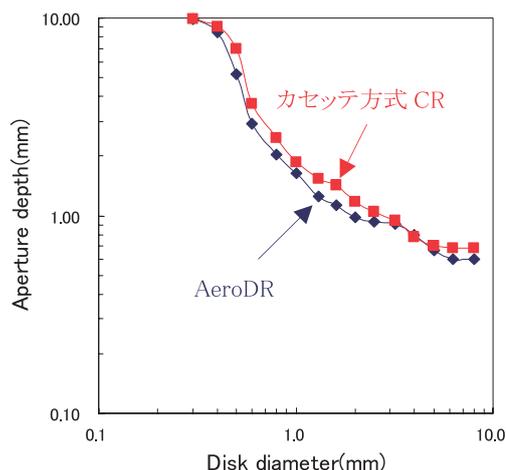


Fig.1 両システムの 2.0mAs での C-D 曲線

各条件においてカセット方式 CR に比べて、AeroDR の方が IQF の値が小さく、低コントラスト検出能が優れていることがわかった。また、カセット方式 CR で 4.0mAs の IQF の値と、AeroDR で 2.0mAs の IQF の値がほぼ同程度であった。

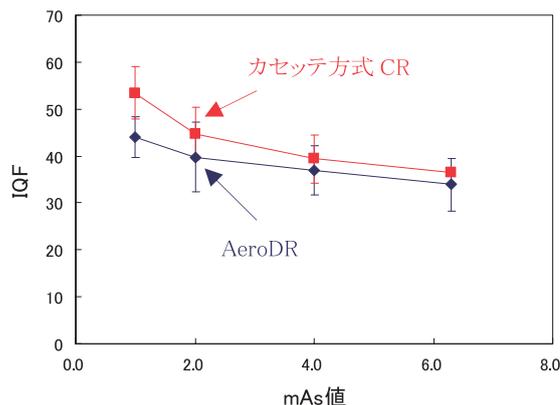


Fig.2 両システムの撮影条件による IQF の変化

【考察】 各線量において AeroDR の低コントラスト検出能がカセット方式 CR より優れていたのは、グリッドの影響も考えられるが、AeroDR の蛍光体の発光効率が良いため X 線の利用効率改善されたためと考えられる。

撮影条件について比較すると、カセット方式 CR に対し AeroDR では約 48% に線量低減が可能である。

○前川 慶太¹⁾、福井 亮平¹⁾、御古 謙太¹⁾、山砥 征弥¹⁾、石井 里枝²⁾

1) 鳥取大学医学部附属病院 放射線部

2) 徳島文理大学 保健福祉学部 診療放射線学科

【目的】 ヨウ化セシウム (CsI) を用いたワイヤレス型の Flat Panel Detector (FPD) が導入された。従来用いていたガドリニウム検出器 (Gd-D) と CsI 検出器 (CsI-D) の信号検出能を Burger phantom により比較、評価した。

【方法および使用機器】 CsI-D は Aero DR (KONICA MINOLUTA 社製)、Gd-D は CXDI-50G (Canon 社製)、X 線発生装置は KXO-80G (TOSHIBA 社製) を使用した。管電圧を 50kV、70kV、90kV と変化させ、散乱体としてアクリル板を使用し基準線量 (1 倍)、1/2 倍、2 倍で Burger phantom を撮影した。観察画像は画像処理を外し、2M のモノクロモニタ (TOTOKU 社製) 上で輝度が同等となるように作製した。試料観察は本院の診療放射線技師 10 名で、観察時間、モニタとの距離等を制限しなかった。観察結果は、Contrast-Detail (C-D) 曲線と Image Quality Figure (IQF) において評価した。IQF は観察された列 (i) における信号の直径 (D) と深さ (C) から次式により定義される。

$$IQF = \sum_{i=1}^n D_i \cdot C_{i \min}$$

【結果】 C-D 曲線は、すべての管電圧において CsI-D の信号検出能は Gd-D より高かった。

また、50kV、70kV の等しい線量の IQF は、CsI-D が有意に高い評価となった。90kV の IQF は、Gd-D の 1 倍線量と CsI-D の 1/2 倍線量の評価結果に有意な差は認められなかった。

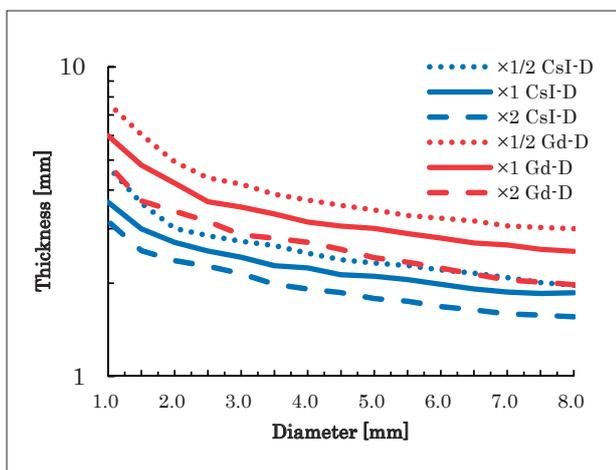


Fig.1 C-D diagram (90kV)

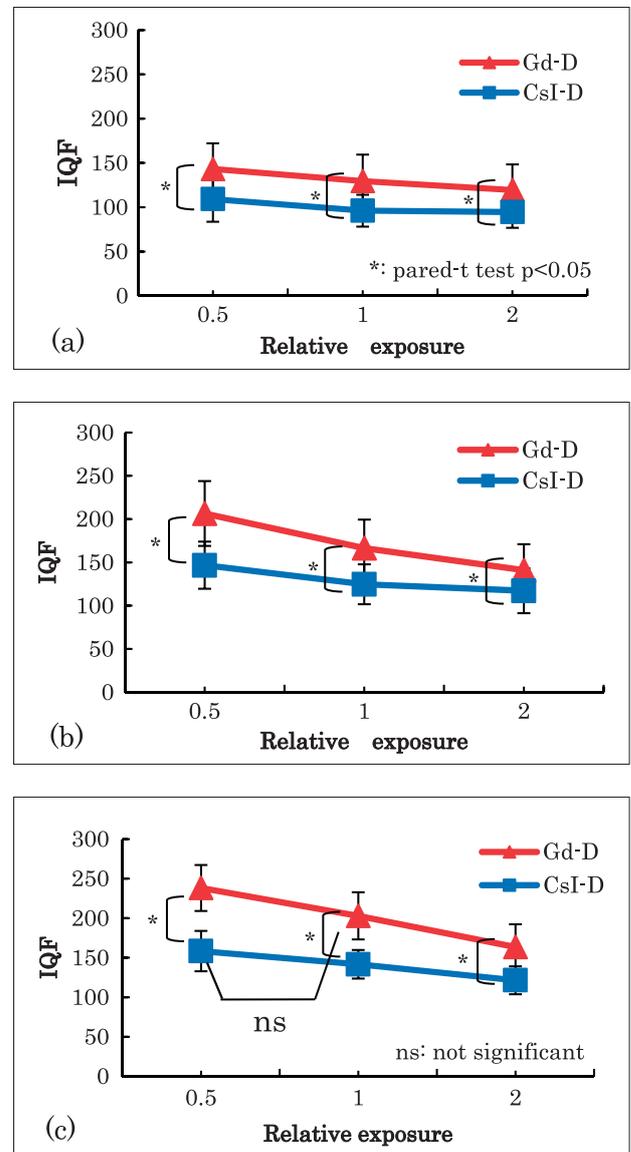


Fig.2 Image Quality Figure (a) 50kV, (b) 70kV, (c) 90kV

【考察】 C-D 曲線において、CsI-D の信号検出能向上が認められた。また、管電圧が高くなるほどその差は顕著となり管電圧依存性が認められた。そのため使用管電圧に応じた撮影線量の設定が必要である。

IQF の結果により、90kV において撮影線量を 1/2 に低減できる可能性が示唆された。

【結論】 CsI-D は Gd-D に比べ本研究で用いた管電圧において高い信号検出能を示した。特に 90kV において CsI-D は Gd-D の 1/2 倍の線量で撮影可能だと示唆された。

○立永 謹、木寺 信夫、北川 康子、池田 俊貴、藤村 良夫
 広島大学病院 診療支援部

【背景】手術終了後、体内に異物ガーゼ等の有無を確認するためにポータブル撮影を行っている。当院において術後CT検査において縦隔部にガーゼ遺残が発見され、撮影条件(管電流時間積：以下 mAs 値)を変更することで対応してきた。しかし、再度腹部に遺残ガーゼが術後6ヶ月のCT検査にて発見された。医療安全管理部より、手術用ガーゼの確認ポータブル撮影において、『パッと見、ガーゼと解るようにならないか』との要望があった。

【目的】ポータブル撮影システムにおいて撮影条件の変更では散乱線等の影響で限界があると考え、ガーゼを強調する画像処理法について検討した。

【使用機器・方法】本研究では、ポータブル撮影装置(TOSHIBA 移動型 X 線装置 シリウス 130HT)、CR 装置(FCR IP ST-VA)、グリッド(MS-X レイグリッド MS-3P 型 N34, r3, $f_0 = 100\text{cm}$)、散乱体(アクリルファントム：20cm)、手術用ガーゼ(滅菌商影 X 線造影剤入りガーゼ 30×30 cm)、画像処理ソフト(Imagej 1.48e)、モニター(EIZO 3M 白黒モニター 21.2 インチ)を使用して、作成した観察試料に対して、バンドパスフィルタ処理を行い、処理有無画像の視覚評価を行った。

観察試料の作成条件は、管電圧：100kV、mAs 値：1.0mAs、SID：150 cm とし、1 cm 長のガーゼをランダムに配置した。

観察者は診療放射線技師5名で、観察試料は、画像処理なし画像60例(信号あり30例+信号なし30例)および画像処理あり画像60例(信号あり30例+信号なし30例)である。

観察環境は、観察距離・時間は自由とし、部屋の明るさは手術終了後と同様、ウィンドウレベル(WL)・幅(WW)は一定：WL：887、WW：1774とした。

評価方法は連続確信度法を用いた。

【結果】画像処理前後での AUC の比較を Table 1 に、ROC 曲線を Fig.1 に示す。本手法を用いることで、ガーゼの視認性が向上していることが確認できた。

本手法を適用前後の胸部ファントム撮影画像を Fig.2 に示す。

Table 1 画像処理前後の AUC の比較

| | 処理なし | 処理あり |
|----------|-------|-------|
| Reader 1 | 0.870 | 0.995 |
| Reader 2 | 0.824 | 0.992 |
| Reader 3 | 0.843 | 0.994 |
| Reader 4 | 0.847 | 0.995 |
| Reader 5 | 0.930 | 0.996 |

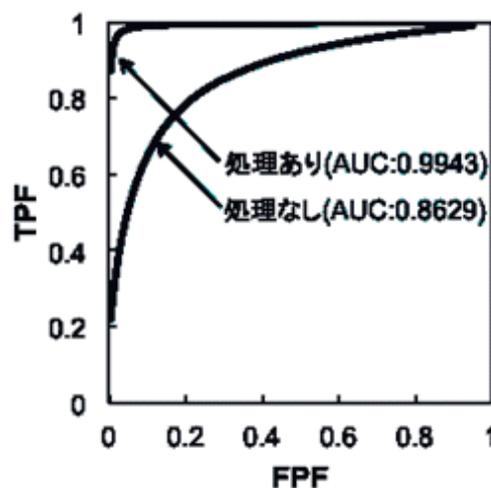


Fig.1 画像処理前後の ROC 曲線

【考察】バンドパスフィルタ処理を行うことで、ガーゼの視認性が向上した。これは、ガーゼ内の高吸収物質である高周波成分を強調し、他の背景成分(低周波成分)を減弱したためと考えられる。また、バンドパスフィルタ処理パラメータ等を再検討することで、更なる視認性の向上が期待できる。

【まとめ】空間周波数処理の一種であるバンドパスフィルタ処理を用いることにより、視認性が向上した。病棟撮影における胃管挿入後の確認にも使用しているが、今後これを含めて、画像処理の他、階調処理も考慮した視認性の向上に努めたい。

PET-CT 検査のより良い説明を行うために ～チーム医療をめざして～

○田中 大吾

独立行政法人 国立病院機構 岩国医療センター

【背景】 今年の4月に PET-CT の新規導入を行った。PET-CT 検査は、前日からの運動制限や検査前の食事制限・血糖値のコントロールなど患者様に十分な説明を行う必要があり、検査に対する質問等は多く寄せられている。

近隣に PET-CT 装置を導入している施設も少なく、職員もどのような説明をしていいかという問い合わせもある。

【目的】 患者様の検査に対する質問に対して、予約の際に患者様への説明を十分に行うことで、検査当日にむけての質問を解消できるのではないかと考え、外来看護師との協力のもと、説明方法の見直しについて取り組みを行った。

【方法】 検査予約に携わる外来看護師45名に対し、PET-CT 検査についてのアンケート調査を行う。

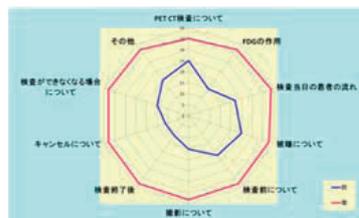
結果をもとに、PET-CT 検査内容に対する勉強会・検査室の見学等を行い、PET-CT 検査の知識を備える。

説明の際に使用するパンフレットについて検討し、病院独自の検査手順用のパンフレットを作成する。

アンケート結果

外来看護師アンケート調査結果(勉強会前・後) n=40

| 項目 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
|-----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|
| 検査前 | 25 | 15 | 22 | 25 | 22 | 15 | 11 | 11 | 15 | 20 |
| 検査後 | 35 | 37 | 39 | 39 | 38 | 38 | 38 | 38 | 38 | 37 |



| 知らない事が90%以上であった項目(主なもの) | 知らない率 | |
|---|--------|-------|
| | 前 | 後 |
| 18F-FDG(フルオロデオキシグルコース)という薬剤を使用している | 90% | → 10% |
| 18F-FDGは毎日決められた時間に岡山から1本づつ運搬されている | 82.00% | → 10% |
| 18F-FDGには半減期があり、検査時間に遅れると検査ができなくなるおそれがある | 61.00% | → 10% |
| 検査当日、当院では水分を約500ml摂取してもらう | 53.70% | → 3% |
| 検査当日、18F-FDG投与前に血糖検査を受ける | 53.70% | → 3% |
| 検査当日、専用の処置室で医師により投与される | 73.20% | → 10% |
| 患者様は投与後一人で待機室に戻り、水分を摂取する | 80.50% | → 12% |
| 撮影時間は20分である | 75.00% | → 6% |
| 検査は全身撮影を行う | 61% | → 18% |
| 撮影終了後20分程度回復室にて安静にしてもらう | 61% | → 10% |
| キャンセルは検査予約日の2日前・午後2時までにはPET-CT検査室に連絡しなければならない | 80.10% | → 12% |
| 連絡が当日来院しなかった場合、薬剤の費用を自己負担していただく場合がある | 65.90% | → 3% |

【結果】 今回の取り組みにより、各々の診療科の看護師が PET-CT 検査に対する知識が向上した。

予約の際、わかりやすい説明が行えるようになったという意見が多く、患者様からの検査に対する当日の質問が少なくなった。

独自でパンフレットを作成することで自覚や責任もよまれた。

PET-CT 検査担当の看護師も数名でき、日々の診察での質問などにもすぐに対応できるようになった。

【まとめ】 PET-CT 検査を新しく始めるにあたって、技師・看護師間での役割を明確にし、それぞれが役割や内容を理解し連携することで、検査の安全と質の向上になったと考える。

検査を始めて間もないため、いろいろな問題が見えてないと思われる。その問題に対し、チーム医療として検査の安全や質を損なわぬよう患者様の状況に的確に対応していきたい。

【PET-CT パンフレット】

FDG PET 検査における長時間絶食による心筋生理的集積の抑制についての検討

○崎本 翔太、森山 茂、奥田 恭平、藤井 進、山根 武史
鳥取大学医学部附属病院

【背景】心サルコイドーシスの早期診断に FDG-PET 検査が期待されている。しかし正常心筋においても生理的な集積を認めることがあり、正確な評価を困難にしている。生理的心筋集積を抑制する様々な前処置が提案されているが、現時点で確立された方法はない。

【目的】多数症例において長時間絶食による心筋生理的集積の抑制効果について検討をおこない、絶食時間と集積との関係について考察する。

【方法】心筋への生理的集積は SUVmax 用いた。SUVmax は得られた多方向画像にて心筋を ROI で囲み計測した。絶食時間は検査前の問診で得られた最終食事時間と投与時間の差より算出した。

【対象】2012年10月から2013年7月までに悪性腫瘍を目的として全身 FDG PET 検査を施行とした1,037例

【検討項目】

- ① SUVmax と絶食時間の相関関係。
- ② 絶食時間により3群(4～11時間、12～14時間、15時間以上)に分けた時のそれぞれの SUVmax 平均値。
- ③ 3群それぞれの SUV3 および SUV5 以下の割合。

【結果】

- ① SUVmax と絶食時間に相関関係見られない (Fig.1)。
- ② 絶食時間により3群に分けると絶食時間15時間以上が有意に低かった (Fig.2)。
- ③ 15時間以上の絶食で SUVmax < 3 は48%、SUVmax < 5 が72%であった (Table.1)。

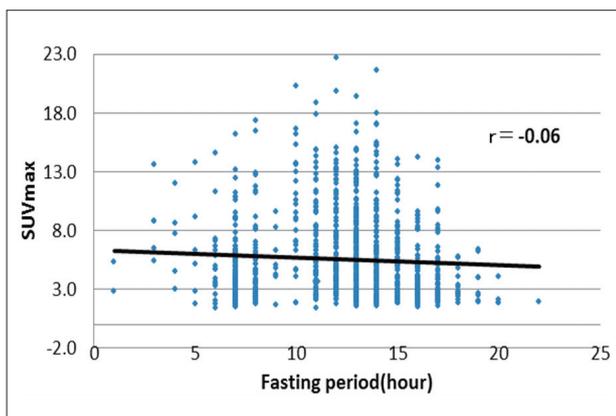


Fig.1 Relationships between SUVmax and fasting

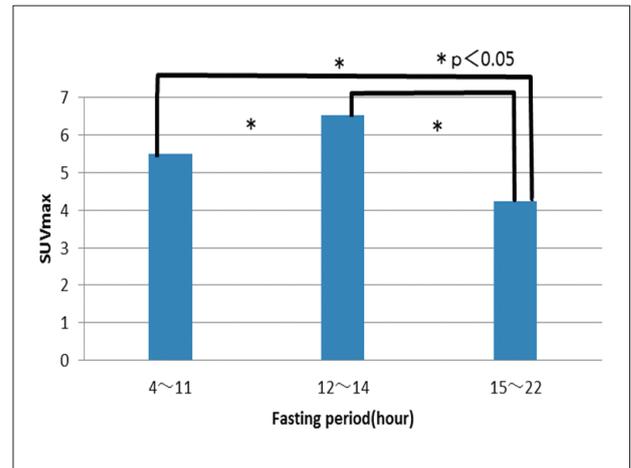


Fig.2 Three groups SUVmax

Table.1 The percentages of cases with SUVmax thresholds of 3.0 and 5.0

| Fasting period (hour) | 4～11 | 12～14 | 15～22 |
|-----------------------|------|-------|-------|
| SUVmax < 3 | 33% | 23% | 48% |
| SUVmax < 5 | 60% | 46% | 72% |

【考察】絶食時間と生理的心筋集積との間に明らかな相関関係はない。しかし絶食時間により3群に分けると絶食時間の最も長いものが有意に低かった。これらの要因として、心筋代謝が糖から脂肪酸へ変わる絶食時間は個人差があることや、絶食時間以外の病歴、検査前の食事などの要因も大きく影響すると推測される。また絶食時間15時間以上であっても、SUV3以下は48%であった。長時間絶食のみでの生理的心筋集積の抑制が困難であることが示唆される。今後、他の前処置の組み合わせや、他の要因のさらなる検討が必要である。

【結論】心筋生理的集積の抑制に長時間絶食は有用であるが、その他の因子も強く影響する。長時間絶食のみの抑制には限界があり、今後他の前処置の組み合わせや、他の要因のさらなる検討が必要である。

○澤田 昌孝、山形 憲生、原 隆史、原田 亜希子、赤木 直樹、伊東 賢二
高知大学医学部附属病院 放射線部

【目的】 尿路における癌の診断を目的とした当院での検査 Protocol を検証した。

【使用機器】

Discovery ST Elite GE ヘルスケアジャパン
FDG 5.0MBq/kg
利尿剤 (フロセミド)

【方法】 当院での尿路造影 PET/CT 検査 Protocol (Fig.1) に従い検査を施行した。遅延相での PET 収集時間の短縮を目的に FDG 投与量は 3.5MBq/kg から 5.0MBq/kg に増量した。

遅延相は利尿剤投与後 3 回以上の排尿を行ってもらい検査を施行。造影 CT は造影剤注入開始から 60 秒、110 秒、300 秒後に撮影を行った。

PET 収集時間、患者被ばく線量の検討、得られた臨床画像より肝 SNR を計測した。

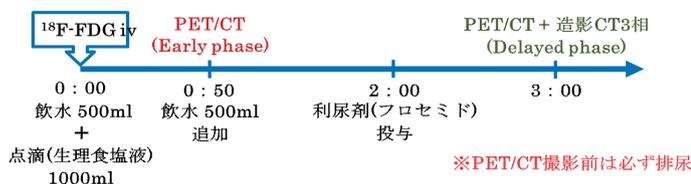


Fig.1 尿路検査 Protocol

【結果】 遅延相における PET 収集時間は、投与 3.5MBq/kg 時に比べ平均 30% 短縮した。

FDG 5.0MBq/kg 投与による患者被ばくは、実効線量で平均 40% 増加した。

得られた臨床画像の肝 SNR は平均 5.3 であり、肝 SNR > 10 を満たさなかった。

尿管癌、膀胱癌の症例を Fig.2、Fig.3 に示した。



Fig. 2 尿管癌

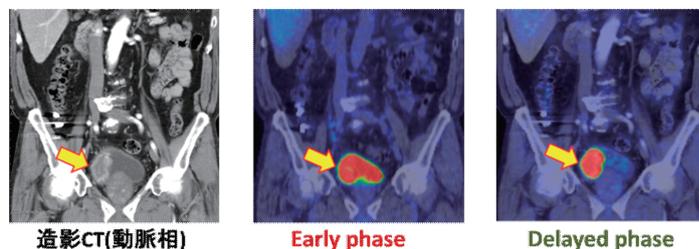


Fig. 3 膀胱癌

【結語】 FDG 投与量を 5.0MBq/kg にすることで患者の被ばくは増加するが、利尿剤 (フロセミド) 負荷時には長時間の検査は不可能なため遅延相検査時間を 15 分程度に短縮できるメリットは大きい。また、体内の FDG が通常より早く排泄されるため実際の被ばく線量は計算値より低減されることが考えられる。

肝 SNR による画質評価では指標の SNR > 10 を満たしていないが病変部は明瞭に識別可能であった。

FDG が苦手とされている尿路の検査で、利尿剤 (フロセミド) を負荷した 3 時間後の PET/CT 検査が有用であると確認された。

3D-PET/CT 検査における各 bed 位置の Noise Equivalent Count Ratio weight (NECR w) について

○原 隆史、山形 憲生、澤田 昌孝、原田 亜希子、赤木 直樹、伊東 賢二
高知大学医学部附属病院 放射線部

【目的】 3D-PET/CT 検査における各 bed 位置での prompt と random について調べ、検査終了後に 1bed 撮像した肝臓部分のデータと合わせて体重ごとの NECR (NECR w) について検討した。

【方法】 当院で行っている体重当たり 3.5MBq 投与後 1 時間での通常検査 (1bed あたりの収集時間は 2 分) で、体重別に bed 位置毎の prompt を比較し、それぞれの体重における random、prompt/random を求めた。さらに SF 値を文献値の 0.35、および肝臓部分のデータより求めた SF 値 (0.42) を用い、各 bed 位置の NECR w を求めた。

【使用機器】 PET-CT Discovery ST Elite GE ヘルスケアジャパン

【結果】

1. 体重が 40 kg、60 kg は各 bed position の体幹部の prompt は 20～30 (Mcounts) の間にあった。80 kg になると 40～60 (Mcounts) の間であった。頭部は体幹部の平均の 1.5 倍となった (Fig.1)。

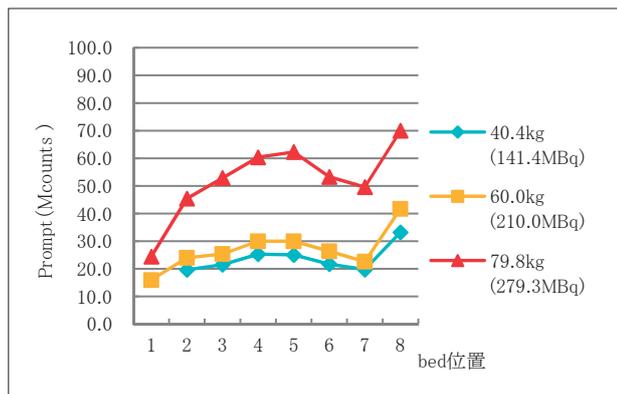


Fig.1 各 bed 位置の prompt

2. 体重が増加するに伴い random も増加した。相関係数は 0.925 と非常に強い相関を示した。
3. prompt/random は 40～60% となった。相関係数は 0.933 と非常に強い相関を示した。
4. NECR w は SF 値が 0.35 の場合、体重が 40 kg、60 kg で 30～70 (kcps) となり、80 kg は 30～90 (kcps) となった (Fig.2)。

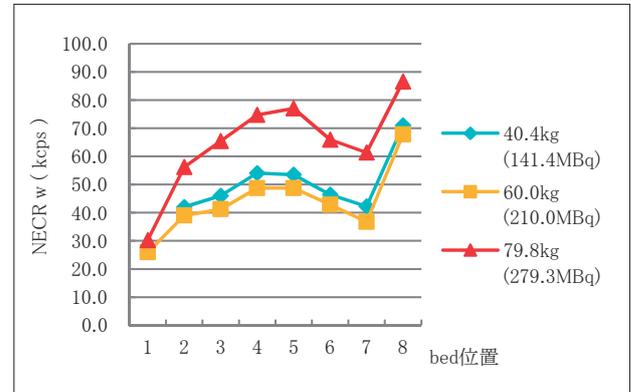


Fig.2 SF=0.35 の NECR w

SF 値が 0.42 の場合は 0.35 に比べて 80% の値になった (Fig.3)。

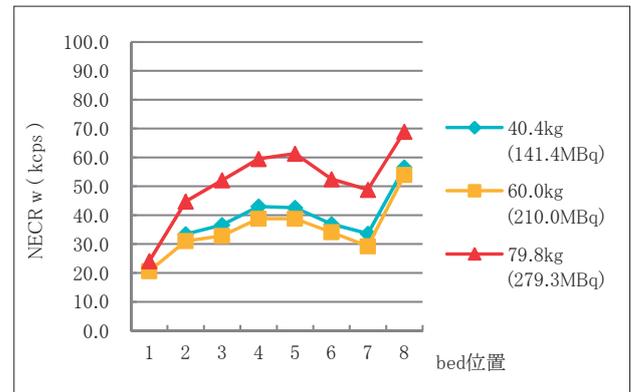


Fig.3 SF=0.42 の NECR w

【まとめ】 40 kg と 60 kg の prompt の bed 位置毎の count 差は少なかったが、80 kg では bed 位置毎の count 差が見られた。体重が増加するほど count が増加するがそれに伴い random も増加するため画質の向上は望めない。NECR w は bed 位置によって異なる。

○松友 紀和

倉敷中央病院 放射線センター

【背景】 ^{18}F -FDG PET は心筋 viability や心サルコイドーシスの評価に有用であり、心電図同期収集を行うことで心機能の評価も可能である。しかし、PET の空間分解能は CT や MRI に比較して低く、診断精度を低下させる要因となっているため、より高い空間分解能や信号雑音比 (SNR) が必要とされている。位置分解能補正 (PSF) や Time of Flight 補正 (TOF) は空間分解能と SNR の向上を目的に開発され、臨床に広く使用されている。これらを用いることで画質や病変検出能が改善することが報告されているが、その効果は再構成パラメータより大きく変化する。また、報告の多くは腫瘍 PET に限定されており、PSF や TOF が心筋 PET 画像に与える影響について、十分な検証は行われていない。われわれは、ファントムと臨床データを用いて、画像再構成法とそのパラメータが心筋 PET 画像と左室機能指標に与える影響を評価した。

【方法】 PET/CT 装置はシーメンス社製 Biograph mCT で、ファントムは既知の欠損を持つ RH-2 型心筋ファントムを使用した。心筋部とバックグラウンドに濃度比が 8 : 1 となるように ^{18}F 水溶液を封入し、2 分間の 3D 収集を行った。画像再構成法は Iterative、PSF、TOF、PSF + TOF を使用し、各画像再構成法について Iteration を 1 から 10 まで段階的に変化させ再構成画像を作成した。得られた画像から FWHM (心筋壁厚)、欠損コントラスト、および左室容積を求め Iteration の影響を評価した。次に、心電図同期収集を施行した臨床 8 例について、拡張末期容積 (EDV)、収縮末期容積 (ESV)、左室駆出率 (EF) を算出し、心エコー検査との誤差を評価した。

【結果】 FWHM と欠損コントラストは、Iteration の変化とともに向上し、PSF + TOF でもっとも良好な値を示した (Fig.1)。左室容積についても同様に、Iteration とともに値が変化し、PSF + TOF でもっとも高値を示したが、実測値よりも過大評価する傾向が認められた (Fig.2)。臨床評価では、左室機能指標に画像再構成による差を認めなかったが、PSF と TOF を併用することで EDV と ESV は高値を示す傾向にあった。また、心エコーとの誤差は PSF で最小となった (Table 1)。

【考察】 ファントム実験から PSF と TOF を使用することで空間分解能が向上し、良好な欠損コントラストを得ることができた。PSF と TOF は、高集積部位の描出能改善のみならず、欠損病変の描出能改善についても効果があると考えられる。一方、左室容積は PSF を使用した場合にもっとも真値に近づいたが、TOF を加えることで過大評価される傾向にあった。これは

PSF と TOF を用いることで壁厚がより薄く描出されたためと考える。臨床評価では PET と心エコーの結果に有意な差は認められなかった。また、両者の誤差は PSF を使用した場合に最少となった。本研究の結果から PSF を使用することで、正確な心機能評価が可能になると考える。しかし、PSF では、オーバーシュート現象によるエッジアーチファクトが発生するため、更なる検証が必要である。いずれにしても画像再構成法やその条件は PET 画像や定量性に影響を与えるため、十分な検証を行い臨床適応する必要がある。

【結語】 欠損病変の描出能と定量性は PSF と TOF を用いることで改善されたが、その効果はパラメータにより大きく変化した。補正が組み込まれた画像再構成法を使用する場合には、条件の最適化を行い、臨床適応する必要がある。

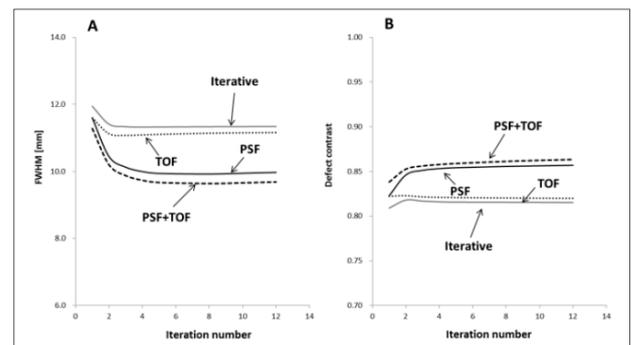


Fig.1 FWHM (A) と欠損コントラスト (B) の変化

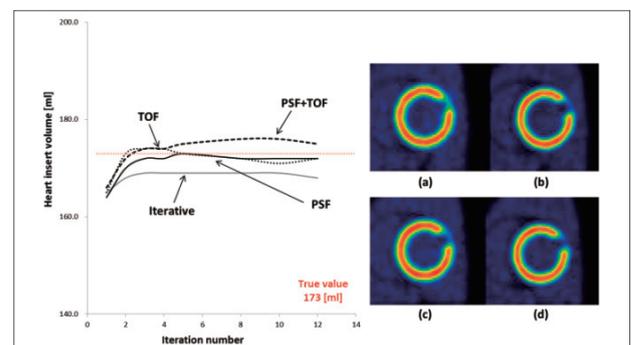
Fig.2 左室容積の変化と再構成画像
a) OSEM, b) PSF, c) TOF, d) PSF + TOF

Table 1 心エコーとの誤差

| | IR (subset:24 Iteration:4) | PSF (subset:24 Iteration:4) | TOF (subset:24 Iteration:2) | PSF+TOF (subset:24 Iteration:2) |
|------|-------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|------------------------------------|
| EDV | 16.8±17.2 | 16.1±16.1 | 18.0±15.4 | 16.3±16.1 |
| ESV | 8.6±11.1 | 8.5±10.3 | 8.9±7.8 | 8.5±10.3 |
| LVEF | 5.4±6.4 | 3.8±2.9 | 5.4±4.5 | 4.6±4.0 |

The difference values : ultrasound results - PET measured values

Evaluation of the SUV values using maximum and peak : a phantom study

○前田 幸人¹⁾²⁾、井手 康裕¹⁾、谷井 喬¹⁾、門田 敏秀¹⁾、岩崎 孝信¹⁾、笹川 泰弘¹⁾、加藤 耕二¹⁾

1) 香川大学医学部附属病院

2) 香川大学大学院 医学系研究科

【背景】 PET を用いた悪性腫瘍の治療効果判定として、2009年に PET response criteria in solid tumors (PERCIST) が提唱され、その有用性について検討されている。この治療効果判定には、SUV_{peak} を除脂肪体重で補正した SUL_{peak} が用いられている。

SUV_{peak} は、関心領域内の集積最大部分の 1 cm³ の VOI の平均値である。SUV_{peak} は、以前より臨床において用いられている SUV_{max} (ROI 中のピクセル最高値) と比較し、統計ノイズの影響や画像再構成法の影響を受けにくいと言われているが、基礎的な検討を行った報告は少ない。

【目的】 臨床において、我々が変更可能なパラメータの一つである平滑化フィルターの強度を変化させた画像を作成し、得られた画像の SUV_{max} と SUV_{peak} を求め、SUV_{peak} についての基礎的な評価を行ったので報告する。

【方法】 PET/CT 装置は Biograph mCT (シーメンス社製)、画像解析装置は syngo.via (シーメンス社製) を用いた。NEMA IEC ボディファントムのホット球とバックグラウンド部の放射能濃度比が 4対1 となるようにファントムを作成し、30 分間のリストモード収集を行った。画像再構成アルゴリズムは、TOF と PSF 補正が組み込まれた OSEM 法を用いた。Gaussian filter の FWHM を 0, 2, 5, 7, 10 mm と変化させ、それぞれの FWHM について、遅延時間が異なる 10 画像を作成した。1 画像あたりの acquisition time は 2 分とした。3D-VOI を用いて SUV_{max} と SUV_{peak} を測定し、10 画像の平均値と変動計数 (SD) を求めた。得られたデータより、Gaussian filter の FWHM と SUV の関係と Gaussian filter の FWHM と SD の関係を求めた。

【結果】 Gaussian filter の FWHM と SUV の関係を Fig.1 に示す。37 mm 球において、SUV_{max} は Gaussian filter の FWHM が 0 mm では 5.8、10 mm では 4.2 を示し、FWHM の変化により約 28% 減少した。それに対し SUV_{peak} は、4.4 から 4.1 となり、約 7% の減少であった。FWHM の変化による影響は、SUV_{peak} のほうが小さかった。この傾向はどの大きさの球でも見られたが、特に小さな球において顕著であった。

Gaussian filter の FWHM と SD の関係を Fig.2 に示す。SUV_{max} の SD と比較し、SUV_{peak} の SD は

小さい値を示した。その差は、Gaussian filter の FWHM が小さいほど大きかった。またこの傾向は、どの大きさの球でも見られたが、特に小さな球で顕著であった。

【結論】 SUV_{peak} は SUV_{max} と比較し、Gaussian filter の FWHM の大きさの影響を受けにくく、治療効果判定等の定量評価指標として期待できると考えられた。しかし、SUV_{max} と比較し、小さな値を示すことを理解した上で使用する必要がある。また、1 cm³ の VOI を用いた評価であるため、小さな集積に対しては部分容積効果の影響を大きく受けることが報告されており、注意する必要がある。

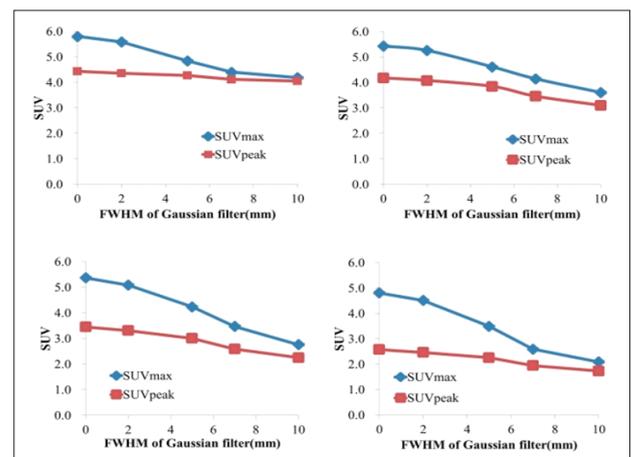


Fig.1 Changes of SUV by various FWHM of the gaussian filter, (a) 37 mm hot sphere, (b) 22 mm hot sphere, (c) 17 mm hot sphere, (d) 13 mm hot sphere

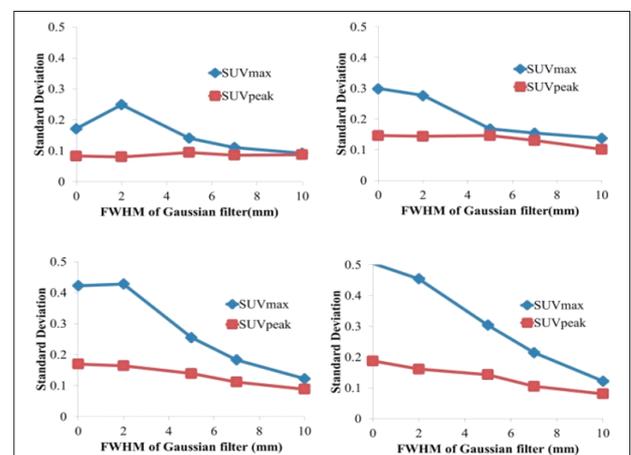


Fig.2 Changes of SD by various FWHM of the gaussian filter, (a) 37 mm hot sphere, (b) 22 mm hot sphere, (c) 17 mm hot sphere, (d) 13 mm hot sphere

○佐内 弘恭、吉田 耕治、阿部 俊憲、守屋 和典、森分 良、田中 康隆、中山 健人、武 かおり、柳元 真一

川崎医科大学附属病院 中央放射線部

【背景・目的】MR 画像の評価法として、signal-to-noise ratio (SNR)、contrast-to-noise ratio (CNR) が広く使用されている。しかし、これらの方法は、多様なコントラストを持つ画像などにおいて、画像全体の評価を行うことが困難な場合がある。そこで、総合画像評価法である normalized mean square error (NMSE) 法の MR 画像への適用を考慮し、SNR、CNR との関係について基礎的な検討を行った。

【NMSE 法について】Mean square error (MSE) は、基準画像に対する評価画像の平均二乗誤差であり、正規化した MSE が、NMSE である。NMSE は下式で求められ、評価画像の基準画像に対する差を表す。

$$\text{NMSE} = \frac{\sum (g(x,y) - f(x,y))^2}{\sum f(x,y)^2} \quad \begin{array}{l} \text{基準画像: } f(x,y) \\ \text{評価画像: } g(x,y) \end{array}$$

【使用機器】

MRI 装置：Vantage Titan 3T (東芝メディカル)
コイル：〈SNR 測定〉Atlas SPEEDER ボディ、スパイン、〈CNR 測定〉Atlas SPEEDER ヘッド
ファントム：〈SNR 測定〉90-401 型ファントム system I (日興ファインズ)、〈CNR 測定〉自作ファントム (Gd-DTPA、生理食塩水、PVA)
画像処理ソフト：Image J、DRIP (富士フィルム RI ファーマ)

【方法】

1. SNR の測定

90-401 型ファントム system I の均一セクションを 6 種類の加算回数 (NAQ、1, 2, 4, 6, 9, 64) で撮像した。NAQ の設定ごとに、parallel imaging (PI) 使用、不使用の設定でそれぞれ 6 回撮像を行った (NAQ64 のみ 1 回)。SNR は、Image J を使用して差分法で測定し (日本放射線技術学会「MR 画像の parallel imaging における SNR 測定法の標準化班」作成のプログラムを使用)、評価には測定値の平均を用いた。

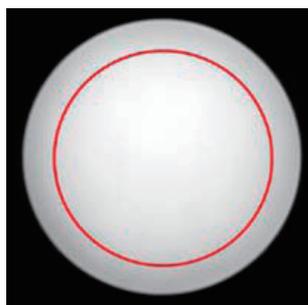


Fig.1 SNR 評価画像の例 (NAQ64) *○は測定位置

2. CNR の測定

自作ファントムを 5 種類の flip angle (FA、30, 45, 60, 75, 90°) で撮像した。FA ごとに PI 使用、不使

用の設定で、それぞれ 6 回撮像を行った。そして、Image J で差分法を用いて SNR を求め、下式より CNR を算出した¹⁾。

$$\text{CNR} = |\text{SNR1} - \text{SNR2}|$$

3. NMSE の算出

画像処理ソフト DRIP を使用して、SNR、CNR の評価画像から、最大値で正規化した NMSE

を算出した。なお、基準画像は、SNR 測定画像では NAQ64 とし、CNR 評価画像においては FA90° とした。

【結果】NMSE と SNR、CNR との関係について、結果を Fig.3、Fig.4 に示す。NMSE は、SNR、CNR が高いほど低値となり、高い相関を示した。



Fig.2 CNR 評価画像の例 (FA90°) *□は測定位置

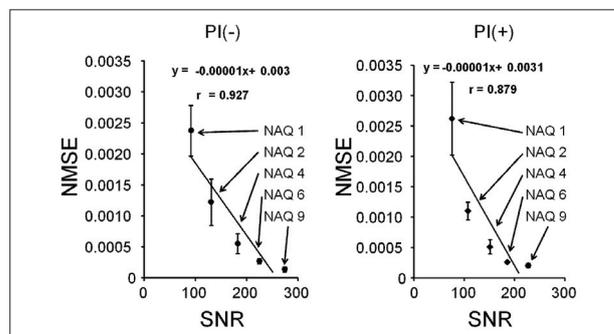


Fig.3 NMSE と SNR の関係

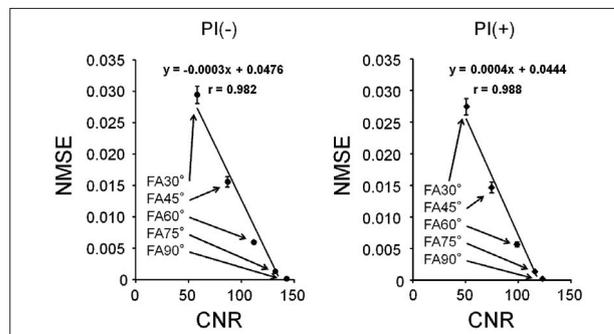


Fig.4 NMSE と CNR の関係

【参考文献】

- 1) 和田陽一、原孝則、宮地利明、MRI システムのファントムにおける CNR 測定法の基礎評価 - 改良 CNR 評価法の提案 -, 日本放射線技術学会雑誌 64(2), 268-276, 2008-02-20

○岡杖 俊也、山下 栄二郎、橋本 伸生、柏井 りえ、赤島 啓介、山根 武史
鳥取大学医学部附属病院

【背景】 パラレルイメージング(PI)は、データ収集を間引くことで撮像時間短縮を実現し、その短縮度は Reduction factor (ReF) で決定される。一方、ReF を大きくすることにより、撮像時間の短縮につながるものの信号雑音比 (SNR) の低下、g-factor の上昇などの画質特性に大きく影響する。

これらの問題点を軽減するために開発された Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) は、従来法である Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA) を基調とした、新たなアンダーサンプリング技術を用いた撮像法である。

【目的】 ダイナミックシーケンスとして用いている Volume in-interpolated breath-hold examination (VIBE) に、撮像条件を同一にし、CAIPIRINHA と GRAPPA をそれぞれ併用したときの画質特性を比較検討した。

【方法】 装置は MAGNETOM Skyra 3T (SIEMENS 社) を使用した。Head-Neck コイルを用いて、ReF を変更させた GRAPPA および CAIPIRINHA の両方法で装置付属ファントムを各2回ずつ撮像し、得られた画像よりサブトラクション像を作成した。信号値は、1回目の画像において、7×7pixel の ROI を設置し、ROI 内の平均信号値とした。また雑音値は、サブトラクション像において同領域の標準偏差を $\sqrt{2}$ で除した値とした。SNR マップは、式(1)より SNR をピクセルごとに算出して作成した。g-factor マップは、式(2)より g-factor をピクセルごとに算出して作成した。

$$\text{SNR} = \text{信号値} / (\text{標準偏差} \times 1/\sqrt{2}) \dots (1)$$

$$\text{g-factor} = \text{SNR}_{\text{none PI}} / (\text{SNR}_{\text{PI}} \times \sqrt{\text{ReF}}) \dots (2)$$

撮像条件は、撮像視野 = 250 mm × 250 mm、マトリクス = 256 × 256、TR = 3.42ms、TE = 1.42ms、スライス厚 = 1mm とした。作成した SNR マップ、g-factor マップにおいて中心部と周辺部に ROI を設定し、その平均値で SNR と g-factor を比較した。

【結果】 得られた SNR マップを Fig.1、g-factor マップを Fig.2 に示す。SNR マップおよび g-factor マップにおいて、中心部と周辺部での、SNR と g-factor の平均値のグラフを Fig.3 と Fig.4 にそれぞれ示す。CAIPIRINHA と GRAPPA 両方法とも ReF が増加すると SNR は低下した。同じ ReF の時は、CAIPIRINHA の方が GRAPPA に比べ高い SNR を示した。ReF が増加するにつれて、g-factor は両方法ともに増加した。

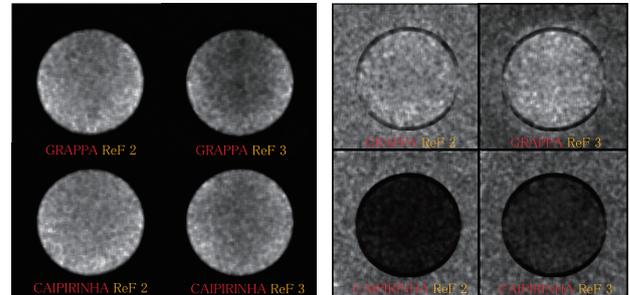


Fig.1 SNR マップ

Fig.2 g-factor マップ

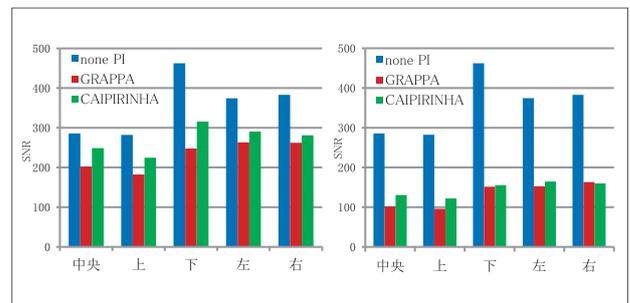


Fig.3 SNR の比較 (左: ReF2, 右: ReF3)

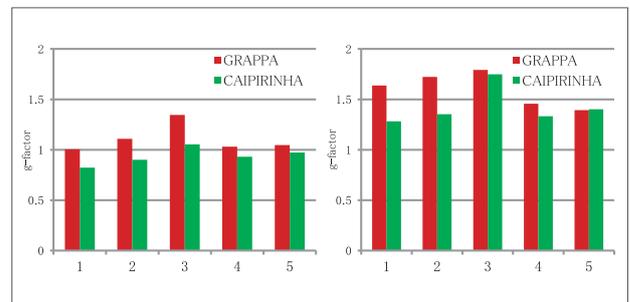


Fig.4 g-factor の比較 (左: ReF2, 右: ReF3)

【考察】 ファントム撮像において、CAIPIRINHA は GRAPPA に比べ低い g-factor を示した。これは画像展開によるアーチファクト増幅の影響が少ないためと考える。そのため、SNR の低下の少ない画像が取得できたと考える。

【結語】 CAIPIRINHA を併用することにより短時間で比較的 SNR の低下の少ない画像の取得が可能と示唆された。

【参考文献】

- 1) 今井広、宮地利明、小倉明夫、土井司、他；差分マップ法および連続撮像法による Parallel MRI 画像の SNR 測定
- 2) Felix Breuer; Martin Blaimer; Mark Griswold; Peter Jakob; Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration (CAIPIRINHA)

Dual Gradient Mode を使用した Diffusion Weighted Image の基礎的検討

○山崎 達也、石森 隆司、小川 和郎、竹内 和宏、高橋 洋輔、大石 晃央、加藤 耕二
香川大学医学部附属病院 放射線部

【背景】 Dual Gradient Mode を使用した場合、Single Gradient Mode と比較して、傾斜磁場の Slew Rate が低く、最大傾斜磁場強度が高くなる。その結果、Diffusion Weighted Image (以下 DWI) において Echo Time (以下 TE) を短縮することが可能となる。

Gradient Mode は Regular・Maximum・Enhanced の3種類の設定が可能である。

【目的】 Gradient Mode の違いが、DWI の Signal Noise Ratio (SNR) と Distortion に与える影響について基礎的検討を行った。

【使用機器】 MRI scanner : Intera Achieva 1.5T Nova Dual、Coil : QD Head Coil (PHILIPS)、Phantom : MRI Phantom 90-401 型 (日興ファインズ)

【Gradient Mode】

Regular (以下 Reg) は、Single Gradient Mode で最大の SNR を得るために最大傾斜磁場強度は低い値に制限される。(b 値 1000 の時、最短 TE : 87ms)

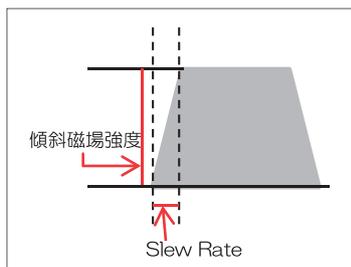


Fig.1

Maximum (以下 Max) は、Single Gradient Mode で最大傾斜磁場強度と Slew Rate が使用される。(b 値 1000 の時、最短 TE 72ms)

Enhanced (以下 Enh) は、Dual Gradient Mode を使用し、Regular と比較し 2 倍の最大傾斜磁場強度と 1/2 の Slew Rate で動作する。(b 値 1000 の時、最短 TE 53ms) (Fig.1)

【方法】 Gradient Mode、TE、b 値を変化させて撮像し、得られた画像について SNR と Distortion を求め比較検討を行った。SNR は Fig.2 のように ROI を設定し、平均信号値と標準偏差を測定し、同一関心領域法より算出した。Distortion は、Fig.3 のように画像

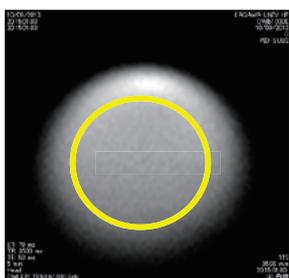


Fig.2

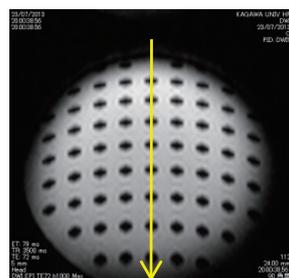


Fig.3

中央部の Phase Encode Direction に Profile Curve を作成した。

$$\text{SNR} = S_{\text{mean}} / \text{SD}_{\text{mean}} \quad \dots \text{ (同一関心領域法)}$$

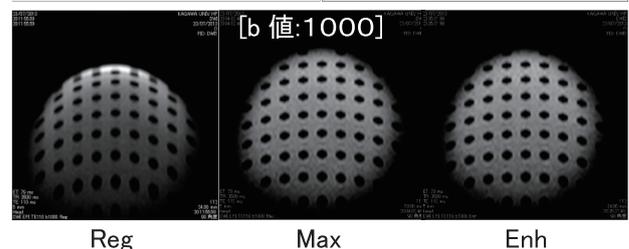
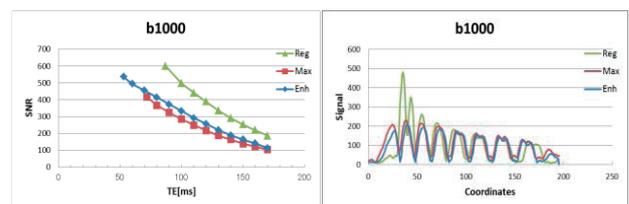
S_{mean} : Phantom に設定した ROI 内の平均信号値

SD_{mean} : Phantom に設定した ROI 内の平均信号値の標準偏差

【結果】

SNR : 同じ TE では、Enh と Max が Reg と比較して約 40% 低かった。Enh と Max に大きな差は見られなかった。すべての Gradient Mode で TE が増加すると SNR は低くなった。b 値の違いによる SNR の傾向に変化は見られなかった。

Distortion : Enh と Max が Reg と比較して少なかった。Enh と Max に大きな差は見られなかった。b 値の違いによる Distortion の傾向に変化は見られなかった。



【考察】 Reg が Max と Enh に比べ SNR が高かったのは、使用される最大傾斜磁場が低く制限されているためであると考えられる。

Enh と Max が Reg と比較し Distortion が小さかったのは、信号の読み取りの収集時間が短いためであると考えられる。

SNR では Reg が最も高い傾向であったが、最短 TE で比較すると Enh と大きな差はみられないため、Gradient Mode を Enh、TE を最短に設定することで SNR を担保し、Distortion を最小限に抑えることが可能であると考えられる。

【結論】 Gradient Mode の違いが、DWI の SNR と Distortion に与える影響について基礎的検討を行った。

Gradient Mode を Enhanced、TE を最短に設定することで SNR が良好で、Distortion の少ない画像が得られることが判明した。

○野津 勝利¹⁾、原 真司¹⁾、小玉 紗弥香¹⁾、尾崎史 郎¹⁾、内田 幸司²⁾、山本 泰司¹⁾

1) 島根大学医学部附属病院 放射線部

2) 島根大学医学部 放射線医学講座

【背景】四肢の脂肪抑制 T2 強調画像は関心領域内の臓器の信号が低いため、解剖学的位置関係の把握が困難になることがある。

当院の MRI 装置では、周波数選択的脂肪抑制法 (CHESS 法) において、脂肪抑制パルスの強度を決める脂肪抑制効率係数 (FatSAT Efficiency: F.E.) を変えることにより脂肪抑制効果も変えることが可能である。

【目的】F.E. を変化させた脂肪抑制において、スライス間隔とスライス数の違いが脂肪抑制効果にどのように影響するかファントムを用いて検討した。

【使用機器】

MRI 装置: Signa HDxt 1.5T (GE Healthcare)

試料: 生理食塩水 (以下: 生食)

サラダ油 (以下: オイル)

【方法】試料をペットボトルに封入し作成したファントムを、Multi-Slice 法を用いた FSE 法で F.E. を 0 から 1.0 まで 0.2 ステップで撮像した。

信号値の測定はスライスの中央の 1 枚で、同一の関心領域を設定した。

• 検討 1

スライス数を 11 枚で固定し、スライス間隔を 0, 0.5, 1.0, 2.5, 5.0, 7.5, 10 mm で撮像。

• 検討 2

スライス間隔を 5 mm で固定し、スライス数を 1, 11, 21 枚で撮像。

【撮像条件】

送受信コイル: バードケージ型 Head Coil

撮像シーケンス: Fast SE

TR 4000ms, TE 85ms, BW \pm 19.23kHz

FOV 256mm, Matrix 256 \times 256, スライス厚 5 mm

エコートレイン数 12

【結果】

• 検討 1

スライス間隔を変化させた場合、生食の信号値はスライス間隔が狭いほど低くなる傾向を示すが、5 mm 以上ではその差は僅かであった。一方、オイルではスライス間隔を変えても生食に比べ信号値の差は小さい (Fig.1)。

• 検討 2

スライス数を変化させた場合、生食の信号値の差は僅かであった。一方、オイルではスライス数が多くなると信号低下が生食に比べ顕著に見られた (Fig.2)。

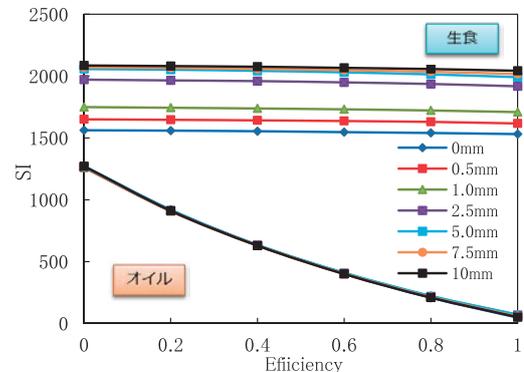


Fig.1 スライス間隔の違いによる信号値の変化

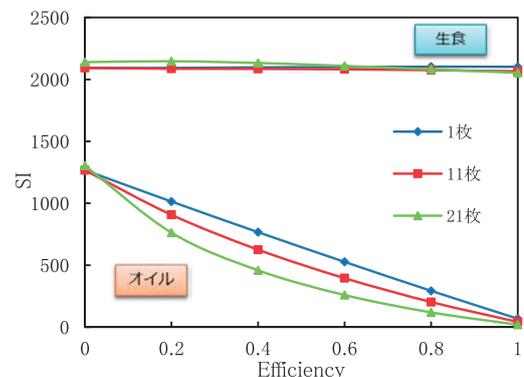


Fig.2 スライス数の違いによる信号値の変化

【考察】

• 検討 1

生食の信号値の変化が小さいことから、スライス間隔 5 mm 以上ではクロストークの影響を受けにくいと推測される。また、オイルでスライス間隔を変えても生食ほど信号値に差がないのは、脂肪抑制パルスはスライス間隔が広がるとスライスプロファイルも広がるためクロストークの影響が変わらなかったと考えられる。

• 検討 2

スライス数を多くしても生食の信号値に違いが見られなかったのは、スライス間隔が 5 mm であることによりクロストークの影響を受けにくいと考えられる。また、スライス数を多くした場合にオイルの信号値が指数関数的な低下を示したのは、脂肪抑制パルスのクロストークによりスライス数が多いほど脂肪抑制効果が大きくなったためと考えられる。

【結語】F.E. を可変したときの脂肪抑制効果はスライス間隔には影響されにくく、スライス数の変化に大きく影響された。F.E. を可変させて撮像する場合、スライス数に応じた F.E. の選択が必要となることが示唆された。

○松浦 健一郎¹⁾、大野 誠一郎¹⁾、田原 誠司¹⁾、中原 龍一²⁾、西田 圭一郎³⁾、尾崎 敏文²⁾

1) 岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

2) 岡山大学病院 整形外科教室

3) 岡山大学医学部 人体構成学

【背景&目的】 高齢化社会の進展に伴い骨折症例が増加し、インプラントの入った患者が増加している。これまでインプラントの材質はステンレス鋼、チタン合金などの非磁性金属が主で、牽引・脱落に対しては安全とされてきた。しかし近年、RF 照射によるインプラント周囲発熱が問題視されるようになってきた。そこで、「日本整形外科学会基礎学術集会2012」、「JSRT2013」にて、ゲルファントム表面への埋め込みが深さ1cmの時、インプラント長を変えてインプラント周囲の発熱について報告したところ、MRI 検査を行う際インプラント素材のみならず、長さにも留意する必要があることが示唆された。

また、MRI 装置や撮像技術の発展、進歩に伴い様々な部位を撮像するようになった。当院でのインプラント埋入患者のMRI 件数は多く、撮像部位も下肢、股関節など多岐にわたる。また画質改善のためのポジショニングにより、通常の仰臥位以外での撮像も増えている。

そこで今回我々は、配置角度によるインプラント周囲発熱をインプラント長を変えて測定することで、どのように発熱分布が変化するかを1.5T 装置と3.0T 装置で測定したので報告する。さらにインプラントの材質の違い(ステンレス製およびチタン合金製)についても測定したので報告する。

【実験方法】 MRI 装置は Philips Achiva 1.5 T、SIEMENS MAGNETOM Skyra 3.0T を用いた。ASTM 規格に則りアクリル樹脂製の容器にポリアクリル酸ゲルを入れたファントムとインプラント(SUS316L ϕ 10 mm, Ti-6-4 ϕ 10 mm) を用いてファントム表面より1cmの深さに配置して経時的に温度測定をした。その時インプラント長は49mm~392mmとし、配置角度は静磁場方向に対し平行配置の時を0° および180° とし、45° 毎に角度を変化させ、インプラント両端部に測定を行った。また、温度測定は蛍光ファイバー式温度計測器を用いた。

【結果&考察】 1.5T 装置では静磁場方向に垂直に配置した時に発熱傾向があった。1.5T 装置における結果を図1に示す。これは、コイルを流れる電流と同じ向きに配置したとき、最も電流が流れ温度上昇が顕著に起こったと考えられる。さらには、RF ロッド(ガントリ内で実際にRF を発生させる装置)は均等に16本

あり、インプラント両端部に近いロッドの影響が推測される。その他、局所的な磁場の乱れの影響も考えられる。

次に、3.0T 装置では静磁場方向に平行に配置した時に発熱傾向があった。これは、テレビのアンテナで例えると、電波に対して垂直にアンテナを設置した時に最も感度が良くなる現象に類似している。また、X 軸方向から出されるRF に対して最も感度が良くなり、温度上昇も顕著に起こったと推測される。

これらに関して、インプラント-ファントム表面の深さによる表面電流が影響したと考えられる。

インプラントの位置が浅いほど発熱しやすく、熱伝導による放熱の影響によるRF 波の表皮効果を反映している。また、人体内にRF 波が照射されることで電磁誘導が起こり、インプラント両端部に渦電流が発生、ジュール熱に変換され発熱となる。

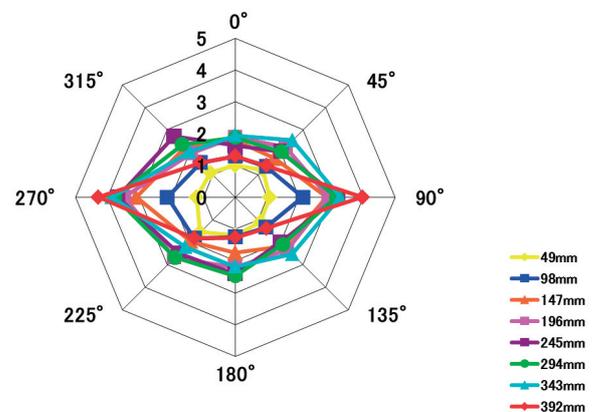


図1 The angle of implant and the calorific value in 1.5 T-MRI

【結語】 2つの装置間で異なる角度に温度上昇のピークが現れた。1.5T 装置と3.0T 装置で発熱傾向が異なる。インプラント埋入患者の検査時は、ポジショニングにより発熱リスクが異なる可能性があり、注意して検査を施行する必要がある。

【参考文献】

- 1) Shellock FG et al.: Evaluation of magnetic resonance safety for heart valve prostheses and annuloplasty rings. Shellock R & D Services, Los Angeles, 2002.
- 2) Knafl E 著/妹尾敦史 訳: MRI 検査の安全性に関する Q & A. 日磁医誌 29(7), 482-489, 1999.

○井隈 美鶴、森広 雅史、奥田 香子、下川 敏春
マツダ病院

【背景】肩関節腔造影 MRI は希釈したガドリニウム造影剤を関節腔に注入し、T1 強調像を撮影する。当院では関節腔造影 MRI の場合でも T2 強調像を撮影しており肩腱板断裂等の診断に使用している。肩関節腔造影 MRI において、注入した希釈造影剤の信号強度が T1 強調像では高信号で問題ないが T2 強調画像で低信号となる場合があった。造影剤濃度が高すぎるためと思われた。関節液が低信号を示すと正確な画像診断ができなくなる恐れがある。

【目的】関節腔内の信号強度が T1 強調像・T2 強調像ともに高信号となる造影剤濃度を模索する。(比較対象は水の信号強度とする)

【方法】使用機器・GE 社製 MRI・Signa horizon 1.5T、造影剤・コニカミノルタ・ガドペンテト酸メグルミン静注液。ガドリニウム造影剤を 50～500 倍に希釈した試料を作り、注射器に入れる。臨床で使用する条件の T1 強調 (TR500/TE15)・T2 強調 (TR3000/TE100) にて撮像する。その信号強度から至適濃度を検討した。肩用コイルは感度均一性が悪いので、まずは感度均一性のよい頭部用コイルでスキャンした。

【結果】T1 強調像では造影剤濃度が下がると信号値はあがっていくが、350～400 倍で信号値が下がり始めた。T2 強調像では造影剤濃度がさがるにつれ信号強度は上がっていった。

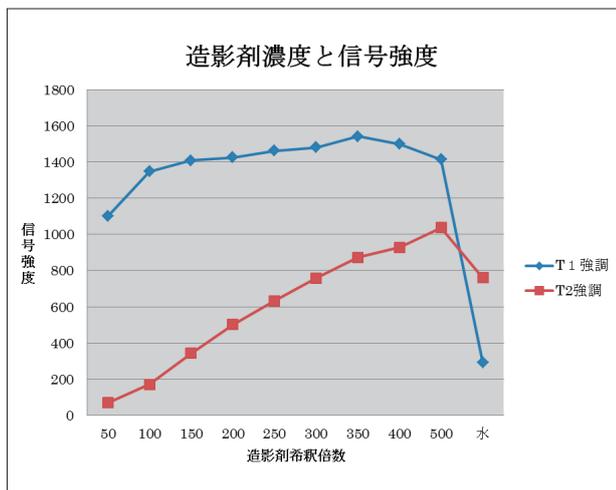
【考察】グラフより、T1 強調像で高信号を保ち、T2 強調像の信号も高い濃度は 400 倍と判断した。T2 強調像にて、350～500 倍の希釈造影剤が水の信号強度を上回った。これは TR を伸ばすことにより希釈造影剤の信号値がさがったので、T1 の影響であると考えられた。

肩用コイルにて 400 倍希釈の試料をスキャンしたが、T1 強調・T2 強調ともに高信号の画像となった。

【結論】造影剤希釈は 400 倍程度が最適であった。

【参考文献】

- 1) 佐志隆士, 井樋栄二, 皆川洋至. 『肩関節の MRI- 撮像と読影の基本テクニック』 2000.10.1. メジカルビュー社出版



○岩角 至子、穂山 雄次、久米 伸治、横町 和志、山岡 秀寿、高橋 佑治、秋田 隆司、石風呂 実

広島大学病院 診療支援部 高次医用画像部門

【背景】MRIは被曝がないため、検査を受ける子供には安全で、親にとっても安心な検査である。一方で、子供にとって検査は基本的に嫌なこと、怖いことであるため、検査時間が長く大きな音をするMR検査において長時間安静を保つことは非常に難しい。小児のMR検査の役割は大きいですが、これまで検査を終えることが優先され、その過程で生じる子どもの精神的・身体的苦痛を緩和するための手段、方法などが十分に考慮されていなかった。また、MRIで小児の検査を行う際、鎮静薬の投与によって呼吸停止などの重い合併症が報告されているとして、日本小児科学会・など3学会による子どもの見守りに専念できる医師や看護師の配置を求めた『MRI検査時の鎮静に関する共同提言』が発表され、MRI検査時の鎮静のリスクへの関心が集まっている。Preparation(心の準備)とは、小児への検査を行うに当たって、患児自身が納得できるような方法で説明し、患児および両親の理解を得て積極的に検査に参加できるように患児の不安・緊張・恐怖心などを最小限に抑えるケアをいう。

【目的】本研究では、これまで鎮静下でMR検査を行っていた脳腫瘍患児に対して非鎮静下で検査可能となることを目的とし、小児Preparationの概念を導入することで、子供に検査のイメージをつけさせ、体験ツアーによって検査への不安や恐怖心を軽減させることを試みた。

【方法】鎮静下でMR検査を行っていた脳腫瘍患児5名(4~7歳)に対して、トレーニング前、トレーニング中、検査前、検査中の4つの時期において患児の行動や反応、周りのスタッフの感触や可能であった行為の段階を記録した。トレーニングは家族付き添いのもと、MR検査室で約15分間装置に触れる体験ツアーを行った。ベッドを動かす・横になる・コイルをかぶる・トンネルの中に入るなどの行為を子供のペースに合わせて無理のないよう行った。その後一旦病室に戻り数時間間隔をあけて本人の意思を確認した。

【結果】全6例(初回5例、2回目1例)中、3例で最後まで撮像が可能であった。残りの3例は非鎮静下で撮像を開始することができたが、途中から鎮静を行った。ほとんどの子供がトレーニング中には緊張した様子で、始めは装置に触れることをためらっていたが、家族と一緒に遊ぶ感覚で接することにより、トレーニングが終わるころには少し環境に慣れた様子であった。ト

レーニング終了後の感触では鎮静なしで検査するのは難しいと思われる患児が多かったが、再び検査室を訪れた際には全例において自らベッドに上がり、検査に協力的であった。

初回に検査途中で鎮静した患児が、2回目には最後まで鎮静なしで検査を終ることができた。これは前回の経験を覚えている様子で、2回目のトレーニングには1回目にはできなかったことができるようになっていた。

【考察】トレーニング中には検査困難だと思われた症例でも、本番では鎮静なしで検査することができた。これは、トレーニング後に数時間の間隔を与えることで、検査のイメージを定着させ、本番に向けて気持ちの整理ができたのではないかと考えられる。

3名は検査途中までであったが成功体験に近い経験ができ、次回の非鎮静下での検査への第一歩につながったと考える。

【まとめ】Preparationで子供にイメージをつけさせ、体験ツアーによって検査への不安や恐怖心を軽減させ、成功体験を経験させるようにかかわることが重要である。今回MR検査において、子供の恐怖心を取り除くためのわかりやすい検査の説明・Preparationの実施を行い、鎮静なしにMR検査ができるようになった。

今回の取り組みは、優しく安全で確実な検査の実施に向けた大きな前進と考えられる。小児の検査を円滑に実施できれば、業務全体の効率化も進み、患者サービスの質の向上につながると考えられる。今後も他部署との連携を深め、Preparationの概念を浸透させ、小児に優しい検査環境を作っていきたいと考えている。



使用装置：東芝社製 Vantage Titan 3T

○藤原 郁也¹⁾、林 慎一郎²⁾、上中 治¹⁾、杉本 貴志¹⁾

1) JA 尾道総合病院

2) 広島国際大学

【背景・目的】 これまでポリマーゲル線量計と MRI 装置を用いた放射線治療における 3次元吸収線量分布の評価に対し、0.3T や 1.5T MRI での深部線量分布や軸外線量分布の放射線治療計画装置との比較を行ってきた。本研究ではより精度の高い線量の評価が期待できる 3T MRI の R_2 特性を 1.5T MRI と比較、評価した。

【方法】 本研究では増感剤として塩化マグネシウムを含む PAG タイプのポリマーゲルを用いた。放射線治療装置 6MV の X 線を用いて 0~6Gy まで 2Gy 間隔でガラス容器 (ϕ 40 mm, 110 ml) に封入した試料に照射し、2種類の MRI により撮像し R_2 特性を評価した。得られた Dose- R_2 応答特性から吸収線量分布を評価し、より大きなファントム ($10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$) のアクリル容器に対しても同様に吸収線量分布を評価した。

【結果】 Fig.1 に Dose- R_2 応答特性曲線を示し、Fig.2 にそれぞれの線量に対する R_2 分布を示す。1.5T、3T ともに R_2 分布はそれぞれの線量に対して平坦な分布を示し、それぞれの結果を比較しても大きな違いがないことが分かる。さらにそれぞれの R_2 分布から線量分布にしたものを Fig.3 に示す。線量分布を比較すると 3T の方が線量のばらつきが少なく、平坦になっていることが分かる。

Fig.4 にアクリル容器の 0-2Gy と 4-6Gy の線量分布を示す。1.5T と 3T の結果を比較すると 3T では容器の辺縁で線量の過小評価を見ることできる。

【考察】 これらの結果からガラスバイアルのような小さな線量計では R_2 分布の大きな違いはないが、線量分布では 3TMRI の方が線量をより良く評価できている。これは、3T の方が S/N が良いためだと考えられる。

しかし、アクリル容器では 3T で容器辺縁での線量の過小評価が見られた。これらは静磁場の不均一が考えられる。

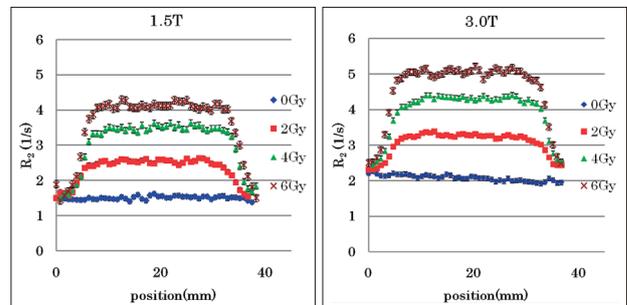


Fig.2 R_2 profiles in vials

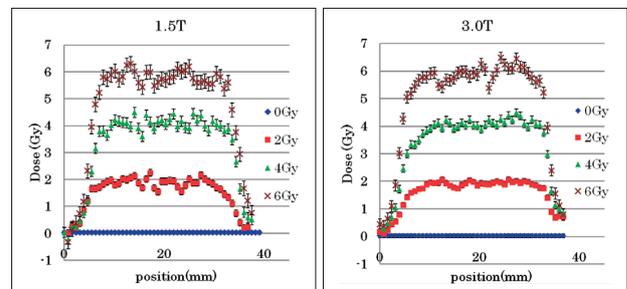


Fig.3 Dose profiles in vials

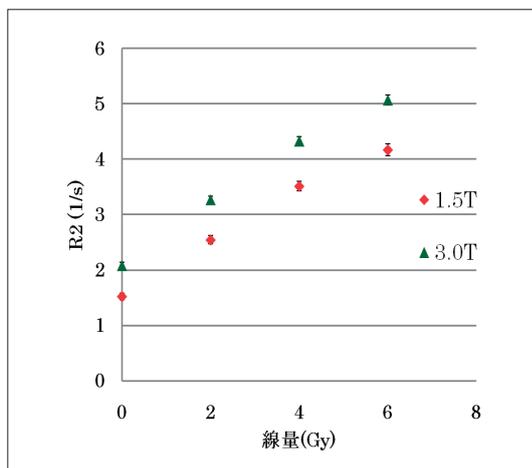


Fig.1 Dose- R_2 response curve

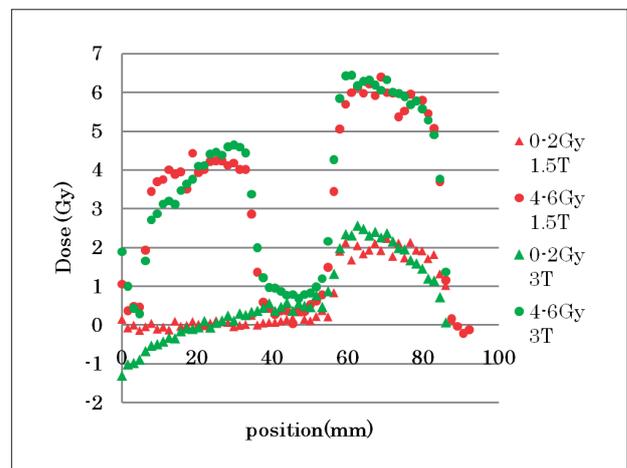


Fig.4 Dose profiles in acryl box

○浅野 祐美、古牧 伸介、西山 征孝、田淵 昭彦
川崎医科大学 附属川崎病院

【背景・目的】 脳血管領域で使用される TOF (Time Of Flight) 法は、3D GRE シーケンス (T1-FFE) を基本としており、ルーチン検査においては良好な血管像を得ることが可能である。しかし、体動が強い症例やより末梢血管を評価する場合、診断に必要な画像が取得できない場合がある。そこで今回この問題点改善を目的に、k-space をセグメントした GRE シーケンス (T1-TFE) を用いた非造影 MR-Angiography の撮像条件の最適化を行った。T1-TFE は、k-space Segmentation を用いたマルチショット化により、信号収集を分割して行うことで、極めて短い TR で撮像が可能となったシーケンスである。

【方法】 使用 MRI 装置は PHILIPS 社製 Achieva1.5T で、受信コイルは、SENSE-Head coil (8ch) である。同意の得られた健常ボランティアを対象とし、T1-TFE の撮像条件 (turbo direction : radial, Y, TFE factor : 2-10, MTC pulse : yes, no,) が血管描出に与える影響について比較検討し、撮像条件の最適化を行った。基本撮像条件は FOV : 200 mm, Matrixsize : 256 * 152 (512r), SENSE factor : 2.0, slice : 120, slicethickness : 1.4 mm (0.7r), chunk : 3, TR : 24ms, TE : shortest, TONE pulse : yes, Fat suppression : SPIR, Flow compensation : yes, NEX : 1 とした。

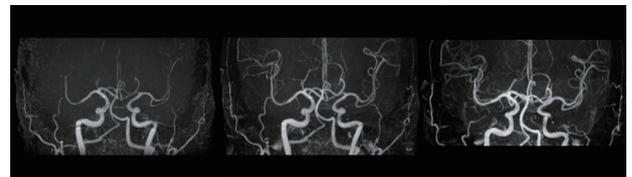
【結果】 MTC パルス有無における TFE factor を変化したときの脳実質と動脈血管の CNR の変化では、MTC パルスなしのときでは TFE factor を変化させても CNR に変化はみられなかったが、MTC パルスありのときでは TFE factor を大きくすると CNR は低下する傾向がみられた。また MTC パルスなしに比べ MTC パルスありのときのほうが末梢血管の描出は良好であった。撮像時間については TFE factor を大きくすると短くなる傾向にあった。

Turbo direction の検討では、得られた画像の脳実質の SNR は radial のほうがわずかに高い値を示したが、CNR では radial, Y とともにほぼ同等の値を示した。撮像時間については k-space shutter の使用により radial のほうが短くなった。

【考察】 MTC パルスの併用によって、末梢血管の描出が向上した。これは、MTC パルスそのものの影響だと考えられる。また MTC パルスを併用した場合、

TFE factor の設定が大きくなるに従って、末梢血管の描出が低下した。これは TFE factor の設定を増やすことにより shot の後半部分で MTC パルスの効果が低下してしまうことが原因だと考えられる。Turbo direction の検討では radial と Y とでは、脳実質の SNR および脳実質お動脈血管の CNR の差はわずかだったので、本検討では、撮像時間を重視して radial を最適な設定と判断した。

【結語】 脳血管領域における T1-TFE を用いた非造影 MR-Angiography の撮像条件の最適化を行った。最適化された条件下において、TFE factor を可変することにより、血管描出能を担保しつつ撮像時間をコントロールすることができ、診断に有用な画像を取得可能となった。今後臨床経験を重ね、さらなる画質改善を行っていきたい。



【参考文献】

松本満臣ほか：3. 精度管理, 考える MRI 撮像技術 : 67-69, 2008

土井司 : 7.2. 臨床画像の評価法, MR 撮像技術学 : 272-273, 2001

Dummy pulse を併用した radial scan における BB imaging —profile order と流速の関係—

○田淵 昭彦¹⁾²⁾、荒尾 信一²⁾、古牧 伸介¹⁾、西山 征孝¹⁾

1)川崎医科大学 附属川崎病院
2)川崎医療短期大学

【背景】 MRI 検査において血管内腔の性状評価をする Black Blood (BB) imaging では、心電図に同期させた場合、TR が心拍数に依存し正確な T1 強調画像の取得が困難となることがしばしば経験される。近年、動きを補正する技術の一つとして radial scan 法が開発され、Low refocusing FA (LrFA) を併用することにより、非同期で動きを抑制した BB imaging の取得を可能となった。しかしながら、血管内腔に信号が残存し完全な BB imaging の取得ができないという報告もある¹⁾。

【目的】 LrFA FA を併用した radial scan 法を用い T1W BB 画像を取得する場合、流速、echo space (ES)、k-space 中心 echo が及ぼす影響について報告する。

【方法】 PHILIPS 社製 Achieva 1.5T 装置を用い、PVA で満たした自作ファントム中に内径 6 mm のシリコンチューブを通し、血液の T1 値 (1097 msec) に調整した液体ファントムをローラーポンプで循環させた。matrix 等基本条件を固定し、流速を 5・10・20・30 cm/sec、profile order (low-high, linear)、Dummy pulse 数 (0, 1)、ES (4.9, 8.5 msec)、ETL (3, 4) と可変しチューブ内腔中心の SNR を測定し、以下の 3 項目について検討した。

1. K = 0 が 1st echo、2nd echo における流速と BB 効果
2. K = 0 が 1st、2nd (偶数)、3rd (奇数)、3-4 (中間) における流速と BB 効果

3. Echo space と BB 効果

【結果】

1. 1st echo を含んだ場合、内腔は高信号を示し k = 0 が中間 echo の場合もっとも低信号を示した (Fig.1)。k = 0 が 2nd echo の場合、すなわち Dummy pulse を入れることにより顕著に内腔信号は低下した。またその影響は低流速で顕著に認められた (Fig.2)。

2. チューブ内腔の信号は k = 0 が中間 echo の場合最

も低下し、偶数、奇数、1st echo の順に信号低下が認められ、低流速の場合その傾向は顕著であった (Fig.3)。

3. Echo space を可変しても SNR に有意差は認められなかった (画像不掲載)。

【考察】

1. Dummy pulse を入れることでチューブ内腔信号が低下した。これは k-space 中心に集まる diphasic 効果の少ない FSE 法の初期の echo が除去されたためと考える。本研究ではとくに低流速 (5-10 cm/sec) で Dummy pulse の効果は大きく、低流速では diphasic 効果が少ないため、FSE 法の初期 echo 除去の影響を強く受けたと考える。
- 2 中心 echo が偶数の場合 Dummy pulse を入れたにもかかわらず、k = 0 中心が 1st echo の場合に比べ信号低下は少ない結果であったが even echo rephasing 効果によるためと考える。また中心 echo が k = 0 をまたいだため中間 echo がもっとも低信号を示したと推測される。
3. Echo space を延長させた場合、信号低下は認められたが、有意な差ではなかった。本実験では TE を固定するために profile order で調節したため、TE が延長してしまい、dephase 効果が Echo space の影響を上回ってしまったことが原因と考えられる。すなわち臨床に使用される TE の短い T1 強調領域において Echo space の影響は殆ど無いと考える。

【まとめ】 動きを伴う部位において T1W Black Blood image を取得する場合、radial scan with Low refocusing FA は有効な手段である。Dummy pulse を入れること、また中心 echo が K = 0 をまたぐような profile order を設定することにより残存信号の無い BB imaging が得られる。とくに低流速の場合この効果は大きく有効である。

【参考文献】

- 1) 小倉明夫他：BLADE 画像の k-space trajectory が画像特性に及ぼす影響。日磁誌 2009；1:12-19

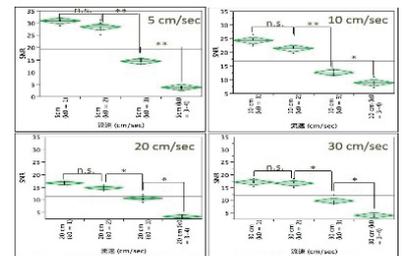


Fig. 3 Comparison of a SNR in each flow velocity when k=0 is 1stecho, even echo, odd echo and middle echo.

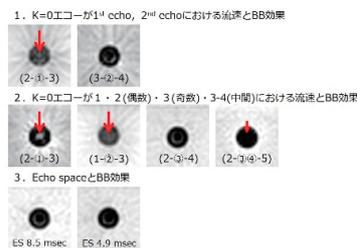


Fig. 1 Comparison of a signal intensity in inner cavity in each item when a flow velocity 5cm/sec. The arrow shows high signal, and arrow head shows lowest signal.

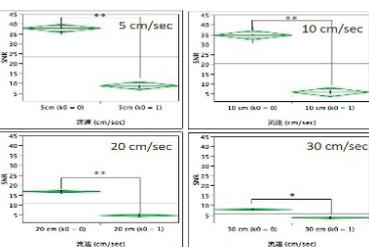


Fig. 2 Comparison of a SNR in each flow velocity when k=0 is 1stecho and 2ndecho

○川上 雄司、中河 賢一、小笠原 貴史、森本 規義
倉敷中央病院 放射線センター

【背景】 鎖骨下動脈を描出する方法として心収縮期と拡張期の撮影を行いサブトラクションする TRANCE 法や inflow 効果を利用した Multi-chunk TOF 法、血液信号を高信号に描出する Balanced SSFP 法などが用いられている。しかし、TRANCE 法は体動によるミスレジストレーション、Multi-chunk TOF 法は複雑な血管走行による描出能の低下、Balanced SSFP 法は磁場の不均一によるアーチファクトの増加などの問題点がある。今回われわれは、それらの問題を解決できる可能性のある方法として、3D phase contrast (3DPC) 法に着目した。PC 法は動脈、静脈がともに描出されるが、心電図同期を用いることで、動脈を優位に描出できる可能性がある。

【目的】 心電図同期を併用した 3DPC 法の撮影条件の最適化を行う。

【方法】 同意の得られた健常ボランティア 5 名に対して以下の検討を行った。

1) VENC

鎖骨下動脈の 2D Q-flow を撮影し、得られた最大流速に対して 50%～200% に VENC の値を可変させ、ボランティアの撮像を行う。この時の TFE acquisition は、2D Q-flow で得られグラフより、動脈の流速の早いタイミングに設定する。

2) TFE acquisition

鎖骨下動脈の 2D Q-flow で得られたグラフより、動脈流速が早い時相を 100% として、180%、150%、100%、80%、50% の 5 種類の TFE acquisition でボランティアの撮像を行う。TFE acquisition は TFE factor により調整し、Trigger delay は一定とする。この時の VENC は、VENC の検討で得られた最適な値とする。

1)、2) で得られた画像に対して、鎖骨下動脈と腕頭静脈の SNR の測定と視覚評価を行う。

【結果】

1) VENC

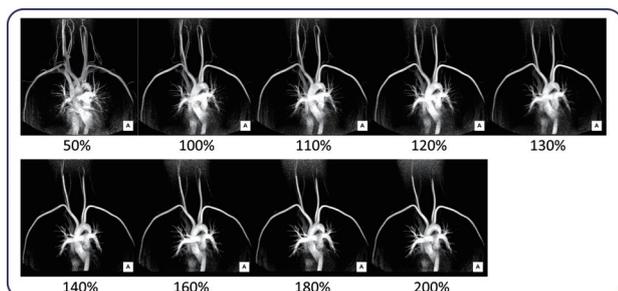


Fig.1 VENC を変化させた時のボランティア画像

VENC を最大流速に対して 130% の値に設定したとき、鎖骨下動脈の SNR は最大になった。VENC を大きくしていくにしたがって腕頭静脈の SNR は低下していった。VENC を 50% にしたとき、鎖骨下動脈の中心で信号低下が見られた。VENC を大きくしていくにしたがって、鎖骨下動脈と総頸動脈の起始部が細く描出された。

最適な VENC は最大流速の 130% であった。

2) TFE acquisition

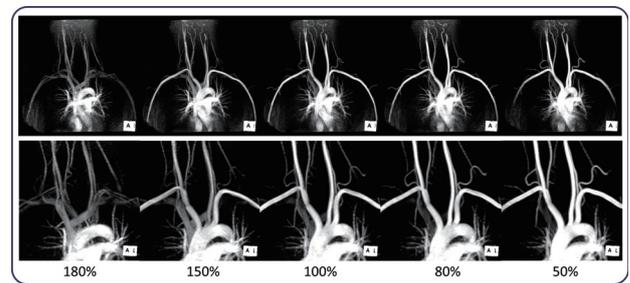


Fig.2 TFE acquisition を変化した時のボランティア画像

TFE acquisition が短いほど、鎖骨下動脈の SNR は高くなり、鎖骨下動脈の描出能は向上した。TFE acquisition を 50% としたときに鎖骨下動脈の遠位で描出不良となった。

最適な TFE acquisition は 80% であった。

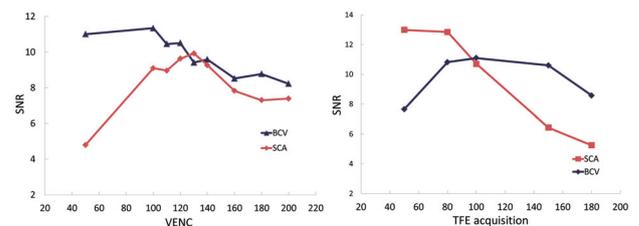


Fig.3 VENC を変化させた時の SNR (左)

Fig.4 TFE acquisition を変化させた時の SNR (右)

【考察】 VENC が 50% のとき、流速の早い中心部血流は 180° 以上の位相シフトとなり、信号が低下していったと考えられる。逆に VENC を高くすると、辺縁の遅い血流は SNR が低下し、血管が細く描出されたと考えられる。

TFE acquisition が短くなりすぎると、鎖骨下動脈の遠位では流速のピークをとられず信号が低下し描出不良となったと考える。

【結語】 VENC と TFE acquisition を最適化することで、鎖骨下動脈の描出能を向上させることができた。

しかし、最適な条件を使用しなければ、疑陽性や疑陰性になる可能性があり注意が必要である。

下肢末梢血管を対象とした Subtraction MR Angiography の血管描出改善の検討

○古牧 伸介¹⁾、木田 勝博²⁾、西山 征孝¹⁾、竹本 理人¹⁾、藤井 政明¹⁾、浅野 祐美¹⁾、田淵 昭彦¹⁾

1) 川崎医科大学 附属川崎病院

2) 岡山赤十字病院

【背景】 当院では下肢末梢血管を対象とした非造影 Subtraction MR-Angiography として、PHILIPS 社製の TRANCE (TRigger Acquisition Non Contrast Enhancement) を使用している。撮像条件は鎖骨下動脈を対象に最適化したものを流用しているが、症例によっては血管描出が不良となる場合がある。

【目的】 本検討は、より良好な血管像を安定して取得するために、撮像条件 (Refocusing Flip Angle) 及び処理条件に改善を加えたので報告する。

【方法】 使用した MRI 装置は PHILIPS 社製 Achieva 1.5T で、受信コイルは XL-Torso coil (16ch) である。基本シーケンスは、3D-T2w-VISTA (FOV : 380 mm, matrix size : 256 * 512r, slice thickness : 3.0 mm, profile order : Linear, Turbo direction : y, flip angle : 90deg, TR : 1-2 heart beat, TE : 60ms, DRIVE pulse : yes, flow compensation : no, NEX : 1) である。

対象血管の最大血流値に対して、最も良好な血管像が得られる Refocusing Flip Angle (RFA) の設定値を決定するために、膝窩動脈における最大血流速度値が異なる同意の得られた健常ボランティア (16.8 cm/sec, 22.7 cm/sec, 32.4 cm/sec) 及び ASO の患者 (4.39 cm/sec, 7.35 cm/sec) 計 5 名の下腿動脈に対して、心収縮期での RFA の設定を可変 (100deg, 120deg, 140deg) し撮像を行った。このとき、心拡張期での RFA の設定は 160deg とした。得られた差分画像における、前脛骨動脈 (ATA)、腓骨動脈 (PeA)、後脛骨動脈 (PTA) と筋肉とのコントラストの算出と MIP 画像に対する血管描出の評価を行った。

サブトラクション画像の背景信号抑制を目的に、サブトラクション処理における重み係数について検討した。対象は浮腫性病変を合併した閉塞性動脈硬化症 (ASO) 患者 1 名の下腿動脈とし、重み係数の設定を可変 (1.0-1.5) して処理を行い、得られた MIP 画像の血管描出の評価を行った。

【結果】 各対象における血管と筋肉とのコントラストは、心収縮期の RFA の設定が小さくなるに伴い上昇する傾向にあった。MIP 画像については、比較的 maximum 血流速度値が速い対象においては、細かい血管の描出が RFA の設定が小さくなるに従って良好となるもの

の、太い血管の描出はあまり大きな差が見られなかった。一方、最大血流速度値が比較的遅い対象については、RFA の設定が小さくなるに従って、顕著に血管描出の改善が認められた。

重み係数の影響については、係数が大きくなるに従って背景信号が低下し、比較的太い動脈血管の描出は向上したが、細かい血管や狭窄部位のような微量な信号の描出が低下した。

【考察】 心収縮期の RFA の設定を 100deg にした場合、すべての対象の下腿動脈で筋肉とのコントラストが最大値を示したが、これは X-Y 平面上に再収束される血液のスピンは位相エンコードが進むごとに血液信号の位相分散が蓄積し、さらに T1 緩和や流速の影響も加味され、血流信号が低下したことが原因だと考える。またその影響は、比較的流速の遅い (10 cm/sec 以下) 対象や微細血管で強く、血流状態の悪い患者においてより有用性が高いと思われる。

重み係数が大きくなるほど背景信号が抑制され動脈の描出が向上したため、重み係数を付加したサブトラクション処理を用いることで、血管描出向上がききたい。しかし、係数が大きすぎると高信号部と低信号部の信号差が増加し、細かい血管など微量な信号の描出が困難となるため、臨床においては係数の設定には注意が必要である。

【結論】 本検討は、最大血流速度値の異なる僅か 5 名のみを対象とした評価であったが、RFA を心拡張期で 160deg、心収縮期で 100deg に設定することで、血管描出の改善が確認された。しかし、血流の遅い対象については、更に RFA を小さく設定することで、より血管描出の改善ができる。非造影 MR-Angiography の需要は更に増加傾向にあるため、今後臨床におけるあらゆる血流状態にも対応できるように、更なる検討を行っていきたい。

【参考文献】

- 1) 中村理宣ほか：VRFA-3DTSE-VISTA1009. Rad Fan 7 (5): 19-22, 2009
- 2) 石本剛：3T での非造影 MRA-3T TRANCE の真価と魅力. INNERVISION 23(9)
- 3) 荒木力著：流れの MRI. 決定版 MRI 完全解説：581-584

○大村 佑一¹⁾²⁾、福田 喜脩¹⁾、松浦 龍太郎¹⁾、林 邦夫¹⁾、山内 健太郎¹⁾、大野 誠一郎¹⁾、
田原 誠司¹⁾

1) 岡山大学病院

2) 岡山大学大学院保健学研究科

【背景と目的】腎機能不良の抹消動脈閉塞疾患の患者に対し、片手・手指の非造影 MRA 撮像の検査依頼がしばしばある。しかし患者によっては撮像体位に制限があり、長時間の検査が難しい場合がある。

末梢動脈閉塞疾患とは末梢動脈に動脈硬化症が生じ、手足に血行不良が起こる疾患で、しびれ・痛み、悪化すると潰瘍ができ、壊死することもあり、末梢血管の疾患の中で最も多く、血管外科、循環器科で診療されることが多く、当院ではリウマチ内科からの検査依頼もある。

末梢動脈のコントラスト・撮像時間及び体位の安楽さを評価基準とし、前述の患者に対する片手・手指の非造影 MRA 撮像プロトコルの検討を行った。

【方法】

(使用機器) 使用装置として MAGNETOM Skyra (SIEMENS 3T) 使用コイルは HeadCoil 20 及び Flex Large Coil を用いて 29 歳男性 2 名の健常ボランティア 2 名での検討を行った。

(撮像シーケンス) T2stir-space/3D-TOF/T2medic/NATIVE-space/2D-TOF を FlexCoil・HeadCoil でそれぞれ撮像し、撮像時間は 5～6 分を目標とした。

(ポジショニング) HeadCoil 使用時では腹臥位・挙上、FlexCoil 使用時では腹仰臥位・体の横に手を下ろして撮像を行った。撮像後にボランティア 2 名に安楽であった方を選択してもらった。

(画像評価方法) 診療放射線技師 3 名で、取得画像の 10 種のうち、末梢の血管のコントラストが良好と思われるものを、1 位 10 点、2 位 9 点…10 位 1 点で点をつけた。その合計点 (30 点満点) の最も高いものを最適シーケンスとした。

【結果】取得画像の一例を図に示す。



図 T2stir-spaceMIP 画像及び T2 medic-3DminIP 画像

画像評価では HeadCoil による T2-medic-3D で撮像した画像が最もよい結果となった。次いで HeadCoil による T2stir-space の画像がよい結果となった。ポジショニングの安楽さはボランティア 2 名とも HeadCoil での撮像を選択した。

今回の検討で取得画像したうち、画像評価・撮像時間から、シーケンスは T2 medic-3D が最適とであると判断した。ポジショニングは HeadCoil を使用した方が安楽であったとの評価だった。HeadCoil を用いた T2 medic-3D を撮像プロトコルとして採用した。

【考察】

(シーケンスについて) 今回の検討においては T2 medic-3D が最も適している結果になったが、T2-stir-space も同様に有用であったと考えられる。画像処理としては T2 medic-3D では thin MIP が、T2-stir-space では MIP が適していた。また、T2-stir-space は flow の補正処理を用いることで静脈の影響を抑えることができた。二つのシーケンスともに撮像後に MPR の処理ができることも利点としてあげられる。(ポジショニングについて) 当院で手指の撮像を行う際のポジショニングで検討を行った。HeadCoil を用いて手をあげた腹臥位が安楽という結果であったが、この体位が厳しい患者もいる。この場合、FlexCoil を用いて手を体の横に下ろした仰臥位が適している可能性もある。両者とも厳しい場合、腹部の上手に置くポジショニングが考えられるが、体厚や呼吸による動きも考慮しなければならない。

(今後の課題として) 今回の検討はどのシーケンス・体位が安楽・短時間で、良好な画像が得られるかを検討したものであるため、各シーケンスのパラメータ設定等の十分な検討はされていない。今後は各シーケンスの検討が課題である。

○黒崎 貴雅¹⁾、木田 勝博¹⁾、後藤 佐知子²⁾、東 義晴²⁾、梶谷 努¹⁾

1) 岡山赤十字病院 放射線科

2) 岡山大学大学院 保健学科

【背景】関節リウマチの進行過程を示すステージは4つある。初期症状を示す滑膜炎や骨髄浮腫はステージ1に含まれ、これらの診断にはMRIが有用であると言われている。近年、早期の関節リウマチに対する薬剤が発売されその効果を判定するために、ステージ2を示す初期の軟骨破壊を診断することが重要となっている。

【目的】我々は手指軟骨の描出を目的に水選択励起法を併用した Multiple Fast Echo 法 (m-FFE) による撮像条件の検討を行った。

【方法】MRI装置は Achieva 3.0 TX (PHILIPS) を使用した。受信コイルは手指軟骨における高空間分解能撮像を目的に、32ch SENCE Torso/Cardiac コイルを使用した (Fig.1)。同意の得られたボランティアの手指軟骨を対象に得られた画像の信号雑音比 (SNR) を比較した。比較項目は TE first、Flip Angle と WATS である。SNR の評価には空中雑音法 (1) を用い、第3指の PIP 関節をターゲットに ROI を設定した (Fig.2)。

$$\text{SNR} = (2 - \pi / 2)^{1/2} \cdot S_p / N_{\text{air}} \quad (1)$$

S_p : ROI の平均信号強度 N_{air} : Air の標準偏差



Fig.1 撮像体位



Fig.2 ROI設定

【結果】TE First を変化させた時の軟骨の SNR は、TE First 9.2ms で最大値となった。軟骨と関節液の SNR の差 (以下、コントラスト) も TE First 9.2ms で最大となった (Fig.3)。

Flip Angle を変化させた時の軟骨の SNR は Flip Angle 15 deg で最大値となった。軟骨と関節液のコントラストも Flip Angle 15 deg で最大となった (Fig.4)。

WATS を変化させた時の軟骨の SNR は 1-2-1 で最大値となった。軟骨と関節液のコントラストも 1-2-1 で最大となった (Fig.5)。

【考察】理論上、信号強度は TE が短いほど高くなるので、SNR も高くなる。しかし、今回は最短である TE First 6.9ms のときの軟骨の SNR が低くなった。これは、装置の自動制御により RF パルスの出力が低下したことが原因だった。よって、TE First 9.2ms のときに軟骨の SNR が最大となった。

Flip Angle 15 deg で SNR が高くなったのはエルンスト角の影響が考えられる。37℃ に設定した牛の軟骨の T1 値は 1200ms と報告されている¹⁾。この値をエルンスト角の公式 (2) に代入すると、エルンスト角は約 10 deg になる。しかし、指先の温度は 37℃ よりも低いために T1 値が低くなり、エルンスト角が 15 deg で最大となったと考える。

最後に軟骨の SNR は 1-2-1 でもっとも高くなったのは、1-3-3-1 の最小 RF パルスが小さいために正確に印加できていないことが考えられる。よって、水の励起が不十分となり、信号が低下したと考える。

$$\text{COS}(\alpha) = \exp(-\text{TR}/\text{T1}) \quad (2)$$

α : エルンスト角 TR: 繰り返し時間 T1: 縦緩和時間

【結語】TE First 9.2ms、Flip Angle 15 deg、WATS 1-2-1 が最適条件になった。この条件を使用することで、ステージ2を示す軟骨破壊の診断に役立つと考える。

【参考文献】

- G. J. Stanisz. et al. T1, T2 Relaxation and Magnetization Transfer in Tissue at 3T. Magnetic Resonance in Medicine 54:2005 (507-512)

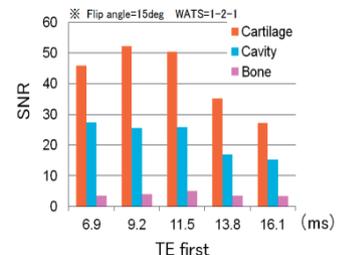


Fig.3 TE first の変化による SNR

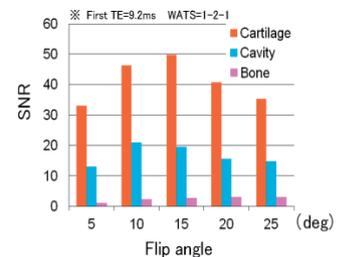


Fig.4 Flip Angle の変化による SNR

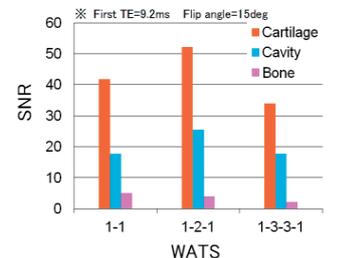


Fig.5 WATS の変化による SNR

○福島 沙知¹⁾、中河 賢一¹⁾、古牧 伸介²⁾、小笠原 貴史¹⁾、孝原 明日香¹⁾、川上 雄司¹⁾、森本 規義¹⁾

1) 倉敷中央病院 放射線センター

2) 川崎医科大学 附属川崎病院

【背景】 multiple Fast Field Echo (mFFE) シーケンスは、1TR 内で TE が異なる複数のエコーをデータ収集し、後処理にて累積加算することで高い SNR の画像を取得することが可能であり、主に関節領域、脊髄領域における T2* 強調画像として用いられる。当院では、肩関節、頸随領域で用いているが、肩関節においては頸随領域を対象に最適化された mFFE シーケンスを流用している。

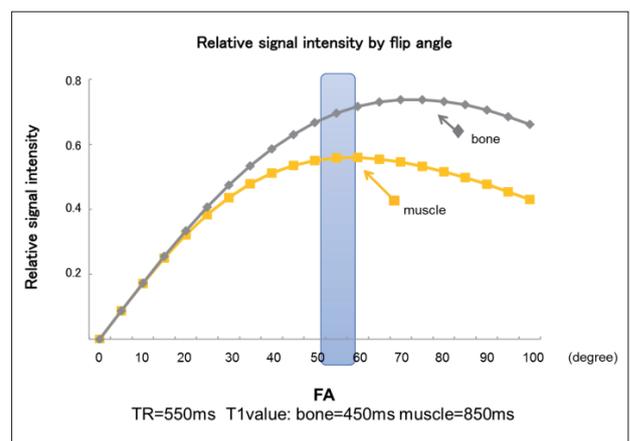
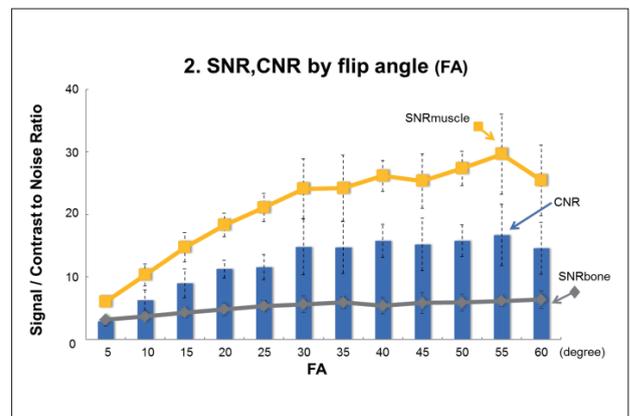
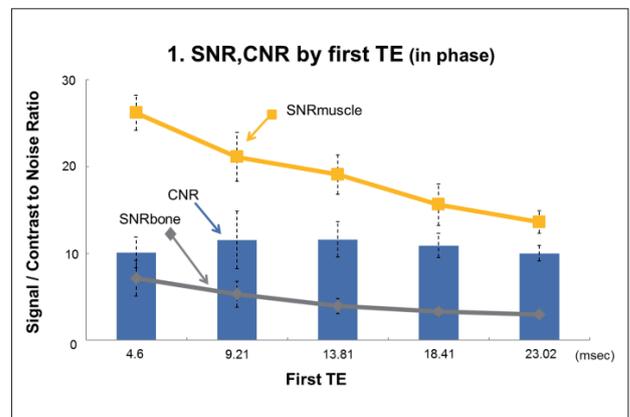
【目的】 肩関節領域、特に関節唇を対象とした mFFE シーケンスの撮像条件を検討し、最適化を行った。

【方法】 PHILIPS 社製 Achiva 1.5T (R2.6)、受信コイルは Flex-M を使用した。同意を得られた5名の健康ボランティアに対し、First TE、Flip Angle (FA) を可変した条件で撮像を行った。関節唇付近での評価のため、それぞれ肩甲骨と棘下筋の SNR/CNR を計測した。

【結果】 First TE については、TE の延長に伴い肩甲骨と棘下筋の SNR は低下した。一方、CNR は TE = 9~13ms 付近で最大となった。FA については、FA が大きくなるにつれ棘下筋の SNR は増加したが、肩甲骨の SNR はあまり変化が見られなかった。CNR は FA が大きくなるにつれ上昇する傾向が見られ、55度で最大となった。

【考察】 First TE の延長に伴い SNR は低下するが、相対的に肩甲骨の信号値が下がるためコントラストが良くなった。また合成前の複数のエコー画像が、従来法よりも長い TE を含むようになり、関節液の描出に優れた画像が得られた。FA については、mFFE シーケンスがグラディエントエコーを用いるため、信号強度がエルンスト角で最大になる。今回の条件でのエルンスト角を求めると、筋肉が55度付近、骨が75度付近となった。実験より肩甲骨は低信号で変化量が小さかったので、棘下筋の信号強度が高くなる FA55度付近を用いることが良いと考えられた。

【結語】 最適化された撮像条件により、従来法よりも SNR が高く肩甲骨と棘下筋のコントラストの良い画像が得られた。撮像条件の最適化は mFFE シーケンスの性能を最良とするために必要であり、最適化された撮像条件を用いることで関節唇や病変の描出能を高める可能性を示した。



整形外科領域における 3次元 Magnetic Resonance Image の画質改善の検討

○西山 征孝¹⁾、古牧 伸介¹⁾、木田 勝博²⁾、田淵 昭彦¹⁾

1) 川崎医科大学 附属川崎病院
2) 岡山赤十字病院

【背景】 脂肪抑制 Proton Density weighted Imaging ; PDWI は、靭帯や半月板の病変及び軟骨層や骨髄内の病変の検出に優れている。また、3D-volume imaging は、撮像条件をコントロールすることで様々なコントラストの画像を得ることが可能であり、さらに iso voxel 収集であるため、撮像後 reformation することで任意断面の観察が可能である。

【目的】 膝関節 MRI 診断において、より有用な画像を提供することを目的に、脂肪抑制併用 3D-PDWI における撮像条件の最適化を行った。3D法としてフィリップス社製 Volume Isotropic T2w Acquisition : VISTA 法を用いた。

【方法】 MRI 装置は、フィリップス社製 Achieva 1.5T、受信コイルは SENSE-Knee-coil (8ch) を使用した。関節液、軟骨、筋肉の T1・T2 値に調整した自作ファントムに対し、turbo direction を radial, y, Refocusing Flip Angle を 30deg-150deg と可変し撮像を施行した。自作ファントム T1 値、T2 値は、それぞれ関節液 (T1 値 : 2850 ± 279、T2 値 : 1210 ± 140)、軟骨 (T1 値 : 1060 ± 155、T2 値 : 42.1 ± 7.05)、筋肉 (T1 値 : 1130 ± 91.7、T2 値 : 35.3 ± 3.85) とした。得られた画像に対し、各試料間における SNR 及び CNR を算出し、RFA の変化がコントラストに与える影響、RFA の変化が SNR に与える影響について検討した。

次に同意の得られた健常ボランティアの膝関節を対象とし、ファントム実験においてコントラスト、SNR ともに高値となった RFA 50 deg-90deg の範囲で、turbo direction を radial, y と可変し軟骨-関節液、筋肉-関節液のコントラストを比較検討した。

【結果】 ファントム実験においてコントラストは、turbo direction、radial, y とともにグラフ形状に差はなく、どの組織間においても RFA を高くするとコントラストは上昇する傾向が認められた (Fig.1)。

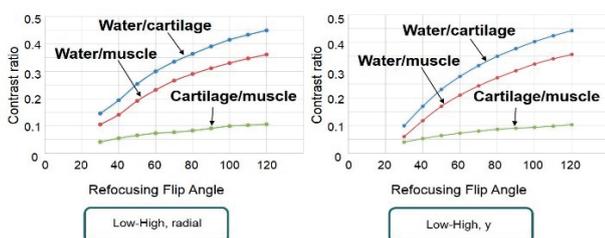


Fig. 1 Comparison of CR in each tissue, when changing RFA

SNR も同様に両 turbo direction ともに、RFA が 60 deg まで SNR は上昇し、それ以降ほぼ一定の値となり 90 deg を超えると低下する傾向が認められた (Fig.2)。

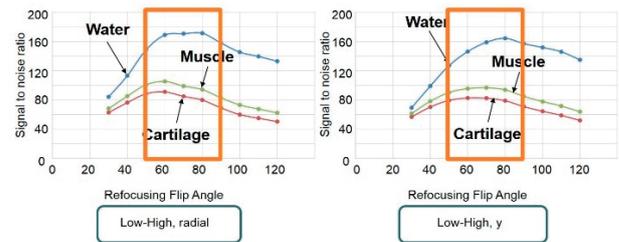


Fig. 2 Comparison of SNR in each tissue, when changing RFA

ボランティアの膝関節においても、ファントム同様の結果が得られ、turbo direction は y に設定した方が高いコントラストが得られた (Fig.3)。

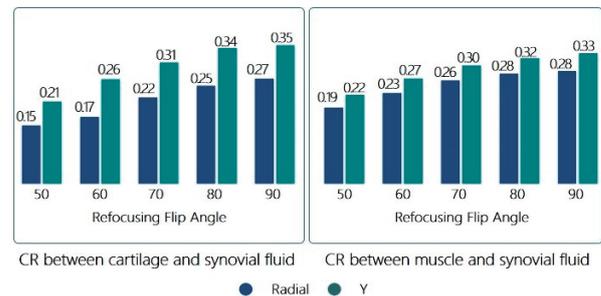


Fig. 3 Comparison of CR in each tissue, when changing turbo direction

【考察】 RFA の設定が低い場合に SNR の低下が認められたが、T1 緩和の影響や RF パルスの出力自体の低下したためと考察する。逆に RFA が高い場合に SNR が低下した。これは X-Y 平面上で再収束されるプロトンが増加し、信号強度が増加もしくは一定となるものの、長い ETL を使用しているため Blur の影響などにより、信号のばらつきが大きくなったことが原因であると考えられる。

RFA が高い場合にコントラストが上昇した。これは T2 緩和がより早くなることにより T2 コントラストが増強されたためであると考えられる。

【結語】 本検討では、関節液をより強調した画像を取得することを最適化の基準としたため、turbo direction の設定は“y”、RFA は 90deg が最適値であると判断した。

【参考文献】

- 1) 笠井俊文・土井司編：MR 撮像技術学。日本放射線技術学会 2008；189-191

○興梠 静香¹⁾、平木 雅登¹⁾、山中 良太¹⁾、渡辺 大輝¹⁾、平田 更紗¹⁾、澁谷 光一¹⁾²⁾、
鷺見 和幸²⁾

1) 岡山大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

2) 岡山大学大学院保健学研究科

【目的】これまで2005年度から2011年度まで診療放射線技師の基本給の動向を調査してきた。

今年度も引き続き調査し、社会全体における診療放射線技師の現状を明らかにすることを目的とする。

【方法】2012年に岡山大学医学部保健学科に寄せられた求人票を対象に行った。昨年と同様に看護師と診療放射線技師、臨床検査技師の基本給、基本給+諸手当を加えた給与(明記してあるものに限る)、および採用条件における学歴の有無、中国・四国地方の施設と全国の施設の比較を行った。また、岡山大学の学生が就職先の病院に何を求めているかについても調査を行った。

【結果】2012年度の全国の基本給の平均は看護師では209,930円、診療放射線技師は189,190円、臨床検査技師は187,607円であった。看護師と比べると診療放射線技師では20,740円低く、臨床検査技師では22,323円低かった。また、全国の基本給+諸手当を加えた給与では看護師では273,940円、診療放射線技師では216,458円、臨床検査技師では208,173円であった。看護師と比べると診療放射線技師は57,482円低く、臨床検査技師では65,767円低かった。

中国・四国地方では看護師の基本給の平均が198,786円、診療放射線技師は184,354円、臨床検査技師は181,504円であった。看護師と比較すると、診療放射線技師は14,432円低く、臨床検査技師は看護師に比べ17,282円低かった。基本給+諸手当を加えた給与は、看護師では254,195円、診療放射線技師では216,864円、臨床検査技師では204,401円であった。これらでは、看護師に比べ診療放射線技師では37,331円、臨床検査技師では49,794円低かった。

次に、全国と中国・四国地方の基本給、基本給+諸手当を比較してみた。基本給は看護師では全国に比べ中国・四国地方は11,144円、診療放射線技師は4,836円、臨床検査技師では6,103円低かった。基本給+諸手当では、看護師は24,439円、臨床検査技師では4,177円中国・四国地方のほうが低かった。診療放射線技師では、全国に比べ、中国・四国地方のほうが1,697円高くなった。

表4.1 就職先に求めること

| 項目 | 人数(人) | 割合(%) |
|---------|-------|-------|
| 見学しての印象 | 10 | 23.8 |
| 福利厚生 | 8 | 19.0 |
| 出身地 | 5 | 11.9 |
| 給与 | 5 | 11.9 |

上の項目のほかに休日数や設立母体などの項目もあったが支持する人数が少なかったため省略している。上の表を見て分かるように、見学しての印象が23.8%と最も高くなっている。続いて福利厚生、出身地、給与となっており、給与は他と比較してあまり重要ではないと考えられる。また、就職先に求める最低基本給は、18万円が38.1%、19万円が26.2%となった。

【考察】2012年度の基本給の比較では看護師が診療放射線技師、臨床検査技師に比べて高く、看護師と診療放射線技師、看護師と臨床検査技師の間には有意差が認められた。これは学歴の区別の有無に関係なく、同じ傾向がみられる。また基本給に諸手当を加えた給与では看護師と診療放射線技師、看護師と臨床検査技師の間には大きな差が生じている。

全国と中国・四国地方の基本給を比べてみると看護師、診療放射線技師、臨床検査技師において有意差は認められた。

またアンケートの結果をしてみると学生は給与よりも将来を見据えた事項を施設に求めている傾向にある。

診療放射線技師は医療の中で重要な役割を担い、その職責は看護師に劣るものではない。それにもかかわらず、基本給は低く、正当な扱いをされていないと考えられる。給与は労働に対する評価と考えられるため、その評価が低ければ労働意欲の減退にもつながりかねない。優秀な人材が他の職種に流れていってしまうことになれば、国民医療全体の不利益につながってしまう。

【結論】全国と中国・四国地方の基本給に明らかな差が認められ、看護師と診療放射線技師の採用条件には未だに差が感じられる。診療放射線技師は正当な扱いを受けていないと考えられ、この現状を病院関係者に知ってもらうことで、病院内における診療放射線技師の待遇の改善が期待される。

○蘆原 友里、伊丹 圭介、寺園 志保、森脇 淳美、岸 祐助

倉敷成人病センター 放射線技術科

【背景】現在、当院で日々行われている現場教育において、その学習内容を現場に最大限還元できるような能力発達に繋げるためには、表面化していない問題点があり、具体的問題の分析はなされていない。

【目的】我々は、現場での技能向上訓練時における内在的問題点について説明を試み、効果的・効率的な技能習得方法の仮説モデルを構築する目的でこの研究を行った。

【対象と方法】担当モダリティ増加と熟達を目指し、現在も継続して技能訓練下にある診療放射線技師7名を対象とした。対象者から関心相関的サンプリングを用いて面接対象者を抽出し、半構造化面接を実施した。考察には修正版グラウンデッド・セオリー・アプローチ(以下 M-GTA)を Research Question に適宜応用させた SCQRM (Structure-Construction Qualitative Research Method) を採用した。① Research Question (研究関心) …現実的制約(時間・資金・コネクション・倫理的制約)の範囲内において、学術的意義のある研究関心を設定したもので現実的で内の一貫性のある研究デザインを組むことが可能である。② 関心相関的サンプリング…Research Question に照らして(相関的に)対象者をサンプリングすることで、現実的制約を勘案しつつ Research Question や研究目的に照らして対象者を選定すること。③ 半構造化面接…インタビューが対象事項に関する必答の質問項目を予め設定し、質問項目からある程度逸脱した思考や意見等は許容しつつ更にその「ずれ」を展開させるように面接を進め言葉を深めていく方法。④ 修正版グラウンデッド・セオリー・アプローチ…データに密着した分析から独自の理論生成を可能とする質的研究法であるグラウンデッド・セオリー・アプローチ(GTA)を受け継ぎ、より実践的に改良された社会調査法。⑤ SCQRM (Structure-Construction Qualitative Research Method) …構造構成的質的研究法。「一般化」という構造化に至る過程を手掛かりに類推を働かせ既知の構造(知見)が理解したい事象に当てはまる可能性を検討し、科学性を担保する条件がそのまま一般化可能性を担保する条件を満たすこと。

【結果】

◆現場教育における①学習者の心境〈定義〉自己挑戦の契機として受け止め、選抜された事に対する責任を認識。②指導者に抱く「在り方」〈定義〉指導者に対しては信頼関係を基盤とした人間形成が求められる。

③教育課程の問題〈定義〉学習内容や学習目的、到達期間などの目標が抽象的であればあるほど、また、「見て」始まる学習は「見る」期間設定が長すぎると学習意欲が低下しやすい。④指導時の問題〈定義〉批判的用語も用いた指導は学習意欲を著しく低下させ、指導者への不信感へも繋がりにかぬ。⑤学習者個々の特性〈定義〉指導者は早期の段階での学習者把握が求められる。⑥学習意欲の継続〈定義〉知識の関連付けによる指導は長期記憶に残り易い。最初に学習項目の魅力を伝達する必要性。

■現場教育における①作用…現場教育対象者として学習機会の付与→自己挑戦の契機として学習意欲向上、達成に向けての責任感、さまざまな知識欲の増加。②反作用…現場教育におけるさまざまな問題点→学習者が抱く理想と現実のGAPを助長、学習意欲・学習機会の喪失。

■解決策 ①指導者・学習者間の信頼関係構築 ②具体的教育課程の設定 ③学習者技能の把握 ④学習意欲の維持

【結果のまとめ】指導者から学習機会を付与されることで、学習者はそれを自己挑戦として受け止め、責任や知識向上の契機とした。しかし、指導者の在り方や教育課程の設定、学習意欲の維持方法等に対しては様々なGAPを抱いていた。

【考察】結果のまとめから、以下の3点が改善策として考察される。

- 1) 指導者として在り方の再考 a) 恒常的な信頼関係構築の推進 b) TPOに配慮し、学習者の承認欲を満たす効果的指導
- 2) 学習者技能に即した効果的・効率的教育プログラムの構築 a) 到達目標およびスタート・ゴールの具体的提示 b) 学習者背景の把握 c) 学習効果に対する定量的評価
- 3) 学習意欲の維持 a) 学習者特性に配慮したスモールステップ設定 b) 学習効果をもたらす具体的効能(魅力)による動機付け c) 参加型の教育現場設定
尚、このモデルは暫定的であり、今後更なる検討が求められる。

【参考文献】

西條剛央『ライブ講義 質的研究とは何か SCQRM ベーシック編・SCQRM アドバンス編』新躍社、『看護研究で迷わないための超入門講座』医学書院

○西原 貞光¹⁾、福井 亮平²⁾、山田 健二³⁾、稲田 智⁴⁾、矢田 伸広⁵⁾、山本 浩之⁶⁾

1) 徳島大学大学院 ヘルスバイオサイエンス研究部、2) 鳥取大学医学部附属病院 放射線部、

3) 徳島大学病院 診療支援部 放射線技術部門、4) 土谷総合病院 放射線室、

5) 島根大学医学部附属病院 放射線部、6) 倉敷中央病院 放射線センター

【背景と目的】 中四国放射線医療技術フォーラム (CSFRT) は、日本診療放射線技師会 (以下、JART) と日本放射線技術学会 (以下、JSRT) との合同で開催されている。

今回、JSRT が企画する海外研修派遣会員としてスタンフォード大学で研修する機会を得た。そこで見聞した内容の紹介を行うことで、JSRT 会員だけでなく、JART 会員に対しても海外研修に対する動機づけの一助としたい。また、日本各地から集まった参加者との討論において示された、診療放射線技師 (以下、技師) の国際的視野に関する内容を再検討することによって、国際化を目指した技師教育に関する提案事項を示したい。

【JSRT 海外研修派遣の概要】 応募資格を以下に示す。

1. 継続して3年以上の正会員
2. 本学会に論文投稿や学術大会への発表実績がある者
3. 海外派遣実績の無い者

この制度は、研究奨励のために一般会員を対象とし、その年度事業計画に挙げた施設に派遣するものである¹⁾。2006年から始まったこの制度で派遣された会員数は2013年10月時点で160名であり、本年度も中四国部会の部会員6名を始め引率者を含む総勢21名が、2013年7月21日～7月28日の期間で派遣された。派遣先は米国のスタンフォード大学・ルーカスセンターである。ここでMRとCTおよびMolecular Imagingなどにおける講義と研修を受講した。さらに同施設内にある3Dラボやスタンフォード大学附属病院などの見学を行った。

また、研修中に「日米の技師の違いについて」と「技師における国際的視野」という二つのテーマについて議論した。

【結果と考察】 ここでは、議論した二つのテーマに関する結果と本部会から参加した6名の議論で得た提案事項を示す。まず、日本の技師はいろいろなモダリティを扱えると同時に、優秀で高いスキルを持っている。しかし、母国語で教育を受けることが出来るメリットは、英語で世界に発信する必要性を弱めているというのが、参加者の総意であった。国際化を目指した技師教育を進めるにあたり、JSRT が主催する研修制度を有効に利用することは最も効率の良い手法である。海外に赴いた経験のない会員にとって、この研修派遣は国際化の動機づけに役立ち、自らが得た知識や経験を世界に発信する意欲につながる。つまり、卒後教育の観点から考慮した場合、国際化の動機づけとそれを踏まえた国際学会での発表と英語論文の推進が重要となる。一方、技師養成機関としては、講義を部分的に英語で実施することや国際学会などに学生を積極的に参加させることなどが実現可能なことであり、早い段階で国際的な視野をもつ技師を養成することが要望される。

発表後、参加者から「私は英語が苦手だから具体的に参加への意欲はあるが実際には参加しにくい」との相談を受けた。平成25年度研修の場合、2名の通訳が同行したことを伝えると、参加の意思を強くしたようであった。

【結論】 日本の技師の学術レベルは世界的にみて非常に高いが、世界に対して発信する能力が弱い。したがって、その能力を磨くために技師養成機関や卒後教育において、英語教育を進める必要がある。

【参考文献】

- 1) 会員の海外派遣に関する規定、第2章細則、第10条、日本放射線技術学会諸規約・諸規定 2012: 49.

○渡辺 大輝¹⁾、山中 良太¹⁾、平木 雅登¹⁾、興梠 静香¹⁾、平田 更紗¹⁾、澁谷 光一²⁾、
鷺見 和幸²⁾

1) 岡山大学医学部保健学科

2) 岡山大学大学院保健学研究科

【背景・目的】 非イオン性尿路・血管造影剤は、0.1～5 %の確率で蕁麻疹や悪心などの副作用が現れたと報告されている。造影剤を投与前に体温まで温めることにより、注入を容易にし、血管への刺激を低減できるといふ報告がある。取扱説明書にも注意書きされている。非イオン性尿路・血管造影剤が、温度に伴ってどのように粘度が変化するか調べた。

【使用機器・使用薬剤】

- 非イオン性尿路・血管造影剤 (5種類)

イオメロン 300

イオメロン 350

イオプロミド 300

イオパミロン 300

オムニパーク 300

- ウペローデ型細管式動粘度計 (SHIBATA 社)

- 水槽 (57 ℓ)

【方法】 ウペローデ型細管式動粘度計で非イオン性尿路・血管造影剤の粘度を測定した。温度の設定には水を満たした水槽を利用し、その中に粘度計を設置した。水温を40℃から5℃まで変化させて粘度を測定した。細管式粘度計では動粘度が測定される。実際には、流下時間と粘度計に記載されている粘度計定数から、以下の計算式から求める。

$$\text{動粘度} [10^{-6}\text{m}^2/\text{s}(\text{cSt})] = \text{粘度計定数} \times \text{流下時間} [\text{秒}(0.1\text{秒単位})]$$

【結果・考察】 57 ℓの水槽は十分な容量であり、実測中の水温の変化を無視することができた。

水温変化に伴う各造影剤の粘度の変化を図1に示す。

すべての造影剤で、温度の低下とともに粘度が急激に増大し、温度が低い時に変化が大きかった。イオメロン 350が他の造影剤より著しく粘度が高く、また、

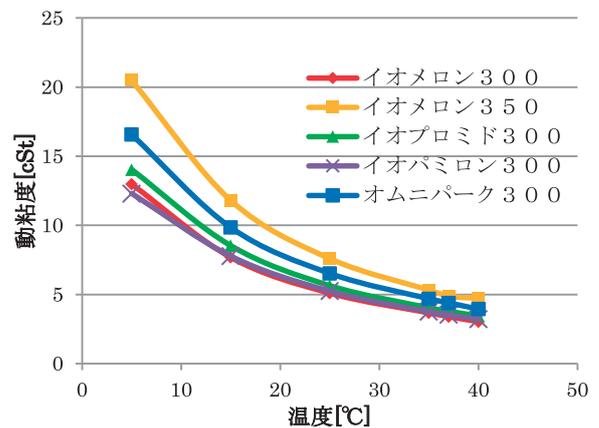


図1 造影剤の温度と粘度の変化

同じ300でも、オムニパークの粘度が高いという結果が得られた。

イオメロン 350がほかの造影剤より粘度が高いのは、ヨード含有量がほかの造影剤よりも多いためであると考えられる。

また、ヨード含有量が同じでも、ヨード化合物の分子式は異なり、この構造の違いが粘度に影響する可能性がある。

非イオン性尿路・血管造影剤の粘度は、温度に強く依存することが確認された。造影剤には少量の添加剤も含まれていることから、粘度にどう影響するか今後とも検討を続けていきたい。

○山中 良太¹⁾、平田 更紗¹⁾、興梠 静香¹⁾、平木 雅登¹⁾、渡辺 大輝¹⁾、鷲見 和幸²⁾、
澁谷 光一²⁾

1) 岡山大学医学部保健学科

2) 岡山大学大学院保健学研究科

【背景・目的】 硫酸バリウム懸濁液の粘度は検査結果に大きな影響を与える。われわれは、懸濁液の粘度は温度の変化に強く依存し、原因が添加剤である可能性を報告した。今回、添加剤の混合により、温度依存性の抑制が見られることに着目し、その原因について検討した。また、粒子の形状や大きさの異なる硫酸バリウム原末の温度変化による粘度の変化を測定し、それが懸濁液に及ぼす影響についても検討した。

【使用機器】

• 硫酸バリウム製剤添加物 (4種類)

(クエン酸ナトリウム水和物、アラビアガム、カルメロースナトリウム、コンドロイチン硫酸ナトリウム)

• 硫酸バリウム原末 (5種類)

(小粒子原末、大粒子原末、BAX-A 原末、BAX-M 原末、BAX-100 原末)

• ウペローデ型細管式動粘度計 (柴田科学器械工業株式会社)

• 水槽 (57 ℓ)

【方法】 ウペローデ型細管式動粘度計で添加物と原料バリウム懸濁液の粘度を測定した。温度の設定には水を満たした水槽を利用し、その中に粘度計を設置した。水温を54℃から4℃まで、10℃ずつ変化させ、添加物の密度はすべて1g/mlと仮定し、各添加物を溶かした溶液の重量パーセント濃度は3.6 W/V%、0.9 W/V%、原料バリウムを溶かした場合は30 W/V%とした。57 ℓの水槽は十分な容量であり、実測中の水温の変化を無視することができた。

【結果・考察】 それぞれの添加剤にクエン酸ナトリウム水和物を加えた際の粘度変化を図1に示す。二種類の添加剤を混合すると、通常は単独の粘度より大きい粘度になったが、クエン酸ナトリウム水和物を加えた場合のみ粘度が下がり、温度依存性の抑制が見られた。また、水温変化に伴う硫酸バリウム原末の粘度変化を図2に示す。硫酸バリウム原末にも温度依存性が見られた。

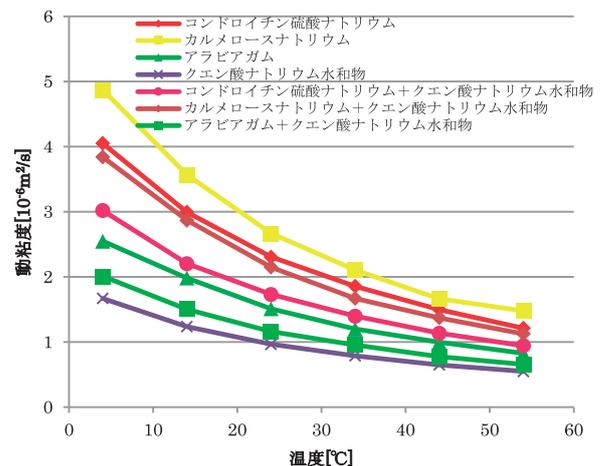


図1 添加剤と温度の関係

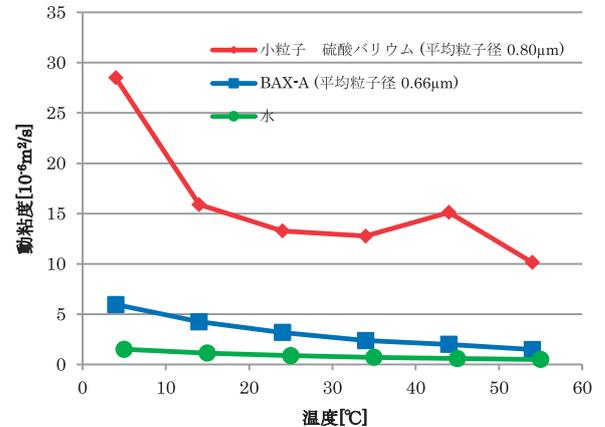


図2 硫酸バリウム原末と温度の関係

クエン酸ナトリウム水和物による他の添加剤の温度依存性の抑制を確認した。これはクエン酸ナトリウム水和物が水に近い温度依存性を示すことに関係している可能性がある。また硫酸バリウム原末にも温度依存性があると考えられるが、ウペローデ型細管式動粘度計ではBAX-A 原末よりも大きい粒子の動粘度を測定することができなかった。粒子径の違いによる温度依存性の調査は今後の課題である。

○今城 聡、井上 智洋、中村 伸枝、杉原 誠治、中島 真由佳、藤 井俊輔、本田 貢、
田原 誠司

岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

【目的】 歯科領域の撮影には、コーンビーム CT (以下、CBCT)、パノラマ撮影などの検査がある。CBCT はインプラント埋入用の術前検査、下顎智歯と下顎管の位置関係把握などであり、パノラマの撮影目的は顎骨全体の外観観察である。これらの検査では、眼窩が含まれる場合があるため水晶体の被ばくが懸念される。本研究では、CBCT、パノラマ撮影における水晶体部の被ばく線量について検討した。また、医科用 CT と比較を行った。

【方法】 使用機器として、CBCT はモリタ製作所製 Veraview epocs 3DA、パノラマはモリタ製作所製 Veraview epocs、CT は TOSHIBA 製 Aquilion one を用いた。なお、当院の CBCT (パノラマ) は X 線管球が半周するタイプである。

線量計には AGC テクノグラス株式会社製のガラス線量計 FGD-1000、ガラス素子は診断領域用 GD-352M を用いた。

人型ファントム (アルダーソン社 MODEL RAN-110) の左右の水晶体部にガラス線量計を配置し、表面線量を測定した。

各装置の撮影条件を Table 1 に示す。

Table 1 装置毎の撮影条件

| | 管電圧 | 管電流 | 照射時間 | 撮像領域 |
|-------|-------|--------|---------|-------------|
| CBCT | 80kV | Max5mA | 9.4sec | φ 8cm×高さ8cm |
| パノラマ | 70kV | Auto | 16.2sec | — |
| 医科用CT | 120kV | 300mA | 4.4sec | 前頭洞～下顎骨 |

医科用 CT の撮影領域は、当院の歯科 CT 撮影のプロトコルを基に前頭洞～下顎骨までとした。

CBCT の撮影部位は、上顎前歯部では右2～左2を含む範囲、大臼歯部では左右6を中心に、さらに上顎・下顎はチンレストの高さを調節して、計6部位を撮影した。

【結果】 各装置における水晶体の被ばく線量を、左右の平均値として Table 2 に示す。

CBCT で最も高い数値を示した上顎前歯部撮影時の被ばく線量は、医科用 CT で撮影した場合の1/125であった。

Table 2 装置、撮影部位毎の水晶体の被ばく線量 (μGy)

| | | 前歯部 | 大臼歯部(右) | 大臼歯部(左) |
|-------|----|--------|---------|---------|
| CBCT | 上顎 | 392.4 | 329.2 | 267.4 |
| | 下顎 | 215.5 | 186.7 | 180.2 |
| パノラマ | | 18.8 | | |
| 医科用CT | | 50,690 | | |

【考察】 CBCT において、上顎撮影が下顎撮影よりも被ばく線量が高くなった要因は、撮影範囲と水晶体との距離が近いためである。

左右大臼歯部撮影における被ばく線量の差は、焦点と FPD の距離が近く、X 線束が広いため、ヒール効果の影響と考えられる。

医科用 CT と比較して当院の CBCT、パノラマ撮影の線量が低かった要因は、頭部の後ろ側を X 線管球が半周するため、X 線が水晶体に直接入らないためである。

これに対し医科用 CT では、前頭洞～下顎骨までと撮影範囲が広く、直接水晶体に X 線が入る。また、医科用 CT は管電圧 120kV、管電流 300mA と撮影条件が高いことが要因として考えられる。

パノラマ撮影が CBCT よりさらに低い被ばく線量となった要因は、受像面で幅 7mm となるようなスリット絞りの X 線束を利用して撮影しているためと考えられる。

【結語】 当院の CBCT の水晶体部の被ばく線量は約 200～400 μGy、パノラマ撮影では約 20 μGy であった。CBCT の被ばく線量は医科用 CT の 1/125 であった。

【参考文献】

- 1) 社団法人 日本放射線技術師会『放射線量適正化のための医療被曝ガイドライン —放射線診療における線量低減目標値とその実践』2009.4 文光堂
- 2) 神田重信, 新井嘉則, [編]『歯科用コーンビーム CT 徹底活用ガイド —基礎から診断まで—』2009.1.10 クインテッセンス出版株式会社
- 3) 日本放射線技術学会 叢書 (25) 医療被ばく測定テキスト (改訂2版) 2012.9

FPD 搭載モバイル C アームシステム Veradius の使用経験について

○岡邊 忠弘、藤原 倫紀、池上 靖夫、築山 まゆ子、小林 純一郎、中島 優、築山 幸司
社会医療法人 盛全会 岡山西大寺病院 放射線科

【背景】当院は整形外科を主体とした病院であり、手術時には、Toshiba 製外科用イメージ STX900-A を使用していた。

2011年4月から透析が始まり、それに伴い9月から Philips 製 FPD 搭載外科用 C アーム Veradius を導入された。

【目的】この装置には検査部位に合わせて様々なプリセットプロファイルがある。

しかし、どこまで対応ができるか未知数である。

今回は、特に整形領域で使用している、四肢系 (Extremities) について検討した。

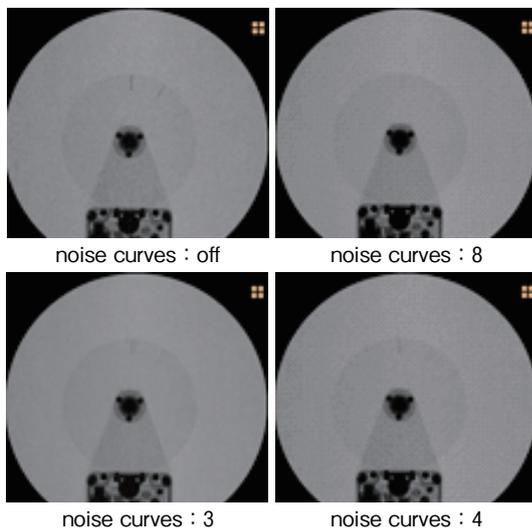
以下のプリセットプロファイルが搭載されている。

| | |
|-------------|---------------------|
| Extremities | Urolory |
| Head | Vascular Peripheral |
| Spine | Vascular Cerebral |
| Pelvis | Vascular |
| Thorax | Vascular CO2 |
| Pacemaker | Coronary Artery 15 |
| ERCP | Coronary Artery 23 |

【方法】C アームシステム Veradius を使用し、FPD 上にラグファントムを用い動きに対する視覚評価を行った。

この時、noise curves を off ~ 19 まで変化させた。

【結果】



| | Noise curve | |
|---|-------------|---|
| | 残像 | 良 |
| 1 | off | 3 |
| 2 | off | 3 |
| 3 | off | 4 |
| 4 | off | 4 |
| 5 | off | 4 |
| 6 | off | 4 |
| 7 | off | 4 |
| 8 | off | 5 |

• 視覚評価において

残像が最も少ない noise curve は off ⇒ ノイズ：大
ノイズが少ない noise curve は 7・8 ⇒ 残像：大
臨床に最適と考えられる noise curve は 4

【まとめ】今回は整形領域で使用している Extrimities の特に Noise Curve についての検討を行った。

Noise Curve は番号が大きくなるにつれ、加算が増していき、ノイズが減少していくが、残像が増える傾向にある。更にコントラストも減少する。

今回の実験結果では Noise Curve 4 が当院の整形領域 (低圧撮影 透視時) において最適と考えられる。

【今後の課題】その他のパラメータの検討を行い、さらに最適な画質を追求し、また高圧撮影時も noise curves を変更し良い画像を提供出来るように追求していきたい。

大腿骨頸部骨折・転子間骨折は現在も Toshiba 製 C アームを使用しているの、Veradius に移行できるよう検討中である。

FPD 搭載血管造影装置コーンビーム CT における被写体位置が画像に与える影響

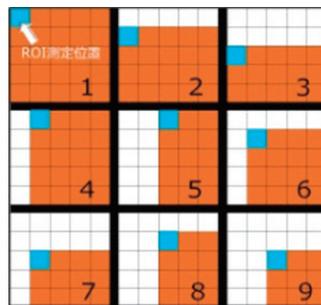
○竹本 理人、藤井 政明、古牧 伸介、田淵 昭彦
川崎医科大学附属川崎病院

【背景】 当院では肝動脈化学塞栓療法 transcatheter arterial chemoembolization ; TACE 後に血管造影装置に搭載されている、Low Contrast Imaging ; LCI を用いて治療効果判定を行っている。LCI 撮影において被写体が中心から体軸方向に離れるとコーン角の影響が大きくなるという報告¹⁾があるが、肝辺縁部にある腫瘍を中心にして撮影した場合、FOV 内に肺や体外の空気領域が多く含まれてしまい画質劣化をきたす症例を多く経験した。本研究では、FOV と被写体の位置及び Auto Exposure Control ; AEC 等の関係について検討を行った。

【実験方法】

1. CT 値約 60 に調整した自作ファントムを、FOV 内に空気を全く含まない位置に配置し、LCI で AEC を用いて撮影を行いこれを基準画像とした。次に透視下でファントムを移動させ、FOV 内に含まれる空気の領域を頭尾、左右方向に 6 cm 間隔に増加させていき、計 8 通りの配置位置 (Fig.1) で LCI 撮影を行った。

2. 1 と同様にファントムを配置し、FOV 内に空気を含まない位置で AEC を用いて撮影を行い、その際用いた条件を固定し撮影を行った。



【評価方法】

1. 画像解析

実験 1.2. で得られたボリュームデータから Axial と Coronal の MPR 画像を作成し、Image J を用いて同一点の SD の測定を行った。次に得られた画像を 5 枚ずつ複製し、それぞれ基準の画像と並べパワーポイント上に貼り付け、合計 45 枚の画像をシャッフルランダムに並べなおし、経験年数 4 年～38 年の技師 12 人により 5 段階で視覚的評価を行った。

2. 統計解析

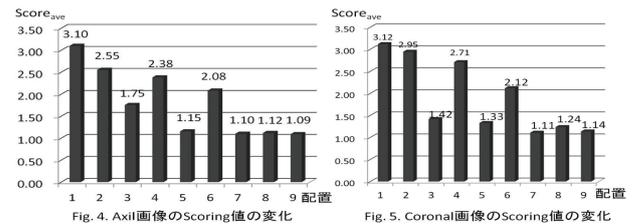
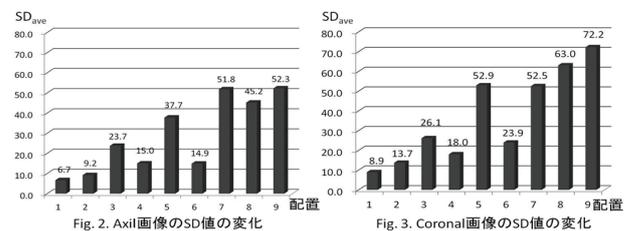
Axial と Coronal のそれぞれの MPR 画像より得られた SD の平均値を算出し、グラフ化し評価した。次に、5 段階に視覚的評価されたスコアを t 検定法により統計解析を行った。(統計ソフトは statcel 3 を使用した)

【結果】

1. SD 値の変化は Axial, Coronal 画像ともに、頭尾方向と比較し左右方向に移動させた時に影響が大き

く、Axial 画像のバラツキが大きい傾向が認められた (Fig.1)。視覚評価は、Axial, Coronal 画像ともに基準画像 1 に対してファントム配置位置 2、4、6 以外では有意に粒状性が低下した (Fig.2)。

2. 実験 1 と比較して SD 値は良好となったが、空気とファントムの境界面でのデータの欠損を認めた (グラフ不掲載)。



【考察】

1. ファントム辺縁に設定した ROI を FOV 中心方向にずらした場合、左右方向の移動は SD・粒状性に大きな影響を及ぼした。これは左右方向にずらした場合、管球の回転中に被写体の厚みが大きく変化することが画質に影響を及ぼしたと考える。一方頭尾方向のずれは被写体の厚みを変化させないことから、画質の変化を少なく抑えられたと考える。

2. 線量を固定して撮影した場合、SD 値は AEC 使用時より良好となったが、被写体の辺縁部のデータの欠損を認めた。これは、空気と被写体の境界に高線量の X 線が照射されたことによるハレーションが影響したためと考える。

【まとめ】 ファントム辺縁に設定した ROI を FOV 中心にずらした場合、粒状性は大きく低下した。本知見を臨床に用いる場合、関心領域が肝臓辺縁にある場合においても、可能な限り FOV 内に空気を入れない、とくに左右方向に空気領域が含まれないように設定することが望ましいと考える。

【参考文献】

Tsutomu Gomi. Development of a Cone Angle Weighted Three-dimensional Image Reconstruction Algorithm to Reduce Cone Beam Artifacts. Dentmaxillofacial Radiology, 35, 398-406, 2006.

○北 昌宜、大原 一志、氏平 武樹、山本 泰司

島根大学医学部附属病院

【目的】CT 透視条件・被写体径による画質への影響、術者被ばく低減システム HandCARE を用いることによる SD への影響、各 CT 透視条件における線量率 (mGy/sec) について比較・検討した。

【使用機器】CT 装置は、SIEMENS SOMATOM Sensation Open ICT、ファントムは京都科学社の MHT 型ファントム (低コントラスト分解能評価用) と東芝社製 Water Calibration 用水ファントム SS (19 cm φ)、S (25 cm φ)、M (33 cm φ)、L (40 cm φ) の 4 種類の径を用いた。

【方法】各 CT 透視条件における線量率 (装置表示) を比較した。低コントラスト分解能ファントムを CT 透視して得られた画像から CNR を算出した。SS・S・M・L の水ファントムを CT 透視して得られた画像の SD を比較した。術者被曝低減システムの有無による SD と線量率を比較した。また、いずれも連続する 10 枚の画像の平均値を使用した。CT 透視条件は以下の通り。

[CT 透視条件]

100・120・140kV、12～40mAs (2mAs 間隔)

回転速度：0.5rot/sec、スライス厚：4.8mm

【結果】線量率の結果を Fig.1 に示した。線量・管電圧の上昇にともない線量率は増加を示した。

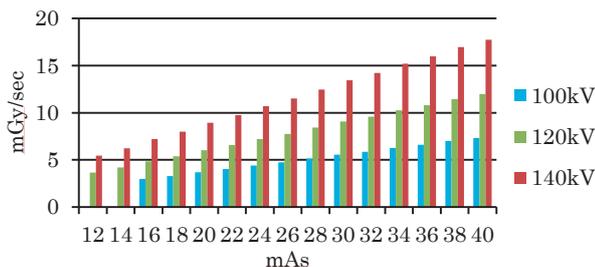


Fig.1 CT 透視条件と線量率

CNR の算出結果を Fig.2 に示した。線量率が同程度のとき低管電圧ほど CNR が高くなった。

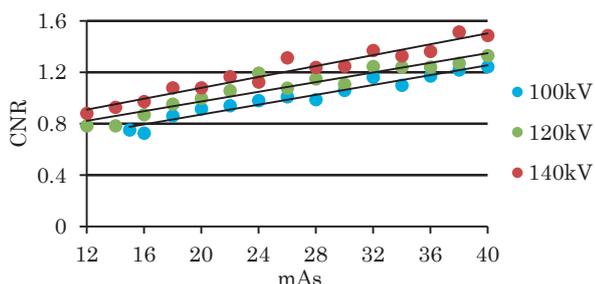


Fig.2 CT 透視条件と CNR

ファントム径 SS と L での SD の結果を Fig.3、4 に示した。径の増加にともない SD は大きくなり、同等の線量率でも高管電圧による SD 低減効果が大きかった。

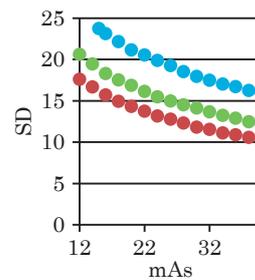


Fig.3 径 SS の SD

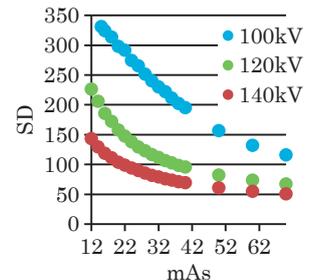


Fig.4 径 L の SD

術者被曝低減システムの有無による線量と SD の関係を Fig.5 に、線量率を Fig.6 に示した。本システムを使用することで、SD への影響はなく約 27% 線量率を低減できた。

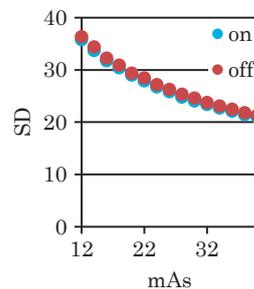


Fig.5 SD 比較

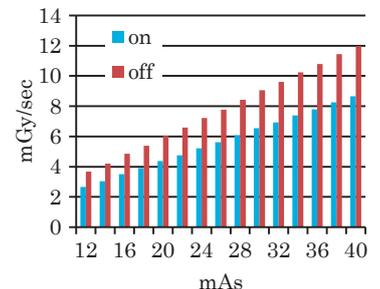


Fig.6 線量率比較

【考察】同程度の線量率でも、高管電圧を使用すると SD を効率よく低減可能で、被写体径が大きいケースでは大きな効果を期待でき、結果的に大きな被写体の CT 透視では有用である。小さい被写体でも、線量率が同等になるような mAs 値の利用で低管電圧を使用できるメリットがある。CT 透視はハーフ再構成であり、術者被曝低減システムは SD に影響を与えず、更には低線量率化を可能とする。しかし、CT 透視レート低下のデメリットが発生するが、CT 透視は間欠的に行うことが多いため、その影響は小さいと推測する。

【結語】CT 透視条件および被写体径の違いによる画質への影響を確認できた。術者被曝低減システムを使用しても SD に影響はなく線量率も低減可能であった。線量率や被写体を観察して、適宜条件を調整することが重要であることが検証できた。

○市川 大樹¹⁾、西田 直樹¹⁾、山口 卓也¹⁾、山内 崇嗣¹⁾、平松 匡文²⁾、大西 治彦¹⁾、
新井田 紀光³⁾、徳永 浩司²⁾、杉生 憲志²⁾、田原 誠司¹⁾

1) 岡山大学病院医療技術部放射線部門

2) 岡山大学病院脳神経外科

3) SIEMENS 株式会社

【背景】脳動脈瘤の治療において血管カテーテルによるコイリングをする際に、補助的にステントを留置することがある。しかし、留置ステントは透視画像で確認が困難である。そこで、当院で導入された装置において、造影コーンビームスキャンを撮影することでステントと血管との関係を確認可能となった。但し、造影剤の濃度によりステントの描出が変化してしまうため、造影剤の適切な濃度を決定する必要がある。

【目的】本研究では、留置ステントと血管内腔を最適に描出できる造影剤濃度決定のための検討・考察を行った。

【使用機器】透視装置はSEIMENS社製 Artis zee BA Twinを、ステントは日本ストライカー社製のニューロフォームステントを使用した。ファントムは自作し造影剤はイオパミロン300を使用した。

【方法】頭部を想定し直径17cm、CT値30前後にした円柱型自作ファントムの中心に空洞を作成し模擬血管とした。その空洞内にステントを留置して、造影剤を5%～30%まで5%毎に希釈した液体を満たしコーンビームスキャンモードで撮影した。撮影した画像をMIP表示し、脳血管外科医師1名、臨床放射線技師7名で5段階評価の視覚評価を行なった。評価項目はステントの描出、模擬血管とファントムとのコントラスト、総合評価の3項目であり、各項目において5%有意水準におけるKruskal-wallis検定を行なった。

【結果】ステントの描出では造影剤濃度が低いほど良好な傾向となった。Kruskal-wallis検定の結果、5%及び10%群が25%及び30%群と、また15%が30%と比較し有意差有りとなった。

模擬血管とファントムとのコントラストでは、造影剤濃度が高いほど良好な結果となった。Kruskal-wallis検定の結果20%及び25%及び30%群が5%及び10%群と、15%が5%群と比較し有意差有りとなった。

総合評価では、15%が25%及び30%群と比較して有意差があり良好であった(図1)。

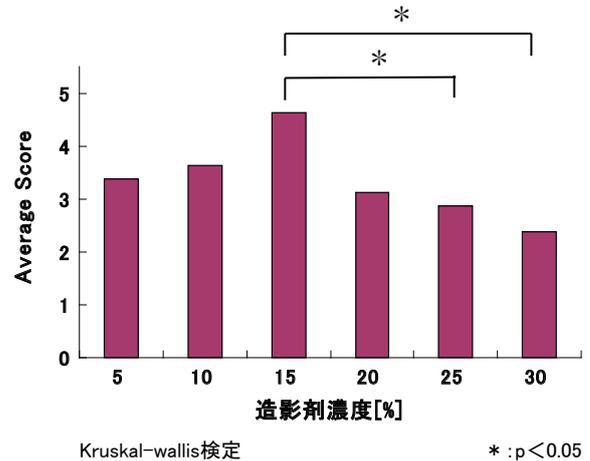


図1 視覚評価における総合評価

【考察】ステント描出では、5%及び10%群では25%及び30%群と比較し、有意差が生じ良好であったことより、20%以下の造影剤濃度で行うことが望ましい。

また、コントラストの評価では、5%及び10%群が他群と比較して不良であったことから、15%以上の濃度で造影することが望ましいと考える。

視覚評価における総合評価の結果において、15%が25%及び30%群と比較して有意差が生じ良好であった。また、ステントの描出の結果、模擬血管とファントムとのコントラストの結果を考慮すると15%、20%が良好であると考えられる。以上のことより15%が最適であると考えられる。

【問題点】臨床の場合においては、血液の流れもあるため造影剤が血液と混ざり希釈される可能性がある。この点においても今後追加検討をしていく必要がある。

【結語】留置ステントと血管内腔を最適に描出するには造影剤濃度15%が良好であった。

ただし、臨床においては観察する目的に応じて適切な造影剤使用方法も考慮すべきである。

○増田 圭吾¹⁾、富永 正英²⁾、生島 仁史²⁾、福良 亮介¹⁾、岸 太郎³⁾、佐々木 幹治³⁾

1) 徳島大学保健学科

2) 徳島大学大学院保健科学教育部

3) 徳島大学大学院診療支援部放射線技術部門

【背景および目的】 現在、高精度放射線治療を行ううえで6軸システムが必須となりつつあるが、6軸システムの基礎データの報告は少ない。そこで、本研究では、6軸システムの基礎データを収集し、臨床使用における注意点を検討することで、高精度放射線治療を安全に施行できることを目指して行った。

【使用機器】

- Linac Novalis Tx (BrainLAB, Varian)
- 放射線治療寝台 Exact couch base (BrainLAB)
- EPID : Portal imaging (Varian)
- 画像誘導装置 ExacTrac X-ray [ExacTrac] (BrainLAB)
- 6軸対応カウチトップ imaging couch top (BrainLAB)
- Winston Lutz test ファントム (BrainLAB)
- ファントム isocenter phantom (BrainLAB)

【方法】 Winston Lutz テスト (WLT) では、Novalis Tx 付属の WLT キットを使用し、Linac および ExacTrac による中心位置精度の検証を行った。ガントリ角度4方向(0, 90, 180, 270)とテーブルアングル6方向(0, 30, 60, 270, 300, 330)を組み合わせで行った。但し、Linac および ExacTrac 双方で、ガントリと治療寝台が接触するような角度については除外して行った。ExacTrac の不確かさの検証では、ExacTrac 付属の isocenter phantom を使用し、テーブルアングル0度で位置照合を行い、初回位置照合の結果をもとに6軸で治療寝台の移動。そして、再度テーブルアングル0度で位置照合を行った結果を基準座標とした。また、テーブルアングルについては、WLT と同様の角度で証を行った。

6軸治療寝台を含む ExacTrac の不確かさの検証では、ロール方向とピッチ方向を変化させ、ExacTrac の不確かさの検証と同様の検証を行った。

【結果】 WLT の結果を Fig.1 に ExacTrac の不確かさの検証結果を Fig.2 に6軸治療寝台を含む ExacTrac の不確かさの検証結果を Fig.3 に示す。

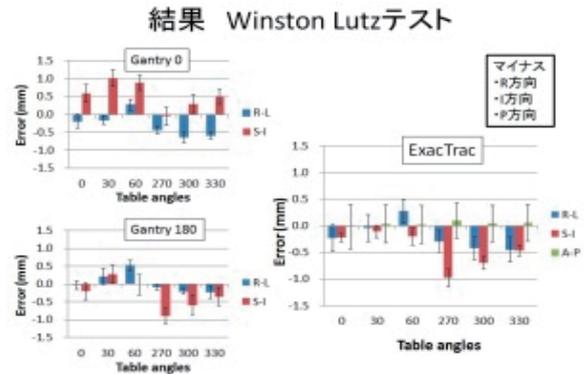


Fig.1

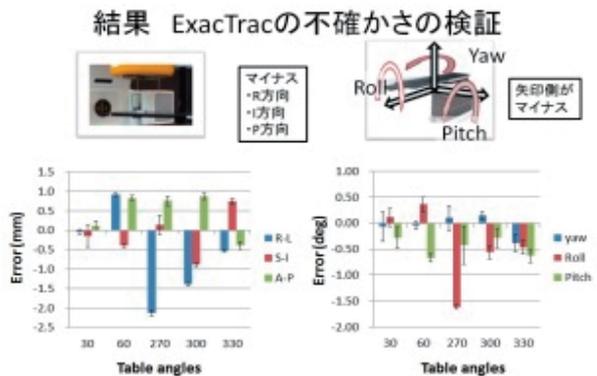


Fig.2

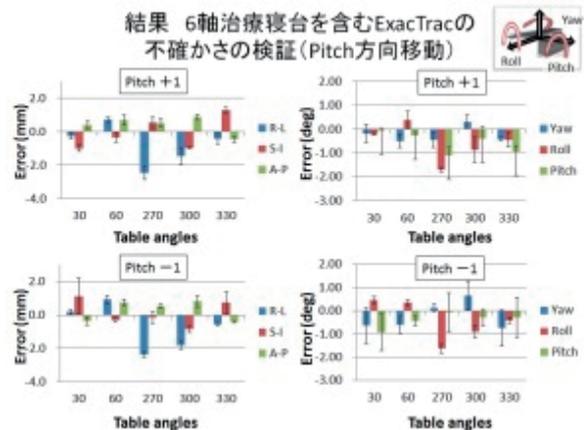


Fig.3

【結論】 6軸システムを使用したIGRTでは最大2.5mmの誤差が生じる可能性があり、臨床使用には基礎検証を行ったうえで開始する必要がある。

Roll, Pitch 角の回転誤差による影響 — 回転型強度変調放射線治療の線量分布において —

○小林 仁、鐵原 滋、西谷 仁博、石割 美香、松本 純、小野 康之、山田 聖、山根 武史、平田 吉春
鳥取大学医学部附属病院

【背景】 当院では中枢神経系の腫瘍と上顎腫瘍に対して回転型強度変調放射線治療 (Volumetric Modulated Arc Therapy: 以下、VMAT) を実施する場合、CBCT による平行移動3軸 (X 軸、Y 軸、Z 軸) と回転方向軸 Yaw 角の4軸の位置補正を行っている。Roll 角と Pitch 角は位置誤差としては表示されるが、現有システムでは補正できない。

【目的】 2010年5月～2012年5月の間に中枢神経系の腫瘍と上顎腫瘍において VMAT を施行した11症例15プラン (2ARC は1ARC ずつに分けた) をレトロスペクティブに解析し、Roll 角及び Pitch 角の回転誤差が線量分布に及ぼす影響とその許容範囲を求めること。

【方法】

1. 治療計画装置 (Pinnacle³) で計画されたプランを多列半導体検出器線量検証システム (Delta⁴) に転送し、Roll 角及び Pitch 角が0° の状態で照射する。
2. 水等価ファントムと角度計を用いて、Delta⁴ の Roll 角及び Pitch 角を ± 2.5° まで0.5° 刻みで変化させて照射する。このとき、Delta⁴ はアイソセンタを中心として回転させる。
3. Roll 角及び Pitch 角が0° の場合を対照群とし、± 2.5° まで0.5° 刻みで変化させた場合を処理群とする。
4. 対照群と処理群とで Dose Difference (DD)、Distance To Agreement (DTA)、 γ index のパス率と Dose Volume Histogram (DVH) の変化について比較検討を行う。
5. γ index において線量域を10% 刻みで分けて、どの線量域において Roll 角及び Pitch 角の影響が大きいかを調べる。

【結果及び考察】 Roll 角及び Pitch 角とも回転誤差が大きくなるにつれて、DD・DTA・ γ index のパス率は低下した。 γ index における角度ごとのパス率の変化を Fig.1 に示す。Fig.1 より Pitch 角の方が回転誤差によるパス率の低下が大きいことがわかる。これは Roll 角の誤差は回転中に相殺されているためと考える。

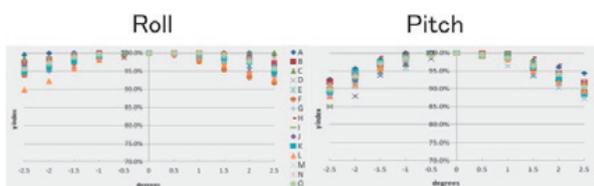


Fig. 1. Change of γ pass rate in each angle when it compared with a reference

γ index のパス率では Friedman 検定の結果、Roll 角及び Pitch 角とも回転誤差が ± 1.5° 以上で有意差を認めた。(p < 0.05) Friedman 検定の結果を Table 1 に示す。DVH で比較すると -1.0° と -1.5° ではほとんど差は見られなかった。しかし、-2.5° になると顕著に乖離が見られた。角度による DVH の相違を Fig.2 に示す。線量域ごとに見てみると、 γ index において 50% 以下の線量域のパス率が大きく低下していた。このことより、50% 以下の低線量域において回転誤差の影響がより大きいことがわかる。これらのことより、セットアップ時の Roll 角及び Pitch 角の回転誤差を ± 1.5° までに抑えれば、計画時の線量分布が許容できる範囲で再現できていると考える。しかし、今回はあくまで対象はファントムで、Roll 角及び Pitch 角それぞれの回転誤差だけの検証結果であり、実臨床のような Roll 角及び Pitch 角の両方向が複雑に組み合わせる条件下での更なる検討が必要であると考えられる。

Table 1. Result of the Friedman test (post-hoc test : Dunn's multiple comparison)

| | DD | | DTA | | γ index | |
|-------------|--------|--------|--------|--------|----------------|--------|
| | Roll | Pitch | Roll | Pitch | Roll | Pitch |
| 0° vs -2.5° | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 |
| 0° vs -2.0° | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 |
| 0° vs -1.5° | p<0.05 | p<0.05 | ns | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 |
| 0° vs -1.0° | ns | ns | ns | ns | ns | ns |
| 0° vs -0.5° | ns | ns | ns | ns | ns | ns |
| 0° vs 0.5° | ns | ns | ns | ns | ns | ns |
| 0° vs 1.0° | ns | ns | ns | ns | ns | ns |
| 0° vs 1.5° | ns | p<0.05 | ns | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 |
| 0° vs 2.0° | p<0.05 | p<0.05 | ns | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 |
| 0° vs 2.5° | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 | p<0.05 |

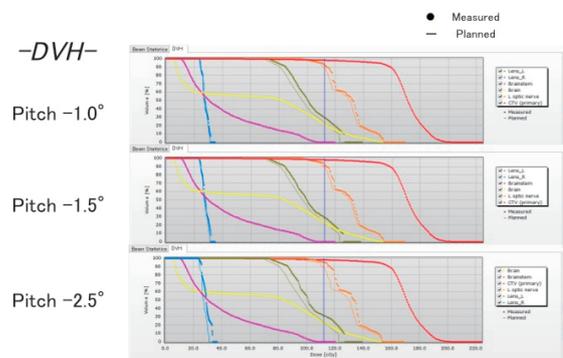


Fig. 2. Difference in DVH by the degree of pitch angle

【結語】 Roll 角及び Pitch 角の回転誤差が頭部 VMAT の線量分布に及ぼす影響について評価を行った。セットアップ時の回転誤差 ± 1.5° が当院での計画時の線量分布の再現性をみる一つの指標になると考える。

Planning target volume margins for prostate intensity-modulated radiotherapy using the real-time tumor-tracking radiotherapy system

○Takuya Uehara¹⁾, Takehiro Shiinoki²⁾, Yuki Yuasa¹⁾, Masahiro Koike¹⁾, Ryuji Kanzaki¹⁾, Shinji Kawamura¹⁾, Keiko Shibuya²⁾

1) Department of Radiological Technology, Yamaguchi University Hospital

2) Department of Therapeutic Radiology, Graduate School of Medicine, Yamaguchi University

【Introduction】 Real-time tumor-tracking radiotherapy (RTRT) system is one of the effective techniques of image guided radiotherapy (IGRT). In our institution, the RTRT system is used to set up the patients implanted three fiducial markers for intensity-modulated radiotherapy (IMRT) of prostate cancer. The purpose of this study is to evaluate planning target volume (PTV) margins for prostate IMRT with and without correction of intra-fraction motion during treatment using the RTRT system.

【Methods】 The nineteen supine patients who underwent IMRT for prostate cancer using the RTRT system were enrolled in this study. The patients were positioned based on skin markers. After that, those were repositioned in left-right (LR), anterior-posterior (AP) and superior-inferior (SI) directions after the differences between actual and planned isocenter positions were calculated and corrected using the RTRT system. Those differences were acquired before treatment delivery and during treatment course. Three set-up methods of IMRT for prostate cancer were simulated using acquired data for the following situation (1) skin-based set-up, (2) pretreatment set-up using three fiducial markers and (3) pretreatment set-up using three fiducial markers and correct intra-fraction motion for each beam. Systematic and random errors were calculated for these situations. PTV margins were calculated using Van Herk's formula and compared.

【Results】 For skin-based set-up, the required PTV margins were 5.0 mm, 13.2 mm and 9.0 mm in LR, AP and SI directions, respectively. For pretreatment set-up using three fiducial markers, the required PTV margins were 1.4 mm, 3.4 mm, and 2.5 mm in LR, AP and SI directions, respectively. For pretreatment set-up using three fiducial markers with intra-fraction motion correction for each beam, the required PTV margins were 0.6 mm, 1.5 mm, and 1.3 mm in LR, AP and SI directions, respectively. Figure 1 shows the isocenter placement errors (in mm) of three methods, along (a) : SI

and AP axes, and (b) : SI and LR axes. The outer box shows PTV margins. (1) set-up based on skin markers (2) set-up using three fiducial markers with inter-fraction motion (3) set-up using three fiducial markers and correct intra-fraction motion for each beam.

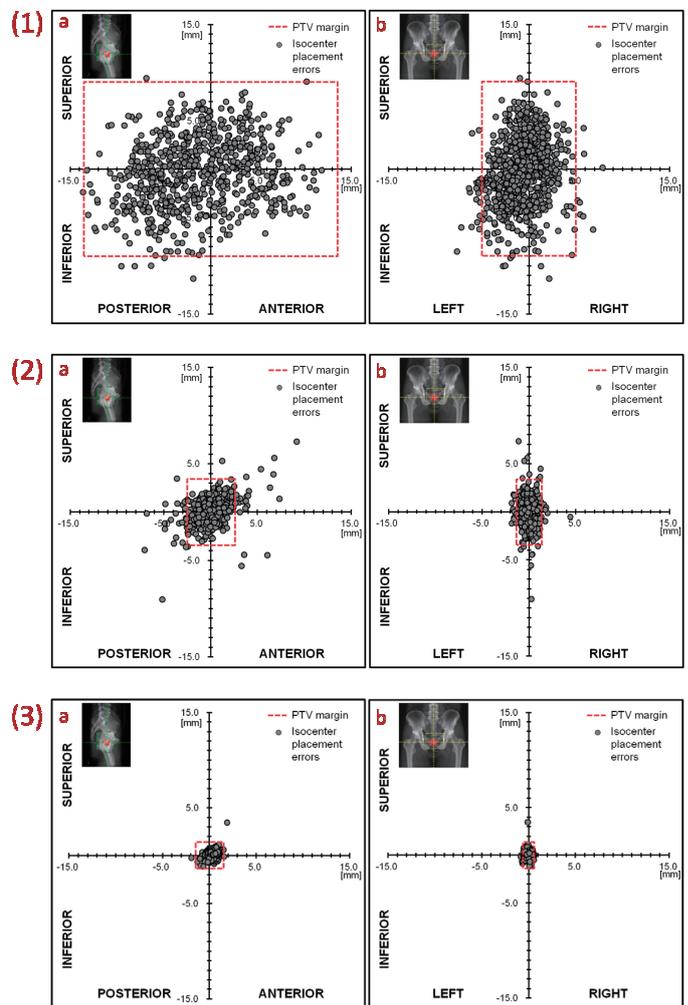


Fig.1 The isocenter placement errors of three methods

【Conclusion】 Our research has shown that correction of intra-fraction motion of prostate in each beam using the RTRT system and PTV margins were reduced, suggesting that further investigation may be required to apply the PTV margins in clinical setting.

○福良 亮介¹⁾、富永 正英²⁾、生島 仁史²⁾、増田 圭吾¹⁾、岸 太郎³⁾、佐々木 幹治³⁾

- 1) 徳島大学保健学科
- 2) 徳島大学大学院保健科学教育部
- 3) 徳島大学大学院診療支援部放射線技術部門

【背景および目的】 前立腺に対する IMRT 及び VMAT については、3D-CRT と比較した場合に臨床成績の優位性を示す報告が多い。

しかし、現在、IMRT・VMAT の治療計画手法は、過去の報告を参考にして、施設独自の方法によって線量制約を決定し、施行されているのが一般的である。

そこで、本研究では過去に徳島大学病院で治療計画を行った症例を対象とし、それらの計画をレトロスペクティブに評価を行うことで計画指標を導き出すことを目的とした。

【使用機器】

- Linac Novalis Tx (BrainLAB、Varian)
- 治療計画装置 Eclipse version 8.9.17 (Varian)

【対象および方法】 対象患者は、徳島大学病院で過去に前立腺に対して IMRT および VMAT 計画を行った 53 名とした。76Gy 処方による IMRT を行った症例が 16 名、78Gy 処方による IMRT を行った症例が 20 名。VMAT は全て 78Gy 処方で 17 名。線量制約を Fig.1 に示す。

方法：治療計画（線量制約）

| ターゲット | D95 | V100 |
|------------|------------|---------|
| PTV-Rectum | 76 or 78Gy | |
| CTV | | 99.5% ≤ |

| リスク臓器 | V40 | V60 | V65 | V70 | V75 |
|-------|------|------|------|------|-----|
| 直腸体積 | <50% | <25% | | <15% | <5% |
| 直腸壁 | <65% | <35% | | <25% | |
| 膀胱体積 | <50% | | <25% | | |
| 膀胱壁 | <65% | | | <35% | |

15X
IMRT 7門 ガントリ角度 (0, 55, 105, 155, 205, 255, 305)
VMAT 2arc(181~179, 179~181.)

Fig.1

評価方法は、PTV 体積および直腸体積を集計し、PTV および直腸の DVH 形状の違いを評価した。前立腺 IMRT 計画を行う際には、CTV から PTV マージンを付加させた場合には必ず直腸と重なりあう体積である overlap 領域が発生する。本研究では overlap 領域と直腸との比 (O/R 比) において PTV の最低線量との相関関係を評価した。

【結果】 直腸体積の違いによる PTV の DVH 形状の結果を Fig.2 に PTV 体積の違いによる直腸の DVH 形状の結果を Fig.3 に O/R 比と PTV の最低線量との相関関係を Fig.4 に示す。

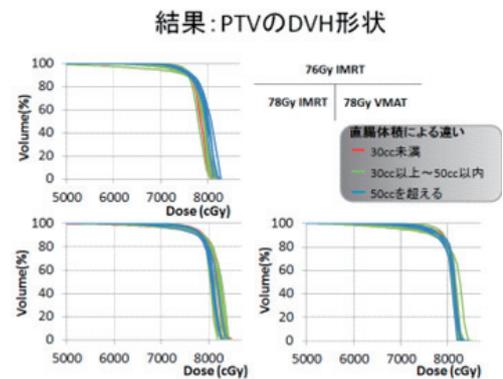


Fig.2

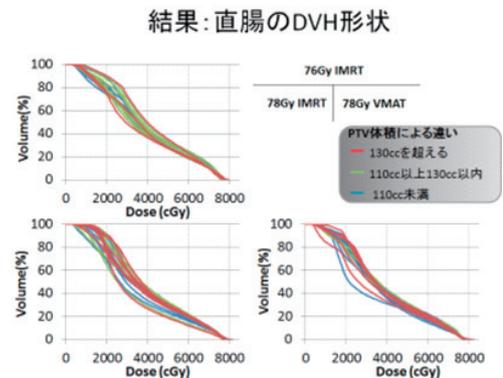


Fig.3

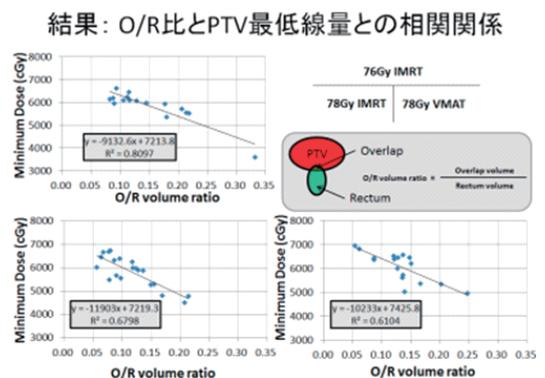


Fig.4

【結論】 前立腺 IMRT および VMAT の計画指標として O/R 比を用いることができると示唆された。

前立腺 IMRT における位置確認用金属マーカーからの散乱線が及ぼす影響についての基礎的検討

○長谷 和樹¹⁾、川島 歩¹⁾、松本 未希¹⁾、角場 幸記²⁾、長瀬 尚巳²⁾、谷 忠司²⁾、樋口 真樹子²⁾、柳元 真一²⁾

1) 川崎医療短期大学 放射線技術科

2) 川崎医科大学附属病院 中央放射線部

【背景および目的】前立腺の IMRT では金属マーカーによる位置照合で高精度な治療を行っているが、放射線治療計画装置 (RTPS) による線量計算では金属などの高原子番号・高密度物質の存在下では線量が正しく計算されないことが報告されている¹⁾。今回我々は、線量計を用いた実測、RTPS での線量計算、ガフフィルムを用いた解析の3つの測定方法を用いて金属マーカーからの散乱線が臨床に影響を及ぼすか否かを比較検討した。

【使用機器・実験方法】リニアックは SIMENS PRIMUS-MD2 で 10MV X 線 (300MU/min) を使用した。線量計 N30013 型 -0.6ml (PTW)、電位計 RAMTEC 1000plus (東洋メディック)、RTPS は XioVer.4.70 (ELEKTA)、ガフフィルムは EBT2 (ISP) を用いて DD-System Ver.9.0 (R-Tech) から解析し以下の実験を行った。

1. 1 門照射での各測定方法で得た線量からの検討

- ①測定は Mix-DP ファントム 5cm 深 (SSD 95cm) で、線量計および EBT2 をセットして、金属マーカー (Ag-Au: Φ 0.28 × 5mm) をビーム入射側に +0.35, +1, +2cm, 出射側に -0.35, -1, -2cm に1個ずつ配置して、MU 値を 2, 4, 6, 8, 10, 30, 50, 100, 250 と変化させた時の線量計、EBT2、Xio での各々で得られた線量を比較する。
- ②線量計の実測値に対する EBT2 と Xio で得られた計算値の誤差率を求める (いずれもマーカー有り)。
- ③金属マーカー無しの各々の測定方法で得られた線量に対する金属マーカー有り得た線量の誤差率を算出する。

2. 臨床例を用いた多門照射からの検討

検証用 ImRT ファントム (SCANDITRONIX WELL-HOFER) のアイソセンターから 1cm の距離で互いに重ならない X, Y, Z 方向 3か所に金属マーカーを配置し、当院で前立腺 IMRT を施行した 7 症例の治療計画から、金属マーカー無しでの各線量に対して、金属マーカーを配置した場合の各々で得られた線量の誤差率を求めた。

【結果と考察】1. ①に関する検討では、線量計を用いた場合に 100MU, 250MU の -0.35cm, +0.35cm の位置にマーカーを挿入した場合の測定値にのみ若干の増減を認めた (Fig.1)。1. ②の結果は低 MU 値における誤差率が +5% を上回る結果となった。1. ③での誤差率は全ての測定法で $\pm 5%$ 以内だった (Fig.2)。3つの測定法の中でも Xio では誤差がほとんど見られなかったのは、Xio が後方、前方、側方散乱による線量の増加、線量の減少を正しく計算できていないため

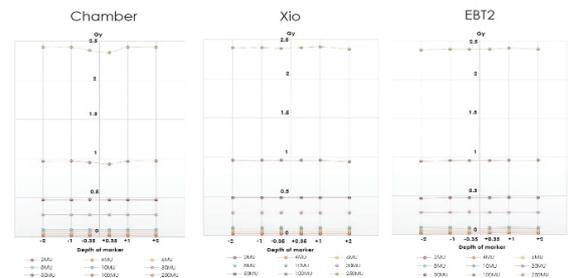


Fig.1 金属マーカー挿入時の各測定法による吸収線量の変化

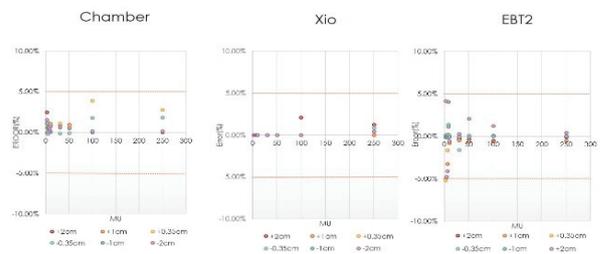


Fig.2 1 門照射での金属マーカー無しに対する線量誤差率

と考えられる。また、EBT2 を用いた測定で低 MU 値での誤差にばらつきが見られたのは、測定が 1 回のみ

のため、ガフフィルム特有の感度斑が原因と考えられる。多門照射を行った臨床例での金属マーカー無しに対する誤差率を Table.1 に示す。IMRT のガイドラインでは RTPS と実測の誤差率が $\pm 3%$ 以内の精度で行われる必要がある。今回の結果では、金属マーカーを装着した全ての臨床例による照射を行った。

結果でも許容範囲内であった。

【結論】今回の研究では、各測定法でバラつきはあるが、金属マーカーによる人体への影響はない結果が示された。しかし今後、モンテカルロ等の計算による比較を行いさらなる追加検討が必要と考えられる。

【参考文献】

- 1) 羽原幸作, 他: 外部放射線治療における腫瘍位置確認用金属マーカーからの散乱線による人体への影響の検討: 日本放射線技術学会雑誌 67 (9), 1164-1173, 2011

○片山 博貴¹⁾、大久保 正臣¹⁾、續木 将人¹⁾、高橋 洋輔¹⁾、加藤 耕二¹⁾、高橋 重雄²⁾、戸上 太郎²⁾、柴田 徹²⁾

1) 香川大学医学部附属病院 放射線部

2) 香川大学医学部附属病院 放射線治療科

【背景】 照射位置精度に影響を及ぼす因子としては Setup Error と臓器の internal motion が考えられる。Setup Error は適切な固定具の選択および使用により低減が可能であり、また前立腺は膀胱・直腸の状態によって移動するため前処置を行う必要がある。当院では金マーカー留置下前立腺治療を対象とし、固定具および前処置の変更を行ってきた。

【目的】 金マーカー留置下前立腺治療時の固定具および前処置の変更によって照射精度の改善を行う。

【方法】 当院で治療を行った以下の3種類の固定具と前処置の組み合わせを対象とした。

A) 体幹部定位用天板 + ECR バキュームクッション (LEIBINGER) / 排尿後 / 27人 / 205回

B) Vac-Lok + Kneefix (CIVCO) / 排尿後 / 20人 / 205回

C) 自作かかと台 / 蓄尿1時間 / 18人 / 205回

それぞれ治療直前に撮影した正側二方向の LG と DRR を骨構造と比較し、X (L-R)、Y (A-P)、Z (S-I) 方向の setup error、setup margin (stroom らの式より算出) を求めた。また、LG と DRR を骨構造と金マーカーの重心位置で比較し、骨修正量と金マーカー修正量から前立腺のみの位置誤差 (internal error) を算出し、internal error の平均値、標準偏差を求め比較した。
※自作かかと台は左右のかかとの位置を固定するためのスタイロフォームを加工して作成。

【結果】

① Inter-fraction Setup error

結果を図1に示す。すべての固定具および方向で平均値は1mm以内となっていた。X、Z方向のばらつきは固定具の変更によって小さくなっていた。Y方向は固定具Bでばらつきが大きくなっていた。X、Y、Z方向の Setup margin (mm) は固定具 A (6.6、3.7、5.6)、固定具 B (4.7、6.7、4.6)、固定具 C (3.3、3.4、3.5) となった。

② Inter-fraction prostate motion (internal error)

結果を図2に示す。前立腺の変動が大きいのはY、Z方向で排尿直後から蓄尿1時間とすると各方向でSDの低減がみられた。特にY方向においてばらつきが小さくなっていた。

【考察】

① Inter-fraction Setup error

結果より Setup error の平均値はすべて1mm以内で

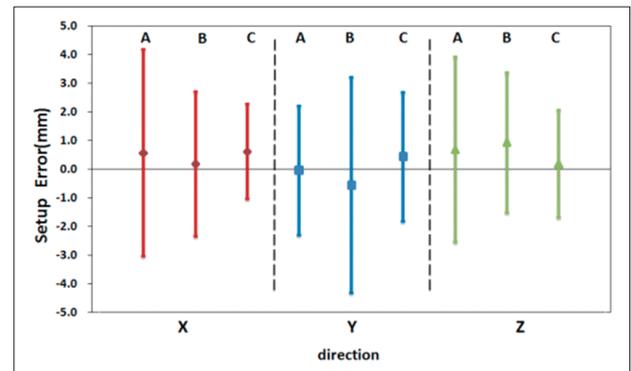


図1 固定具による Setup error (Mean ± SD)

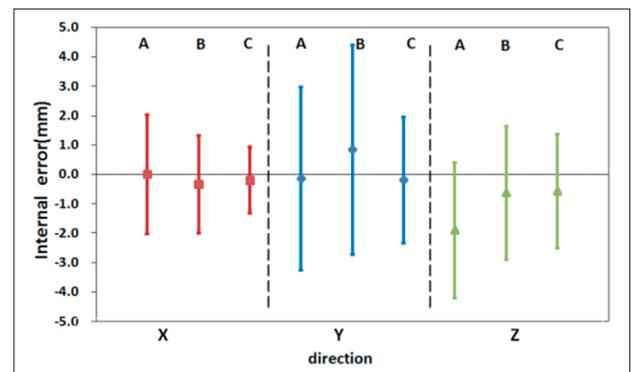


図2 前処置による前立腺の Internal error (Mean ± SD)

固定具によるかたよりはなかった。

固定具 A は LR、SI 方向のばらつきが大きくローテーション、ピッチングの影響が大きいと考えられる。固定具 B に変更し、体に線を書くことで LR、SI 方向の改善は見られたが、膝台位置の再現性や膝の開きに対して固定ができないため骨盤が安定せず AP 方向のばらつきが大きくなったと考える。かかと台の使用により足の開き、膝の高さを一定に保つことが可能となりマージンの縮小につながった。

② Inter-fraction prostate motion

排尿直後の場合、患者毎の平均位置のばらつきが大きく、蓄尿1時間とした方が特に AP 方向の前立腺位置のばらつきの低減が見られた。治療期間中の管理が前立腺の位置再現性において重要である。今回の検討ではフィルムによる二方向での照合のため、体の回転に対して骨と金マーカーの関係を正確に評価できていない。

【結論】 自作かかと台を使用し、前処置は蓄尿1時間としたことで照射精度が改善した。

○横内 義憲

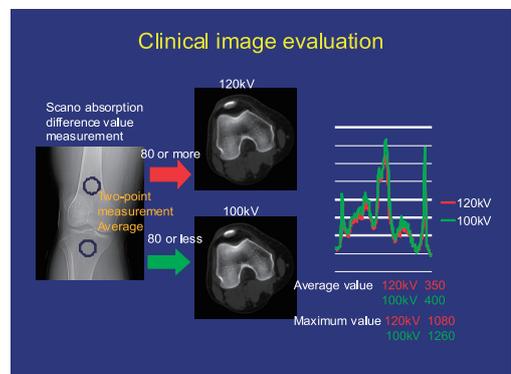
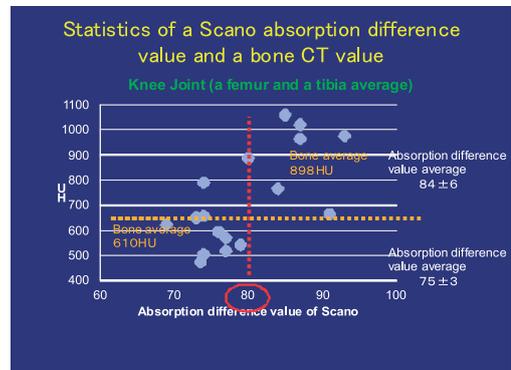
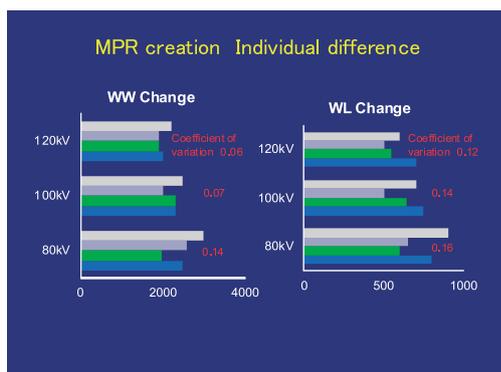
医療法人 きたじま倚山会 きたじま田岡病院 放射線科

【目的】四肢骨 CT 撮影において低管電圧を用いることによる CT 値上昇を利用する事と一定の被ばく低減効果については既知である。しかしながら、管電圧 80kV 撮影では、使用頻度の高い管電圧 120kV で撮像される画像との極端な違いに戸惑うことが多い。加えて 120kV 撮影時では、骨量が少ない場合においてはコントラスト不足を感じる画像も少なくない。そこで 80 と 120 の中間に位置する管電圧 100kV がどの程度四肢骨 CT 撮影に有用性があるのか検討したので報告する。

【使用機器】CT 装置は東芝社製 Asteion4列を使用した。管電圧変化時における CT 値変動、MTF 評価、関数変化における画像表示、Scano 画像における評価、MIP・VR 作成時の個人差評価、臨床画像評価について検討をおこなった。

【考察】

- 管電圧 80kV を使用すると、海綿骨・皮質骨の CT 値に相当する付近の CT 値上昇が著しくなり、骨評価を伴う四肢骨撮影には不向きであることが分かった。
- 管電圧を変化させた時、MPR・VR 作成時この画像なら適切な骨折評価ができるであろうと WW/WL 設定した際にどのくらい個人差が出るか評価を行った。CT 値上昇や辺縁強調が過度になる分 80kV がもっとも設定の個人差が出やすい傾向になった。80kV で撮影した際はかなり CT 値上昇に配慮しないと骨皮質の骨折線を見落とす傾向になる可能性を感じた。100 と 120kV の個人差は大きく出なかった。
- Scano 画像の吸収差値と実スキャン時の骨の CT 値が一定の相関があることが分かった。Scano 吸収差値と実際に撮影した骨の CT 値の関係を統計にて評価し、Scano 吸収差値に閾値を設ける事で骨密度が少ない可能性のある骨を選択し、管電圧 100kV を使用することで CT 値を 200 程度底上げしコントラスト向上に寄与する可能性があることが分かった。



- 管電圧変化における SD 値変動において、管電圧 80kV を使用すると、同一 mAs の場合には他の管電圧と比べ骨部分での SD 値が大きく上昇する傾向が見られた。
- 撮影条件に関しての検討において、複数の技師間で画像評価し、100kV70mAs と 120kV80mAs の画像の差を感じる事が無いという結果となった。100kV で CT 値を底上げした効果がでたため、100kV 70mAs と撮影条件を下げてでも画質の差を感じることがなかったと評価した。

【結語】臨床画像評価で、100kV 撮影は、MPR・VR 作成時の個人差が使用頻度の高い 120kV と比較しても少なく、画像作成においては、過大過小評価につながる可能性が少ないことが分かった。

管電圧 100kV を使用することで、特に骨密度が低下している可能性の高い四肢骨のコントラスト向上に寄与し、被ばく低減につながる事が分かった。今回検討により当院で使用している 120kV の撮影条件から mAs 値で 10% 程度下げても臨床画像評価には影響しない可能性が高いことが分かった。

今後の課題として、撮影位置・体厚・FOV 変化によって管電圧 100kV 撮影がどの程度画像に影響を及ぼすか検討したい。

低管電圧 CNR 指標線量制御法による 冠動脈 CTA を想定した微小血管描出能の検討

○松本 頼明、宇山 浩文、安井 哲士、西 秀治、藤本 耕平
庄原赤十字病院 医療技術部 放射線技術課

【目的】低管電圧 CNR 指標線量制御法(以下、CNR 法)は、低管電圧使用時に CNR を一定にすることで SD を一定にした場合に比べ、被ばくが低減する撮影技術として近年注目されている。しかし、微小血管における描出能は報告されていない。本研究の目的は、微小血管ファントムを用いて冠動脈 CTA における CNR 法の描出能を検討することである。

【使用機器】CT 装置は 64 列 CT である LightSpeed VCT、ワークステーションは Advantage Workstation 4.5 (GE ヘルスケアジャパン株式会社)を使用した。模擬血管ファントムはオリジナル製品であり、縦 6 cm × 横 10 cm × 幅 2 cm のアクリルブロック内に 4 mm 径の主管と 0.8, 1, 1.2, 1.4, 2, 2.5, 3, 3.5 mm 径の分枝管を有した構造である。また胸部を想定し、ポリプロピレン製の樹脂容器を使用した。画像解析には ImageJ を使用した。

【方法】まず、120 kV を基準とした CNR を算出した。水を入れたポリプロピレン樹脂容器の中央部に血管ファントムが Z 軸に平行となるよう配置し、撮影した。CNR は次式から求めた。

$$CNR = ROI_M / SD_B \dots\dots\dots (1)$$

当院の冠動脈目標 CT 値 350 HU に、アクリル CT 値 120 HU を加算した 470 HU と、back ground (BG) 目標 SD25 から求めた、 $CNR = 18.8$ を基準とした。撮影条件は、回転速度 0.35 s/rot、ビーム幅 40 mm (0.625 mm × 64)、ヘリカルピッチ 0.2、スライス厚 0.625 mm、スライス間隔 0.625 mm、scan FOV 32 cm、display FOV 20 cm、matrix 512 × 512、再構成関数 standard、心拍数 60 bpm、管電流 285 mA である。次に、管電圧を 100 kV、80 kV とし CNR が一定となるよう管電流を手動制御した。定量評価として、Axial 画像から各径の円形度、半値幅、1/10 値幅を求め、管電圧群間で比較した (20 スライスの平均値)。円形度 (roundness: R) は大津の二値化処理後、面積 (area: A) と周囲長 (perimeter: P) を計測し、次式から求めた。

$$R = 4\pi A / P^2 \dots\dots\dots (2)$$

なお、円形度は真円に近い程 1 を示す。また、半値幅、1/10 値幅は、Axial 画像に対して X、Y 方向にプロファイルを引き、得られたプロファイルカーブの BGCT 値を引いた値から求めた。視覚評価は Axial、MPR、MIP、VR 画像を 5 段階で評価した。Axial、MPR、MIP の WW、WL は固定した。VR のオパシティーカーブは直線を使用し、下限値は各血管径の CT 値の半値とした。有意差検定は Mann-Whitney's U test を使用し、いずれも 120 kV 群をリファレンス

とし、100 kV 群、80 kV 群を比較した。統計学的な有意水準は $p < 0.05$ とした。

【結果】各管電圧の 3.5 mm 径の CT 値 (HU)、BGSD、CNR、CTDIvol (mGy) は、120 kV : 459.7、25.2、18.2、34.7、100 kV : 568.9、30.6、18.6、25.3、80 kV : 744.2、39.6、18.8、18.8 であった。CNR が一定の場合、CTDIvol は 100 kV で 27%、80 kV で 46% 低下した。円形度は低管電圧群ほど低下し、半値幅、1/10 値幅は有意差を認めなかった。視覚評価 (Fig.1) は低管電圧群ほどスコアがやや上昇した。

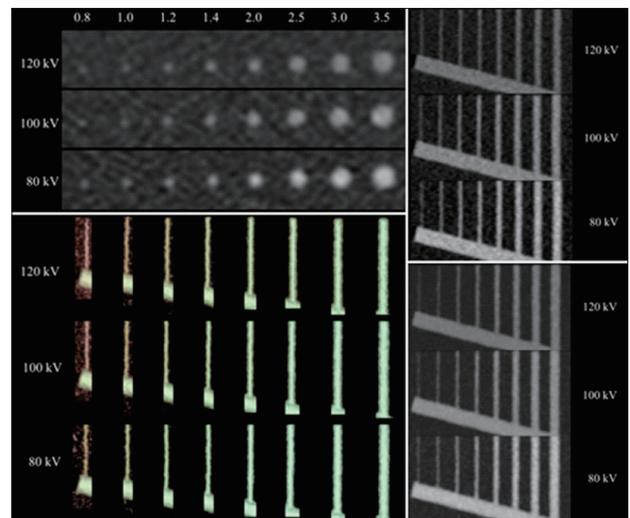


Fig.1 左上; Axial、左下; VR、右上; MPR、右下; MIP

【考察】円形度が低管電圧群ほど低下した原因は、ノイズの増加により辺縁が不整になったと考える。半値幅、1/10 値幅は有意差を認めなかったため、今回の検討においてはアーチファクトの増強による描出能への影響は無かったと考える。視覚評価は低管電圧群でスコアがやや上昇した。これはウインドウを固定したため、ノイズの増加より CT 値の増加が視覚的に優位となったと考える。仮にウインドウを調整したら、スコアは今回の結果とは異なることが予測される。CNR 法の描出能は円形度を除き、低管電圧群がやや向上した。しかし、臨床の冠動脈においては、CT 値、ノイズ、アーチファクトが増強するため、石灰化、非石灰化プラーク、ステント内の描出に影響を及ぼす可能性があると考えられる。

【結語】ファントム実験上、CNR 法の描出能は 120 kV 群よりやや向上し、被ばく低減の観点からも有用性が示唆された。しかし、臨床の冠動脈描出には課題があり、設定 CNR 値や適応など検討が必要である。

○中島 寛人、梶谷 尊郁、金山 秀和、永見 晶子、山本 泰司
島根大学医学部附属病院 放射線部

【背景】当院では冠動脈バイパスグラフト後の血流評価と心機能解析を心電図同期撮影しているため被曝が多い。近年被曝低減、造影コントラスト向上を目的とした低管電圧撮影が行われているが、ノイズの増加が問題となる。そこで逐次近似応用再構成を用いてノイズ低減を図りたいが、画質の変化が懸念される。

【目的】低管電圧撮影における、逐次近似応用再構成が血管描出能に与える影響を従来のフィルタ補正逆投影法 (Filtered Back Projection : FBP) と比較し、評価を行った。

【使用機器・器具】X線CT装置: Aquilion ONE (TOSHIBA)、自作模擬血管ファントム: 直径220mmのプラスチック容器に水を満たし内部に模擬血管を配置した (模擬血管: アトム多用途チューブ2.0mm、1.35mmに250HU (120kV撮影時) 程度の希釈造影剤を封入)

【方法】模擬血管ファントムを表1、2の条件で撮像し画像SD値、模擬血管半値幅 (full width at half maximum : FWHM)、模擬血管CT値についてそれぞれ比較した。

〈画像SD値〉5mmスライス厚の画像中心、周辺ROI 5ポイントの平均値から算出した。

〈模擬血管FWHM、CT値〉模擬血管径と同一スライス厚のMPR像を作成し、FWHMは模擬血管軸に直行するROI 5ポイントの平均から、CT値は模擬血管軸に沿ったROIの平均から算出した。次にFBPとAIDR 3DのFWHM、CT値の変化率を算出した。変化率は以下の式を用いた。

模擬血管FWHM, CT値について
式: 変化率(%) = (AIDR 3Dの値 - FBPの値) / (FBPの値) × 100

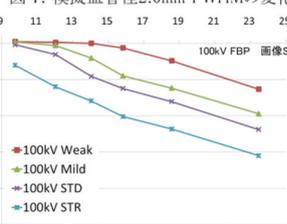
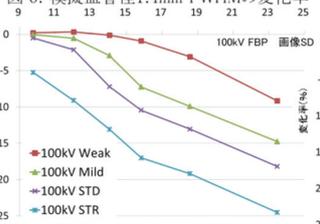
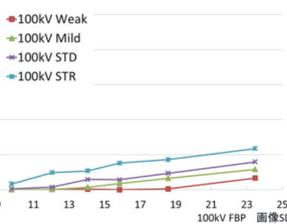
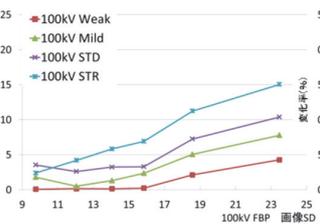
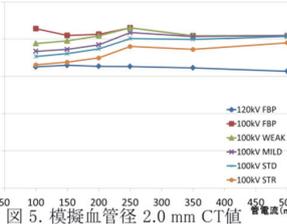
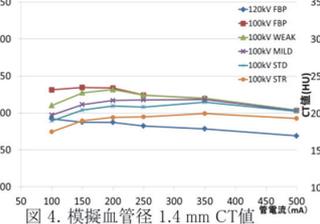
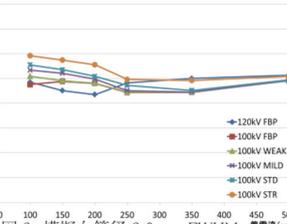
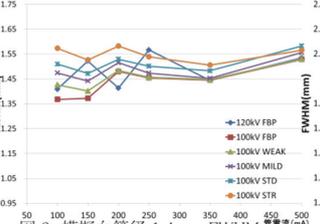
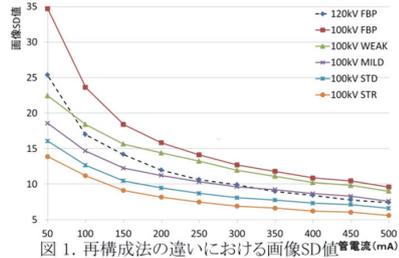
| 管電圧 [kV] | 管電流 [mA] | 回転速度 [sec/rot] | FOV [mm] | ビームピッチ | コリメーション [DAS×mm] |
|----------|------------------|----------------|----------|--------|------------------|
| 100,120 | 50 ~ 500 (50mA毎) | 0.5 | 320 | 0.994 | 160×0.5 |

| 画像再構成法 | 再構成関数 | スライス厚/スライス間隔 (mm) |
|---|-------|-------------------|
| FBP (100, 120 kV) AIDR 3D (100 kVのみ) | FC14 | 0.5/0.25 |

※AIDR 3Dの強度: Weak < Mild < Standard (STD) < Strong (STR)

【結果および考察】図1に画像SD値、図2~5に模擬血管FWHM、CT値、図6~9に変化率の各結果を記す。画像SD値は、120kV FBPと比較して100kV FBPでは高くAIDR 3Dを用いることで改善した。また同一管電流においてAIDR 3DのMILD以上の

強度では120kV FBPの画像SD値より抑えることが可能であった。FWHMはAIDR 3Dを用いることでFBPより増加し、CT値は減少した。この傾向は線量が低いほど、模擬血管径が細いほど、AIDR 3Dの強度が大きいほど顕著であった。



【結論】低管電圧撮影に逐次近似応用再構成を用いることでノイズ低減が可能であるが、ノイズの多い投影データに対して逐次近似応用再構成を行うと、FBPと比較してFWHMは増加し、CT値は減少する。

大動脈3D-CTAにおける低電圧撮影による 造影剤低減に関する検討

○瀧本 佳広、大元 謙二、西山 光、末国 宏、谷 佳緒梨、大西 恭平、沖野 文香、田頭 裕之
愛媛大学医学部附属病院 診療支援部 放射線技術部門

【背景】 当院では従来、120kV(従来法)で大動脈CTAの撮影を行ってきた。現在では、描出能を向上させるため、造影プロトコルを変更せずに、管電圧を100kV(低電圧法)に下げて撮影を行っている。

【目的】 本研究では、従来法から低電圧法に変更することによって、どの程度造影剤を低減することが可能か自作ファントムと臨床データを用いて、後ろ向きに検討を行った。

【使用機器】

- Brilliance iCT Philips 社製
- イオパミロン注 300mgI/20mL バイエル薬品
- 自作ファントム(直径; 18, 25, 30cm)

【方法】

1. 自作ファントム(25cm径)を用いて、各希釈率(0/0.5/1.0/1.5/2.0/3.0/4.5/6.0/8.0/10%)における120kVと100kVのCT値の差を求めた。
2. 直径の異なる自作ファントムを用いて、大きさの違いによる120kVと100kVのCT値の差を求めた。
3. 2011年11月から2013年10月の間で、120kVと100kV両方で大動脈CTAを施行した19名を対象として120kVと100kVのCT値の差を比較した。ROIは横隔膜上の3スライスに置き、大きさは対象の動脈の30%程度の大きさとした。また、CT値に関しては、今回の検討では上昇値を検討するためベースを引いた値(Enhancement Unit; EU)とした。対象部位は胸部、腹部、胸腹部大動脈に限定した。

【結果】

1. 各希釈率におけるCT値の差を120kVと100kVで比較してみると、いずれの場合も100kVの方が高い値となった。また、希釈率が大きくなるほど120kVと100kVのCT値の差は大きくなった。
2. ファントムの径が大きくなるほど120kVと100kVともにCT値は小さくなった。しかし、各ファントムの大きさによるCT値の差は、どの大きさにおいても120kVと100kVのCT値の差は80HU程度で差は見られなかった。
3. 臨床データでは、120kVの平均が 309.99 ± 44.99 HU、100kVでは 412.97 ± 61.32 HUとなった。両者には約100HUの差が見られた。

【考察】

1. 120kVと比較して100kVの方がCT値の差が大きくなったのは管電圧を下げることで実効エネルギーも下がり、ヨードのK吸収端に近づいたことによるものと考えられる。また、希釈率が高くなるにつれてCT値の差が大きくなったのは、吸収体の割合が増えることで、低エネルギーである100kVの方が120kVより吸収される割合が増加したことによるものと考えられる。

| 管電圧 | 100kV | 120kV |
|---------|-------|-------|
| 実効エネルギー | 53keV | 58keV |

2. ファントムの径が大きくなると120kVと100kVともにCT値が小さくなった。これは、ビームハードニング効果が起こったものと考えられる。しかし、120kVと100kVの差はファントムの大きさが変化してもほぼ一定であった。これは、実効エネルギーの差がさほど大きくないためと考えられる。しかし、今回の臨床データによると、体重が大きい人の方が120kVと100kVの差が小さくなっていった。これは、実際の人体では今回ROIを置いたのが横隔膜上であったため椎体や心臓などの高吸収体の影響を受けたのではないかと推測される。
3. 当院では、350HUを目標に撮影を行っている。今回のファントム実験における350HUを基準とした上昇値と臨床データの上昇値がほぼ一致した。これより、臨床から得られた平均値をファントム実験より求めた近似式に代入し、低減できる造影剤の量を計算してみると、約24%となった。しかし、これはファントム径が25cm(体重65kg相当)のもので結果であるため異なるファントム径での考察が必要である。今後はファントム径異なるものでも検討していきたい。

【結語】 当院の大動脈CTA撮影では、低電圧法は従来法と比較して約24%の造影剤の低減が可能であることが示唆された。

臓器の放射線感受性を考慮した被曝低減技術を応用した 頭部画像サブトラクション精度向上の試み

○百合野 史子、久富 庄平、米沢 鉄平、上田 康之、田中 千弘、橋本 歩、上田 克彦
山口大学医学部附属病院 放射線部

【背景・目的】 GE 社製の64列 CT に新たに搭載された被曝低減機構 (organ dose modulation : ODM) は、体の前方面の出力線量を選択的に低減する技術である。ODM は、目的臓器の線量を低減するために X 線管の軌道が制限されることから、軌道同期スキャンが可能となる。軌道同期スキャンは、臨床においてサブトラクション CT アンギオグラフィに有効であると考え、ファントム実験により ODM 使用時に頭部画像サブトラクションの精度が向上するかを検討した。

【方法】 一般撮影用頭部ファントムを ODM 有り (以下、ODM(+)) と無し (以下、ODM(-)) で GE 社製の Optima660 を使用し、それぞれ5回ずつ撮像した。撮像には、CT 自動露出機構を使用し、Noise Index は8.65に設定した。得られた画像をすべての組み合わせに対してサブトラクション処理を行い (例 : Image number1 : スキャン1 - スキャン2、...)、10枚の画像を得た。得られた画像に対して、サブトラクション精度の指標となる SD 値を求め、比較した。また、ランドファントム内に脳動脈瘤クリップをいれて撮像した場合についても同様の検討を行った。

【結果】 Fig.1 に頭部ファントムの SD 値のグラフを示す。平均 SD 値は、ODM (+) で15.7、ODM (-) で22.9となった。また、ODM (+) では、画像間の SD 値の変動が ODM (-) と比べ、少なかった。Fig.2 に脳動脈瘤クリップをいれたランドファントムの SD 値のグラフを示す。ODM (+) で26.5、ODM (-) で27.6となり、頭部ファントムと比べ、高い SD 値となった。Fig.3、4 にサブトラクション処理で得られた画像を示す。頭部ファントムの画像は、ODM (-) に比べ、ODM (+) は、サブトラクション効果が高かった。脳動脈瘤クリップをいれたランドファントムの画像は、ODM (+)、ODM (-) 共に、脳動脈瘤クリップのアーチファクトが残存する結果となった。

【考察】 頭部ファントムを撮像した場合、ODM を使用すると SD 値が低下し、画像間の変動も少ないことから、精度の高いサブトラクション画像が得られた。脳動脈瘤クリップをいれたランドファントムを撮像した場合、ODM を使用しても脳動脈瘤クリップのアーチファクトが残った原因として、寝台移動精度や軌道同期の精度などの影響が考えられる。

【結論】 ODM を使用することで、頭部画像サブトラクション精度が向上する。しかし、脳動脈瘤クリップのアーチファクトの除去効果では、課題が残る結果となったが、水晶体への被曝低減とサブトラクション精度の向上が期待できる ODM は臨床的に有用な機能である。

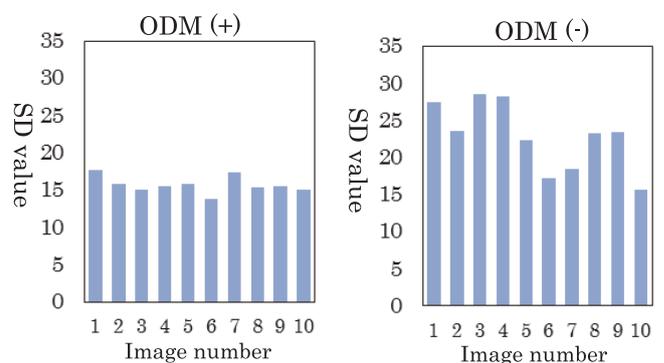


Fig.1 頭部ファントムの SD 値

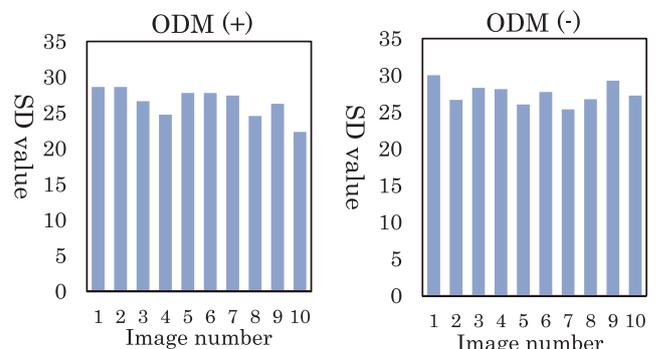


Fig.2 脳動脈瘤クリップ入りのランドファントムの SD 値

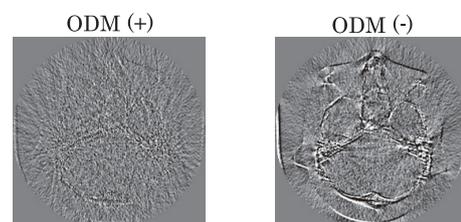


Fig.3 頭部ファントムの画像

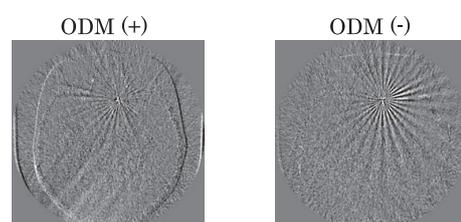


Fig.4 脳動脈瘤クリップをいれたランドファントムの画像

○酒匂 敏雄、岸本 淳一、山砥 征弥、松崎 芳宏
鳥取大学医学部附属病院 放射線部

【背景】第69回総会学術大会において再構成条件の違いによる物質密度画像への影響について報告した。その中で再構成関数及び再構成 FOV の違いにおいて CT 値での画像(以下通常画像)と異なる影響がみられた。しかし、詳細に評価できていなかった。

【目的】今回、再構成関数に注目し再構成関数が物質密度画像に与える影響について検討したので報告する。

【方法】水で満たした容器内にシリンジを配置した(Fig.1)。撮影条件は、管電圧 Dual energy・管電流 275mA・回転速度 0.6s/rot・ピッチファクタ 0.984・スライス厚 0.625 mm・スライス間隔 0.625 mmとした。造影剤封入シリンジ及び油封入シリンジで別々に撮影した。再構成条件では再構成関数は soft・standard(標準関数)・detail(高分解能関数)で画像データを再構成し、ワークステーションでヨード[水]密度画像(Iodine[water] image: Fig.2)及び水[ヨード]密度画像(Water[iodine] image: Fig.3)を作成した。物質密度画像での Fat・Water・Iodine の物質密度値(Material density value)をワークステーションで計測し、10画像の平均値を各々の物質密度値として比較した。上下左右中央5ヵ所の物質密度値の Standard Deviation(SD)の平均値を各々の画像 SD とし、10画像の平均値で比較した。比較した値の有意差検定は、一元配置分散分析法を使用し、有意差がある場合(有意水準5%)のみ Tukey 法による多重比較(スチューデント化した範囲の5%点)を行った。

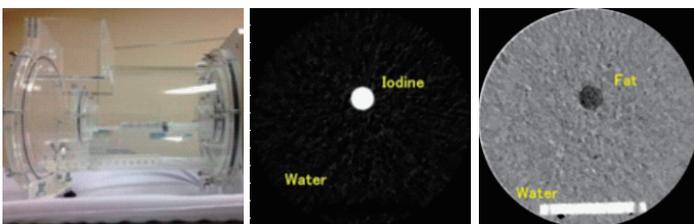


Fig.1

Fig.2

Fig.3

【結果】物質密度値はヨード[水]密度画像では Fat・Water・Iodine において再構成関数による有意差はなかった(Fig.4)。水[ヨード]密度画像では Fat・Water で再構成関数による有意差はなかった(Fig.5)。Iodine については希釈しているため測定できなかった。物質密度画像の画像 SD は、ヨード[水]密度画像では soft と standard の間で有意差があり、standard で最少となった。水[ヨード]密度画像では、各々で有意差があり、soft で最大・detail で最小となった(Fig.6)。

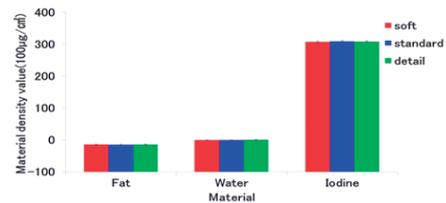


Fig.4

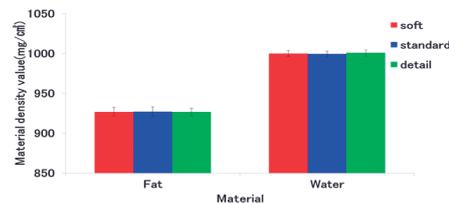


Fig.5

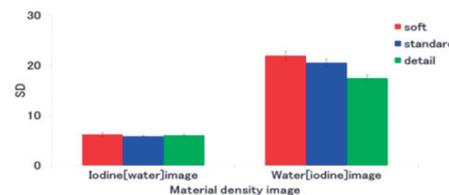


Fig.6

【考察】物質密度画像では、再構成関数を変えても物質密度値は変わらなかった。しかし、水[ヨード]密度画像の Iodine の物質密度値は計測できなかったため、高吸収体を基底にする場合の基底物質の物質密度値への影響は不明であり、今後の検討が必要である。通常画像は、高分解能関数では標準関数より画像ノイズが増加し、画像 SD が大きくなるのが一般的である。しかし、物質密度画像では高分解能関数の方が、画像 SD が小さくなる場合がある。物質密度画像は、基底となる物質が変わることで元データが同じでも再構成関数の画像 SD への影響が変わることがわかった。物質密度画像の使用用途によって適切な再構成関数を選択することが、最新の画像技術をよりよく診断に活用できると考える。

【結語】再構成関数は、物質密度値には影響しないと考えられるが、画質(画像 SD)に通常画像への影響と異なる影響を与える。

【参考文献】

市川 勝弘ほか(2010)『デジタル X 線画像計測』オーム社

上野 恵子ほか(2013)『スペクトラル CT 基本原理と臨床応用』秀潤社

○近藤 貴裕¹⁾、林 慎一郎²⁾、笛吹 修治²⁾、道原 里沙¹⁾、古志 和信³⁾、山根 明哲³⁾、
小畑 慶己⁴⁾、姫野 敬³⁾、富永 孝宏²⁾

1) 広島和恒会 ふたば病院、2) 広島国際大学保健医療学部 診療放射線学科、

3) 独立行政法人国立病院機構 呉医療センター・放射線科、

4) 独立行政法人国立病院機構 岩国医療センター・放射線科

【目的・方法】 ポリマーゲル線量計は、放射線照射によるビニルモノマーのラジカル重合反応を利用した3次元測定が可能な線量計である。これまで我々は、高精度放射線治療における3次元治療計画の検証やQA・QCへの応用を目指し、ポリマーゲル線量計の研究を行ってきた。今回、X線CTのQA・QCへの応用として、ポリマーゲル線量計による実効スライス厚の評価を行った。

本研究ではモノマーとしてメタクリル酸、増感剤として塩化マグネシウムを用いて開発した高感度なポリマーゲル線量計(MAGAT/MgCl₂ゲル)を使用した。φ40mm×50mm(60mL)のPET製容器にゲルを封入し、ゲルファントムを作製した。X線CT装置によるスキャン回数の違いによる変化を見るため、10～30回のスキャンングを寝台の移動なしで行った。

またスライス厚の違いによる変化を測定するために、設定スライス厚を2.5、5.0および10mmに変化させスキャンングを行った。その後、MRI装置によるマルチエコー法で、T₂緩和速度(R₂ = 1/T₂)分布の測定を行った。

【結果・考察】

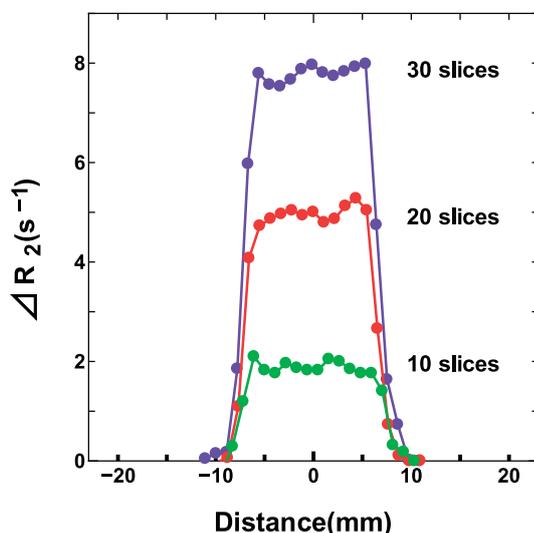


Fig.1 各スキャン回数の R₂ プロファイル

Fig.1にスキャン回数が異なる長軸方向のラインプロファイルを示す。このグラフを元に各スキャン回数での半値幅を求めると30スキャンで14mm、20スキャンで14mm、10スキャンで16mmであり、同じスライス厚であるが最大で14%の差が生じた。

これはスキャン回数が少ない時、グラフの裾野領域の傾斜が緩やかになってしまったためと考えられる。

次に設定スライス厚が異なる長軸方向のラインプロファイルを Fig.2示す。

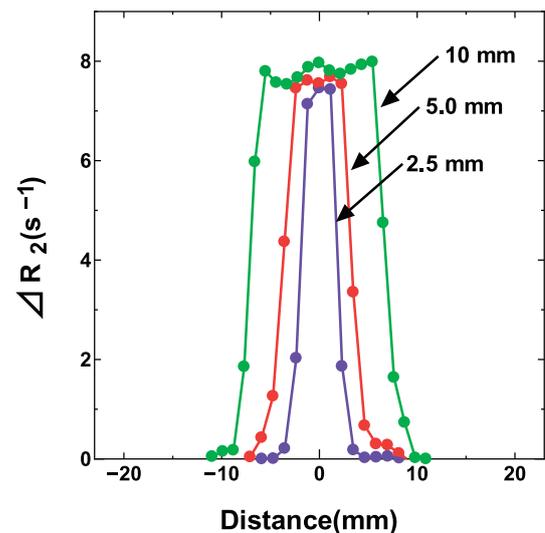


Fig.2 各スライス厚の R₂ プロファイル

このグラフを元に測定された半値幅は設定スライス厚10mmでは14mm、5.0mmでは8mm、2.5mmでは4mmとなり、スライス厚の変化に応じたプロファイル測定ができているのがわかる。

これらの結果はポリマーゲル線量計のX線CTにおける、QA・QCへの応用の可能性を示している。ポリマーゲル線量計は3次元測定が可能のため、ビームに対して平行および垂直方向における分布の同時測定ができるので、従来よりも多くのビーム情報の取得を一連の作業で行うことが今後期待できる。

○北野 雅子、山形 憲生、西川 望、明間 陵、原 隆史、都築 明、沖野 和弘、伊東 賢二
高知大学医学部附属病院 放射線部

【目的】 Imaging Plate (IP) を用いた散乱線測定の有有用性について検討することを目的に本実験を行った。撮影介助で最も被ばくが多いと思われる長尺撮影時を想定し、検討した。

【方法・実験配置図・撮影条件】

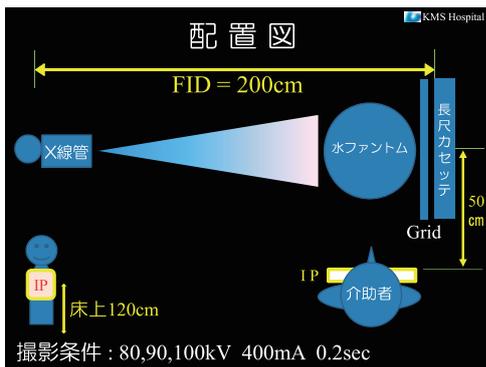


Fig.1

1. CR 読取装置の QR 値を測定する (QR = 220)。

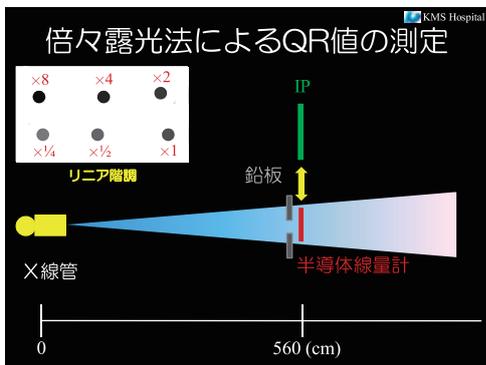


Fig.2

2. ①式で IP のデジタル値から照射線量 [mR] を求め、②式で IP の 1cm 線量等量 [μSv] を求める。
3. サーベイメーターを用いて IP と同様に測定し、③式で 1cm 線量等量を求めた。

換算式

$$R_{IP}(mR) = \frac{1}{32} \times 10^{\log_{10} \frac{200}{QR}} \times \frac{4 \times (4095 - \text{digital 値})}{4095} \dots \textcircled{1}$$

$$H_{1cm}(\mu Sv) = (R_{IP} \times 1.11) \times 8.73 \times 1.74 \dots \textcircled{2}$$

$$H_{1cm}(\mu Sv) = h_{1cm} \times 1.1 \dots \textcircled{3}$$

参考：中四国放射線医療技術フォーラム 2006、山本 登、イメージングプレートの放射線計測への応用

Fig.3

【結果】 各電圧におけるサーベイメーターを基準とした時の IP との差は、80kV は、IP の補正ありで 0.18 μSv、補正なしは 4.4 μSv であった。

90kV は、IP の補正ありで 9.4 μSv、補正なしは 2.2 μSv であった。100kV では、IP の補正ありで 7.4 μSv、補正なしは 1.2 μSv となった。

【考察】 100kV 近傍で IP を線量計として用いることの有用性が示唆された。80kV では補正した方がよいと考えられる。50～60kV では IP を線量計として用いるには更なる検討が必要である。

【結語】 QR 値や電圧特性などの影響を考慮する必要があるが、散乱線測定についても IP を線量計として用いる有用性が示唆された。今後、放射線管理の一手段として活用したい。

【参考資料】

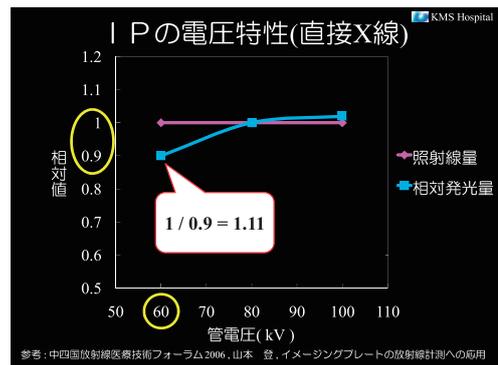


Fig.4

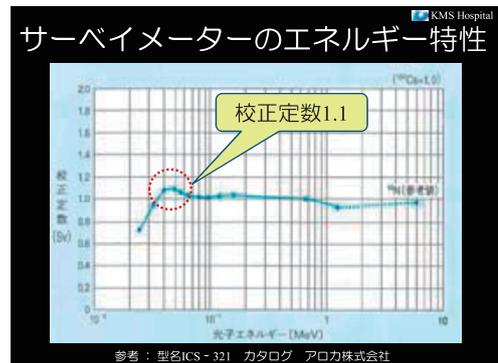


Fig.5

○池田 将敏、高畑 明、小濱 千幸
厚生連 JA 広島総合病院

【背景】消化器内科医師から、外部被ばく線量が高いという報告があり実効線量を調べたところ、最大2010年12月の月で約4.6mSv、今回の防護策施行以前の月平均は約1.5mSvであった。透視をとまなう内視鏡検査数は2011年539件、2012年649件、2013年730件(予測)と増加傾向を示し、このままではICRP勧告5年間100mSvを超える恐れがあったため防護措置を行う必要があった。

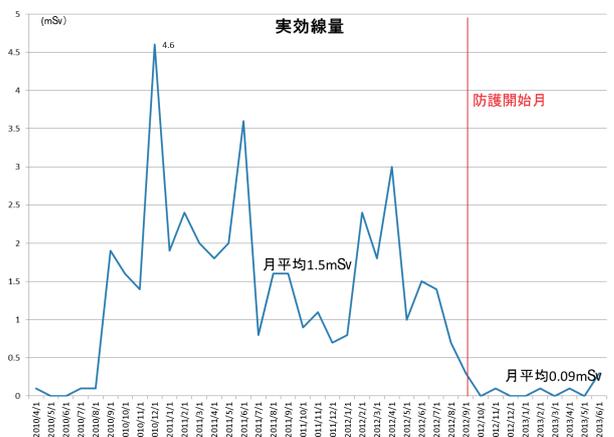
【検討項目】検査室での検査時散乱線マップを作成する。それをもとに防護具(含鉛カーテン)を作成する。防護具の有用性を評価する。

【使用機器・装置】X線透視診断装置EXAVISTA(HITACHI)、電離箱サーベイメーター450PDESI(Victoreen)、ファントム治療用ランドファントム

【方法】ERCP検査同様に寝台の高さ70cm、ファントムの状態はうつ伏せ、X線入射中心は臍尿管周囲、照射野25×25cm、管電圧81Kv、管電流1.3mA、15f/s固定。床面に、X線入射中心から40cm間隔でマーカーを貼り測定点とする。(測定出来ない場所は、距離の逆二乗則によって推定した。)床上高は、外部被ばく測定用パッチを装着する位置、女性では腹部1m、男性では胸部1.5mを想定し、それぞれの水平面において散乱線を測定する。次に防護具(含鉛カーテン)を設置し、上記同様に測定する。Dr、Nsの立ち位置(DrX線入射中心より40cm、Nsは80cm離れている)はほぼ決まっているので、それぞれの位置で、垂直方向へ0から60度、15度間隔の散乱線を測定する。これについても防護具を設置し、上記同様に測定した。

【結果】床上1mの散乱線マップでは、Drの立ち位置において、等高線が高い線量率で密に分布していた。Ns立ち位置は低線量率の中にいた。そこでDr側に0.35mm鉛等量カーテンを設置、Ns側はX線入射中心から距離が離れているので、重さも考慮して0.13mm鉛等量カーテンを設置し測定すると、Dr側は何も防護しない状態を100%散乱線被ばく状態とすると、約90%以上の被ばく低減効果があった。Ns側は患者さんの顔を見て検査を進める為、カーテンの一部を折り返して使用する。したがって、Ns側の等高線は一部突になり、Drより高めの線量率で分布するので約66%程度の被ばく低減。測定平面を1.5mにすると、Dr側は床上1mの線量率よりも低いエリア内で立っていることがわかった。Ns側は床上1mの線量率エリアより一段高いエリア内に立っていることがわかった。防護カー

テンを設置すると、Dr、Ns両位置で線量分布上一番低いエリアになった為、互いに90%以上の低減。Drの立ち位置での垂直方向への散乱線は、0から60度まではX線入射中心から距離40cmの為変化が少ない。そこで、Drの目の位置まで下から順に腹、胸、甲状腺の高さにおいて散乱線を測定した結果、高い線量率ではあるが、約4000 μ Sv/hから1000 μ Sv/hまで低減した。Nsの立ち位置での垂直方向への散乱線は、X線入射中心から距離80cm離れている為、0から60度で大きく変化し、約100 μ Sv/hから700 μ Sv/hまで上昇傾向を示した。防護カーテンを設置した場合、Dr99%、Ns90%の低減効果があった。しかし、防護した上で、Nsの目への散乱線は、Drの約6倍になり低線量ではあるものの注意が必要であった。当初報告のあった医師の被ばく線量測定推移は、防護カーテンを設置する以前の月平均実効線量は、約1.5mSvから0.09mSvまで約94%低減された。



【考察】Dr立ち位置における散乱線低下は果たせたが、防護なしの場合、Ns立ち位置において患者さんの顔がみえるようにカーテンの一部を折り返して使用するため、十分な線量低減効果が示されず、注意が必要。防護カーテンはDrには問題なく使用されているが、Nsには邪魔な存在である。今回提示した散乱線マップによって、カーテンによる散乱線低減効果を十分説明し、理解して使用してもらうことが重要である。

【参考文献】

水谷 宏 『空中線量測定の実際と線量分布図の作成』 第28回循環器被ばく低減技術セミナー

Trancecatheter Arterial Chemoembolization (TACE)における術者被ばくの検討

○草地 文子、人見 剛、松本 博樹、大畠 康、内田 敏敦、松田 英治、柳元 真一
川崎医科大学附属病院 中央放射線部

【目的】 肝動脈化学塞栓術 (TACE) では、透視時間の長さや撮影回数の多さに起因して被検者と術者の被ばくが問題となっている。ICRP2011年勧告では、水晶体の年間被ばく線量を20mSv以下としている。今回我々は、TACEにおける術者の水晶体の被ばく線量を推定するとともに、頭頸部用防護板による被ばく低減効果について検討した。

【方法】 TACEにおける術者の散乱線による被ばく状況を把握するために、臨床と同様の配置設定にした。電離箱線量計 (Radcal RC180) を使用して、透視による空中線量率の測定を行い、空中線量分布図を作成した。この時、付加フィルタ1.5mmAl及び0.06mmTa、頭頸部用防護板の有無で検討した。測定範囲は、250×150cm、50cm間隔のグリッド状、測定高は水晶体の高さを想定して150cmとした。

次に、TACE術者の被ばく線量を推定するために、付加フィルタ0.06mmTaを使用して、術者位置におけるDSA撮影と透視での防護板の有無による空中線量を測定した。そして、TACE術者の年間被ばく線量の推定を行った。

【結果・考察】

はじめに、TACE術者の被ばく状況を把握するため、空中線量分布図を作成した。

付加フィルタ1.5mmAlを使用した場合、TACE術者は10 μ Gy/min程度の線量率域に位置していた (Fig.1)。

付加フィルタ0.06mmTaを使用した場合、1.5mmAlと比較して、高線量率域は狭まるが、術者の位置では依然として、10 μ Gy/min程度の線量率域であった (Fig.2)。

付加フィルタ0.06mmTaを使用し、頭頸部用防護板を使用した場合、術者位置で、5 μ Gy/min程度の線量率となり、頭頸部用防護板の被ばく低減効果が示された (Fig.3)。

次に、TACE術者の年間被ばく線量を、透視時間46.6min、DSA撮影299frame、検査件数を年間85例、医師を2名として算出した。

TACE術者の年間での等価線量は、頭頸部用防護板無しで頭頸部では45.4mSv、実効線量は8.9mSv。頭頸部用防護板を使用した場合、頭頸部では19.9mSv、

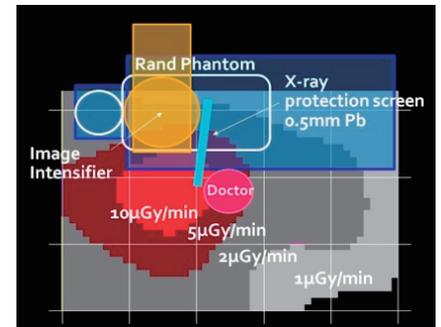


Fig.3 付加フィルタ0.06mmTa頭頸部防護板 (+)

Table 1 TACEにおける術者被ばく線量の推定

| 被ばく部位 | 等価線量 (mSv/year) | |
|--------------|-----------------|---------|
| | 防護板 (-) | 防護板 (+) |
| 頭頸部 (150cm) | 45.4 | 19.9 |
| 胸部 (110cm) | 7.1 | 7.7 |
| 腹部 (70cm) | 1.7 | 1.9 |
| 体幹部 (不均等被ばく) | 実効線量 (mSv/year) | |
| | 8.9 | 6.4 |

実効線量は6.4mSvと推定された (Table 1)。

TACE術者の水晶体線量は、頭頸部用防護板を使用することにより56%低減することが可能であることが示された。しかし、ICRP Statement (April, 2011)では、水晶体における年間被ばく線量限度を20mSvとしており、当院TACEでは頭頸部用防護板の使用に加え、含鉛ゴーグルの着用が必須あると考えられた。

【まとめ】

1. 当院TACE術者は、付加フィルタ0.06mmTaを使用した場合においても、10 μ Gy/min程度の線量率域に位置しており、頭頸部用防護板の有用性が示された。
2. TACEにおける術者水晶体での年間被ばく線量は、付加フィルタ0.06mmTaを使用した場合、防護無しでは、45.4mSv/year、防護板有りでは、19.9mSv/yearと推定された。

当院TACEでは頭頸部用防護板の使用に加え、含鉛ゴーグルの着用が必須ある。

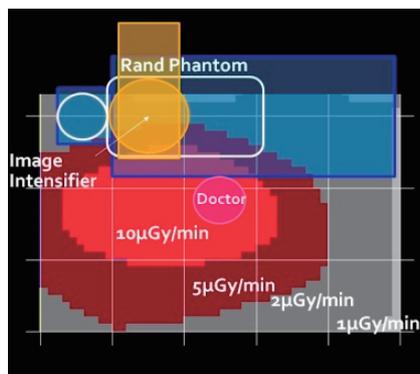


Fig.1 付加フィルタ1.5mmAl頭頸部防護板 (-)

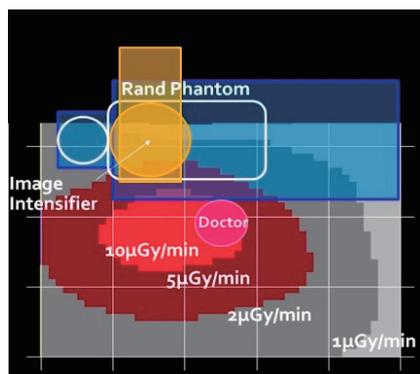


Fig.2 付加フィルタ0.06mmTa頭頸部防護板 (-)

○山内 崇嗣¹⁾、山口 卓也¹⁾、杉原 誠治¹⁾、氏福 亜矢子¹⁾、西田 直樹¹⁾、市川 大樹¹⁾、
吉富 敬祐¹⁾、松井 裕輔²⁾、大西 治彦¹⁾、田原 誠司¹⁾

1) 岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

2) 岡山大学病院 放射線科

【背景】近年、CT 透視ガイド下で生検やラジオ波焼灼術 (RFA) 等が数多く施行されている。当院では、2009年に CT ガイド下胸部インターベンションにおける術者の手指被ばく測定を行い報告した。

今年3月に IVR センターが完成し、装置が更新・増設され、表示方法等が変更された。そこで今回、更新された装置で前回の方法に準じた測定を行うこととなった。

【目的】CT 透視ガイド下手技を想定した術者手指被ばく線量の測定と検討を目的とする。2台の CT 装置 (16列、64列)、異なる表示方法 (スライス取得方法：図1) それぞれの測定と比較を検討項目とする。

【方法】使用機器は、東芝メディカル社製 IVR-CT 装置 (16列、64列)、京都科学社製胸腹部用ファントム、千代田テクノ社製ガラス線量計リーダ・ガラス線量計素子、コヴィディエンジャパン社製ラジオ波焼灼針、ホギメディカル社製プラスチック製鉗子である。

条件は、管電圧：120kV、管電流：20mA、FOV：320 mm (L)、透視収集時間 (想定)：30sec (0.5sec/rot)、スライス取得条件：4 mm × 1、4 mm × 3 (間隔 4mm) である。

ファントムと RFA 針、想定される術者の手指位置にガラス線量計を配置して測定を行った。ガラス線量計の読取値 (自由空気中の空気カーマ) に補正計算を行い、CT 透視 1 秒間当りの実効線量と 70 μm 線量当量を求める。

周辺散乱 X 線実効エネルギー：45keV のときの各補正係数は、ガラス線量計エネルギー特性係数：1.2、実効線量変換係数：0.96、1 cm 線量当量 / 空気カーマ換算係数：1.575、1 cm 線量当量 / 70 μm 線量当量換算係数：1.03 である。

【結果】表1に1秒間当りの線量を示す。

表1 CT 透視1秒間当りの線量

| 表示 | 実効線量 | | 70 μm 線量当量 | |
|-----|------|------|------------|------|
| | 16列 | 64列 | 16列 | 64列 |
| 3断面 | 5.24 | 4.40 | 8.34 | 7.02 |
| 1断面 | 2.44 | 1.97 | 3.89 | 3.14 |

単位：μSv/sec

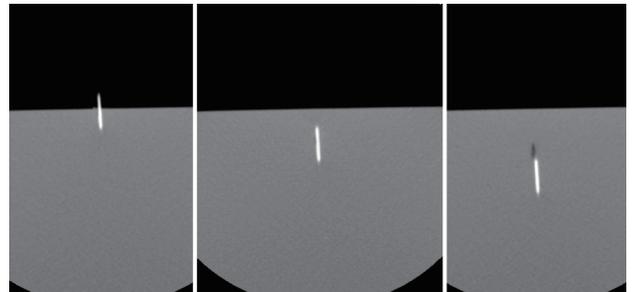


図1 3断面表示の例

【考察】16列で線量が多くなる傾向について、装置毎の出力の誤差が考えられる。また、16列は旧施設より移設されたものであり、X線管球や検出器が経年劣化していることが考えられ、更新メンテナンスの際に出力調整を行い線量が増加したと考えられる。

3断面表示で線量が約2倍になっている事について、入射する放射線ビーム幅が大きくなることによる散乱体の体積増加が起因していると考えられる。

当院における肺癌に対する RFA の平均透視時間の推移を記す。2009年は1断面表示を使用し、1症例の平均透視時間は320.5秒、2013年は3断面表示を使用し、1症例の平均透視時間は115.7秒となり、約64%短縮した。計算により、1手技当りの平均手指被ばく線量を求めると、2009年時は1.248mSvであったが、2013年は0.965mSvとなった。このことから、3断面表示は単位時間当りの線量はおおよそ2倍増加しているが、手技時間が短縮されるため、1手技当りの被ばくは減少している。

年間300件の手技を行ったと仮定すると、2009年は374mSvであったが、2013年は289mSvと85mSv (約23%) 減少する。手指の年間線量限度は500mSvであり、全件1人で行ってはいないので、それを超えないことが確認出来た。

【結論】CT 装置間やスライス取得方法による線量の違いを確認できた。3断面表示になり1秒間当りの被ばく線量は増加したが、手技時間が短縮され1手技当りの被ばく線量は減少した。

現在、臨床手技中の手指被ばく線量についてもデータ取得中であり、今後比較検討を行う予定である。

○船越 猛、玉井 義隆

医療法人 聖比留会 セントヒル病院

【背景】平成19年より ^{18}F -FDGを用いたPET検査を行なっている。「 ^{18}F -FDGを用いたPET診療における医療放射線管理の実践マニュアル」日本アイソトープ協会出版に従い従事者の被ばく低減に努めてきた。

新規検査を開始し被ばく線量が増加した事を踏まえ放射線の振舞いを効果的に示す資料作成の必要性を感じた。視覚表現に優れるPHITSを用いシリンジシールドの遮へい効果のシミュレーションを試みた。

因みにFDGは処置室で投与しているが、心筋アンモニア検査は検査室で投与する必要がある。

【目的】

- PET検査業務従事者の被ばく低減
- 検査室内での投与時の被ばく低減
- 自動注入装置使用時の放射線強度分布の把握

【方法及び条件】

PHITS ver2.52

- 5mlシリンジ体積線源
- PIG(タングステン製シリンジシールド)
- ソフィア-J(自動注入装置)
- 3dshow, gshow 体系確認
- 100cm×50cm×1cm 400×200メッシュ
- ヒストリー数 10^8

[t-track] タリーで時間メッシュを使用しフラックス、時間変化を出力し GIF アニメーションに加工

- ポケット線量計を用い PIGの有無を比較
- 心筋アンモニア検査時の室内線量率をシンチレーションサーバイメータで計測

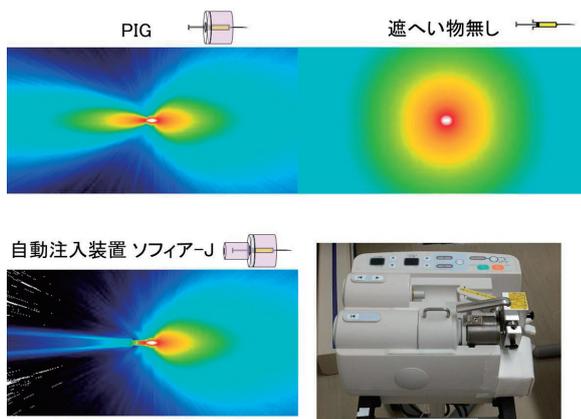


Fig.1 PIGの有無、ソフィアJのフラックス(ImageJにて対数表示)とソフィアJ本体写真

【結果】シミュレーションにおいてPIGの有無に関し、シリンジの針・プランジャー方向の変化は少なく、直交方向では100分の1減弱した。ソフィアJにおいてはプランジャー側33分の1に減弱した。

ポケット線量計では直交方向は26分の1に減弱した。

心筋アンモニア検査時の室内線量率は500MBq投与直後に換算すると患者頭側近傍で $110\mu\text{Sv/h}$ であった。

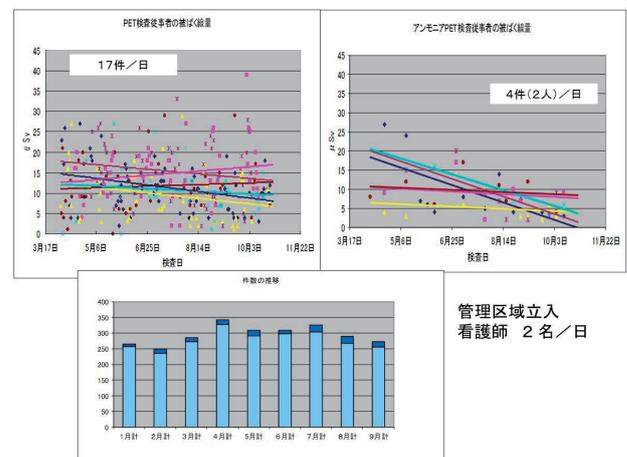


Fig.2 看護師の1日ポケット線量記録と検査件数の推移

看護師6名の1日のポケット線量の記録では、特定の2名を除き緩やかな減少傾向がみられた。

新規の心筋アンモニア検査においては減少が顕著に現れた(Fig.2)。

核となる看護師が被ばく低減に取り組んでおり意識が高く、新規検査に慣れ被ばく線量は減少傾向にある。放射線の振る舞いのアニメーション表示は解り易いと好評であった。

【参考文献】

- 1) ^{18}F -FDGを用いたPET診療における医療放射線管理の実践マニュアル 社団法人 日本アイソトープ協会
- 2) T. Sato, K. Niita, N. Matsuda, S. Hashimoto, Y. Iwamoto, S. Noda, T. Ogawa, H. Iwase, H. Nakashima, T. Fukahori, K. Okumura, T. Kai, S. Chiba, T. Furuta and L. Sihver, Particle and Heavy Ion Transport CodeSystem PHITS, Version 2.52, J. Nucl. Sci. Technol. 50:9, 913-923 (2013).
<http://dx.doi.org/10.1080/00223131.2013.814553>

PET 画像再構成の Z フィルタの違いによる幾何学的位置分解能の評価 Evaluation for spatial resolution of location with varying Z-axis-filter in PET image

○藤原 帆乃佳¹⁾、柴田 成¹⁾、甲谷 理温¹⁾²⁾、大西 英雄²⁾、村上 公一¹⁾、三村 浩朗¹⁾、柳元 真一¹⁾

1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部

2)県立広島大学大学院 総合学術研究科 生命システム科学専攻

3)金沢大学大学院 医薬保健研究域 保健学系

【背景】 GE 社製 PET/CT 装置は、画像再構成法時に、Z 方向 (奥行方向) の平滑化を行うための Z フィルタの強度の選択が可能となっている。

【目的】 本研究の目的は、PET 装置における Z フィルタの強度の違いが、幾何学的位置分解能に及ぼす影響を評価することである。

【方法】 PET/CT 装置は、BGO 検出器を用いた GE 社製の Discovery ST Elite を使用した。

¹⁸F-FDG (140 kBq/ml) を封入した直径 1 cm のアクリル製球体をガントリー中心部に配置し、減弱補正用の CT の撮像を行った。その後 PET データ収集を 5 分間行った。幾何学的位置の違いは、球体ファントムを水平方向に 0 ~ 30 cm まで 5 cm ずつ移動させ評価を行った。画像再構成はマトリクスサイズ 256 × 256、3D-OSEM (VUE Point Plus) を使い、Z フィルタはフィルタなし (Non)、Heavy、Lite、Standard の 4 種類を使用した。球体が最も大きく見える断面上で、それぞれのフィルタの違いによる radial、tangential、および Z 方向の FWHM を計測し空間分解能を評価した。なお、FWHM の計測は、富士フィルム RI ファーマ社製の DRIP を使用した。

【結果】 radial、tangential および Z 方向の球体の位置と FWHM の関係を Fig.1 に示す。ガントリー中心部の FWHM は、Standard フィルタを使用した場合、radial 方向では 9.58 mm、tangential 方向では 9.71 mm、Z 方向では 6.68 mm を示した。Heavy フィルタを使用した場合の FWHM は、radial 方向では 9.40 mm、tangential 方向では 9.56 mm、Z 方向では 6.92 mm を示した。Lite フィルタを使用した場合の FWHM は、radial 方向では 9.64 mm、tangential 方向では 9.83 mm、Z 方向では 6.59 mm を示した。また、フィルタなし (Non) の場合の FWHM は、radial 方向では、9.87 mm、tangential 方向では 10.06 mm、Z 方向では 6.35 mm を示した。

【考察】 フィルタの強度を変更した場合、ガントリー中心部では FWHM の変化が認められたが、辺縁部の

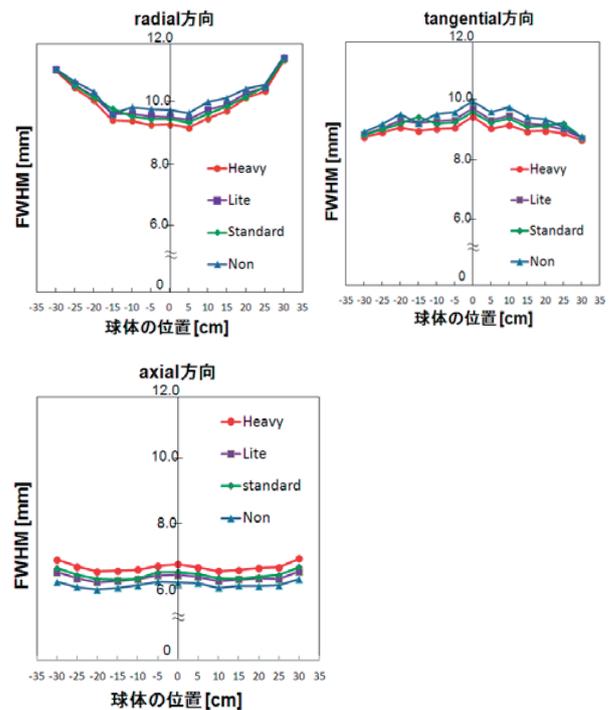


Fig.1 球体の位置と FWHM の関係

FWHM は、transaxial 断面では radial、tangential 方向とも変化が認められなかった。これは、transaxial 断面の辺縁部は、PET 装置の幾何学的構造によって、radial 方向に空間分解能の低下が生じる。そのため、それ以上空間分解能が変化しないように、辺縁部においては平滑化処理が行われられないような計算がされていることが推察される。

本来、Z フィルタは Z 方向の平滑化を行うため、すべての方向で FWHM が増大することが考えられる。本研究では、Z フィルタ強度が強いほど Z 方向の FWHM は増大したが、radial、tangential 方向の FWHM は減少した。この相違の原因の解明は、今後の検討課題とする。

【結語】 我々は、PET 装置の画像再構成時に Z 方向の平滑化を行う Z フィルタの強度が、空間分解能に及ぼす影響の評価を行った。Z フィルタの強度が上がるにしたがって、Z 方向の空間分解能の低下が認められた。

○柴田 成¹⁾、藤原 帆乃佳¹⁾、甲谷 理温¹⁾²⁾、大西 英雄²⁾、三村 浩朗¹⁾、村上 公一¹⁾³⁾、柳元 真一¹⁾

1)川崎医科大学附属病院 中央放射線部

2)県立広島大学大学院 総合学術研究科 生命システム科学専攻

3)金沢大学大学院 医薬保健研究域 保健学系

【背景】 Positron emission tomography (PET) 装置は、CT 及び MRI に比べ空間分解能が劣ることが弱点であった。PET 装置の空間分解能が改善されることによって病変検出能も向上するため、近年、空間分解能補正組み込み型逐次近似画像再構成法が臨床使用されるようになった。

【目的】 本研究の目的は、PET 信号の幾何学的位置が異なる場合における空間分解能補正効果の評価を行うことである。

【方法】 PET/CT 装置は Discovery PET/CT 600 (GE Healthcare) を使用した。¹⁸F-FDG (140kBq/ml) を封入した直径10mmの亚克力製球体をガントリー中央から水平方向に±30cmまで5cm間隔で移動させ、減弱補正用 CT 撮像後に PET データ収集を各々5分間行った (Fig.1)。

画像再構成はマトリクスサイズ 256 × 256 にて、逐次近似再構成法 (VUE Point HD) および空間分解能補正組み込み型逐次近似再構成法 (Sharp IR) を使用した。

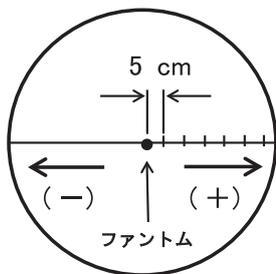


Fig.1 ファントム配置図

両再構成方とも subset 20、iteration 2とし、位置の違いによる空間分解能の評価は、球体の radial 方向と tangential 方向の FWHM を DRIP (富士フィルム RI ファーマ) にて計測し行われた。

歪み率の評価にはアスペクト比 (aspect ratio : ASR) を用い、空間分解能補正効果の評価には分解能補正比 (resolution recovery ratio : RRR) を用いた。それぞれの式を以下に示す。

$$ASR = \frac{\text{radial 方向の FWHM}}{\text{tangential 方向の FWHM}} \quad \dots(1)$$

$$RRR = \frac{\text{VUE Point HD の FWHM}}{\text{Sharp IR の FWHM}} \quad \dots(2)$$

【結果】 Radial 方向の FWHM は VUE Point HD ではガントリー中心で 9.7 mm を示し辺縁部になるに従い増大傾向を示した。Sharp IR の FWHM はガントリー

中心部で 9.3 mm、15 cm の位置では 7.7 mm、30 cm の位置では 9.9 mm を示した。

ASR は、両画像再構成法ともガントリー中心部において 1.0 を示した。VUE Point HD の ASR は辺縁部になるに従い上昇し 30 cm の位置では 1.24 を示した。Sharp IR の ASR は 20 cm の位置で 0.83 を示し、さらに辺縁部になると高値を示した。Fig.2 にファントムの位置と分解能補正比の関係を示す。Radial 方向の RRR は、ガントリー中心部において 1.04 を示し、20 cm の位置で 1.36、30 cm の位置では 1.28 を示した。Tangential 方向の RRR はいずれの位置においてもほぼ 1.10 と一定値を示した。

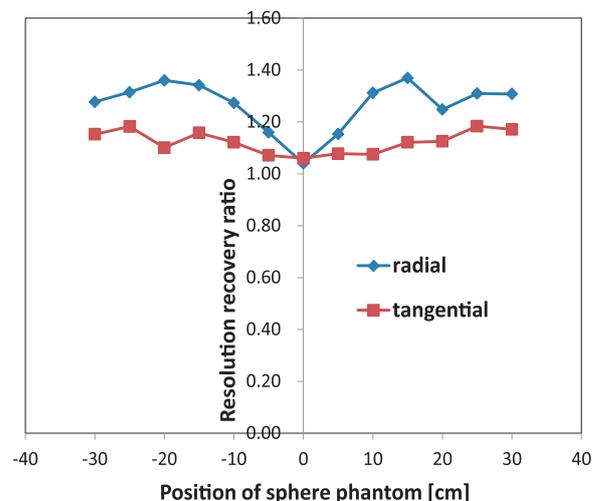


Fig.2 ファントム位置と分解能補正比の関係

【考察】 Radial 方向は、ガントリー中心から 20 cm の位置まで検出器の幾何学的構造による分解能の劣化を補正する計算が行われていた。しかし、20 cm より辺縁部ではそれ以上の補正が行われていないことが推察された。

Tangential 方向は、分解能補正比がどの位置においてもほぼ 1.10 を示していたことから、安定した空間分解能補正が行われていたと考えられる。

【まとめ】 我々は、PET 信号の幾何学的位置が異なる場合の空間分解能補正効果の評価を行った。Radial 方向の空間分解能補正効果は幾何学定位置によって異なり、tangential 方向の空間分解能補正効果は一定であった。

空間分解能補正 (PSF 補正) による SUV の変化 — 幾何学的位置の違いによる検討 —

○玉井 義隆、船越 猛、迫平 篤
医療法人聖比留会 セントヒル病院

【目的】 PSF 補正は消滅放射線がクリスタルに対して斜入射した場合に生じる位置情報のボケを補正する。

臨床の検査で、PSF 補正の有無によって、SUVmax が変化する場合とあまり変化がない場合がある。

そこで、模擬腫瘍を配置したファントムを FOV 内で移動させて撮像を行い、PSF 補正の有無について SUVmax の変動の検討を行った。

【使用装置・機器】 PET-CT Biograph mCT、解析装置 Syngo.via、円柱プールファントム (内径 19.6 cm、容量 9293 ml)、模擬腫瘍 (内径 1 cm、3.7 cm)

【方法】

- ①バックグラウンド (BG) 部に 5.3kBq/ml の ^{18}F -FDG (FDG) を封入し、模擬腫瘍 (HOT 球) に BG 部の 4 倍の FDG を封入し、1 : 4 の濃度比とした。
- ②HOT 球を 1 cm に変えて同様 (1 : 4) に撮像した。
- ③BG : HOT 球 (3.7 cm) の濃度比を 1 : 16 とした。
- ④HOT 球を 1 cm に変えて同様 (1 : 16) に撮像した。

模擬腫瘍をファントム中心に配置し、作成したファントムを FOV 中央にて撮像を行い、その後、水平右 (+ X 方向)、垂直上 (+ Y 方向) に 4, 8, 12 cm と移動させて撮像を行った。撮像条件は、list mode で 15 分間 (BG 部が 5.3kBq/ml 時) の 3D 収集を行った。X、Y 方向に移動させる毎に時間補正して撮像時間を調整して撮像した。この操作を 3 ~ 5 回繰り返して行った。

再構成条件は、256 × 256、subset21、iteration2、gaussian filter4.5 で再構成法は OSEM + TOF + PSF と OSEM + TOF とした。

再構成された PET 画像上の模擬腫瘍を VOI で囲み、SUVmax を計測。模擬腫瘍の VOI の周りに BG 部の VOI を 8 つ設定して SUVmax を計測し (平均値)、BG : HOT 球の SUVmax の比を求め、PSF 補正の有無で比較した。また、ファントムを FOV 中央に配置した時の SUVmax と各ポジションでの SUVmax とを比較した。

【結果】 BG : HOT 球の濃度比が 1 : 16 で HOT 球 3.7 cm の時の PSF 補正の有無での SUVmax の比を図 1 に示す。HOT 球が 3.7 cm の時は、BG : HOT 球の濃度比が 1 : 16 でも 1 : 4 でも PSF 補正有りが PSF 補正無しに比べて、一様に 4 ~ 5 % 上昇した。一方、BG : HOT 球の濃度比が 1 : 16 で HOT 球 1 cm の時の PSF 補正の有無での SUVmax の比を図 2 に示す。この場合は、PSF 補正の結果、FOV 中央で約 50 %、FOV 周辺 (12 cm 移動) で約 30 % 程度 SUVmax が上昇し、ファントムの位置によって上昇率が変化した。FOV 中

央でより大きく SUVmax を上昇させるため、PSF 補正有りの場合は PSF 補正無しに比べて、FOV 視野内における SUVmax の均一性が悪化した (図 3)。

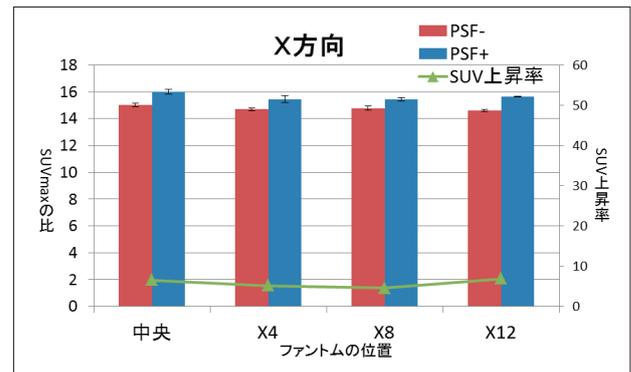


図 1 1 : 16 3.7 cm BG と HOT 球の SUVmax の比

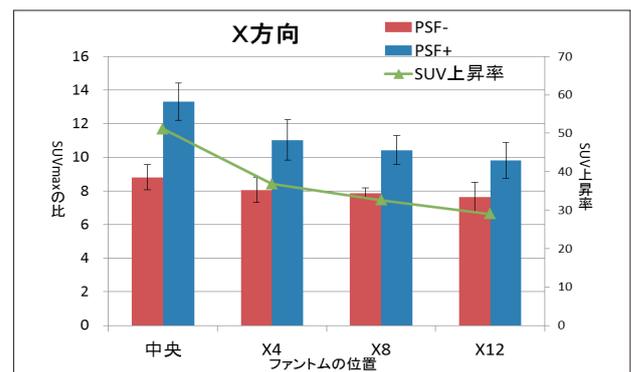


図 2 1 : 16 1 cm BG と HOT 球の SUVmax の比

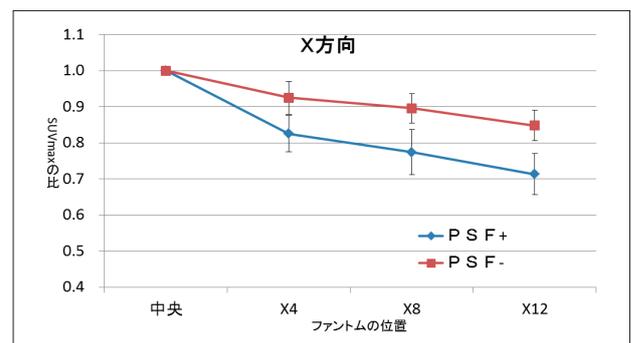


図 3 ファントム中央と各位置での SUVmax の比

【まとめ】 PSF 補正の結果、FOV 中央において高濃度の小さな HOT 球 (1 cm) の SUVmax を大きく上昇させた。その為、PSF 補正有りの場合は FOV 中央と周辺での SUVmax の変化が大きくなった。今後さらに詳細な検討が必要であるが、臨床の現場においてより良い検査・follow up を行う為この傾向を念頭に入れておくべきと考えられる。

肺癌同所性移植モデルマウスにおける¹⁸F-FDG PET 呼吸同期収集の有用性

○岸田 弥奈¹⁾、大谷 環樹²⁾、永田 基²⁾、近藤 和也³⁾、大塚 秀樹²⁾

1) 徳島大学医学部保健学科放射線技術科学専攻、2) 徳島大学大学院保健科学教育学部保健学専攻、
3) 徳島大学大学院臨床腫瘍医学、4) 徳島大学大学院画像情報医学

【背景】近年、前臨床研究としてマウスやラットなどの動物用のPET/CT装置も広く普及し始めており、前臨床の研究として重要な役割を担っている。現在、我々はマウスに肺癌細胞を右肺へ同所移植を行ったモデルマウスを動物用PET/CT装置を用いた¹⁸F-FDG PET/CTイメージングによる肺癌の定量化を行っている。この研究では同所移植モデルマウスを経時的に測定することで抗癌剤のレスポンスを評価している。定量化は腫瘍体積及びSUVにより行っているが、肺内腫瘍であるため、呼吸性移動による影響が懸念された。動物用のPET/CT装置においても呼吸同期画像の作成が可能であるが、動物の肺癌モデルにて呼吸同期測定を行った報告は確認されていない。

【目的】肺癌同所性移植を行ったモデルマウスの腫瘍評価を行う際に、呼吸性移動による定量値への影響が呼吸同期収集を行うことで改善できるか検討した。

【方法】12時間絶食させたマウスをイソフルラン麻酔によって寝かしつけ、¹⁸F-FDGを約10MBq尾静脈投与した。投与後20分にCT撮影、投与後40分にPET static収集を行った。呼吸波形を観測するRespiration sensor padをマウスのお腹の下に敷き、呼吸波形を観測しながらCT測定およびPET収集を行った。麻酔濃度を調節し、マウスの呼吸がなるべく一定になるようにした。

listデータをもとに呼吸同期無しにおいては20分間のstatic画像を作成し、呼吸同期画像においては得られた呼吸波形を用いて分割処理を行った。Fig.1のようにマウスの呼吸の1周期を、呼気相(phase1)、安定相(phase2)および吸気相(phase3)と3分割し、各phaseにおけるstatic画像を作成した。

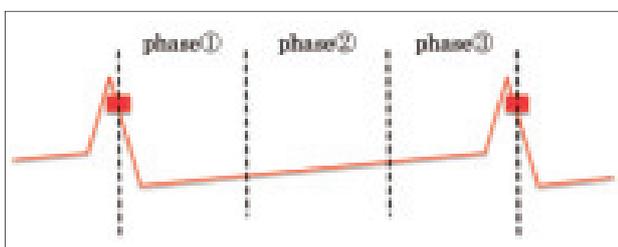


Fig.1 呼吸波形分割法

PET画像において心臓の生理的高集積を含まないように腫瘍に手動で慎重にVOI (Volume of interest)を設定し、SUV_{max}を算出した。

さらに、呼吸同期有無でのSUVを比較するため次式(1)を用いて%Differenceを算出し評価に用いた。

$$\%Difference = (4D \text{ PET} - 3D \text{ PET}) / 3D \text{ PET} \dots\dots\dots (1)$$

【結果】腫瘍体積の大小に関わらず呼吸同期を行った場合、全てのphaseにおいて有意な上昇率が得られた。各phase間での有意な違いはなかった。また、腫瘍が小さい場合では約17.4%の上昇、腫瘍が大きい場合は約10.3%の上昇を示し、腫瘍体積が小さい場合、腫瘍体積が大きい場合に比べ有意に上昇率が大きくなった。

【考察】呼吸同期を行った場合Non gateと比べSUVが上昇した。これは呼吸同期を行うことによって呼吸性移動の影響が改善されたためであると考えられた。

さらに、腫瘍が小さい場合、大きい場合に比べて上昇率が大きくなった理由について、呼吸による腫瘍中心の移動距離が同じであると仮定すると、腫瘍体積が小さい場合は腫瘍の重なりが大きい場合に比べ小さいと考えられた。よって、腫瘍体積が大きい場合に比べて呼吸性移動の影響を受けやすいため、より過小評価している可能性が考えられた。また逆に、腫瘍体積が大きい場合、腫瘍体積が小さい場合に比べ、呼吸による腫瘍の移動における腫瘍の重なりが大きいため、比較的呼吸同期の効果は小さいと考えられた。そのため腫瘍が小さい場合での% Differenceは腫瘍が大きい場合に比べ有意に大きくなったと考えられた。

今回の研究では呼吸波形において安定相のphaseが最も呼吸同期の精度が高くなると考えられ3分割法を用いた(Fig.1)。しかし、腫瘍の大きさに関わらずphase2は他のphaseとの有意な変化はみられなかった。このような変化を描出するには分割数を増やす等さらなる高精度な呼吸同期法が必要であると考えられた。

呼吸管理が PET/CT 画像の融合精度に与える影響 —通常呼気と自由呼吸と腹部圧迫法の比較—

○小林 誠¹⁾、高内 孔明¹⁾、牛尾 綾香¹⁾、安部 伸和¹⁾、石風呂 実¹⁾、古本 大典²⁾、粟井 和夫²⁾

1) 広島大学病院 診療支援部

2) 広島大学病院 放射線診断科

【背景】PET/CT 画像は呼吸性移動により CT-transmission と Emission との間で位置ずれが発生することがある。その位置ずれが半定量的指標である standard uptake value (SUV) の精度に影響を与えたとの報告がある。当院は CT 撮影時の呼吸管理に自由呼吸 (free breathing, FB) 法や通常呼気 (normal expiration, NormExp) 法を用いているが、融合精度の低い症例をしばしば経験する。

【目的】本研究の目的は我々が考案した CT-transmission の呼吸管理法である腹部圧迫法の融合精度を従来法と比較検討することである。

【方法】腹部圧迫法とは深呼吸で固定ストラップにより腹部を圧迫固定し、自由呼吸下で PET/CT 撮影を行う呼吸管理法である。本研究は臨床の PET/CT 撮影患者を対象とし、自由呼吸法、通常呼気法、腹部圧迫法で、それぞれ連続する 100 人を撮影した。位置ずれの算出方法は、PET と CT の冠状断面を用いて濃度プロファイルを描出し、その中点の差から画像間の位置ずれを求めた。濃度プロファイルは、同一範囲の右肝区域における体厚中心部で、体軸方向にトレースした (Fig.1)。有意差は多重比較検定を用いて評価した。

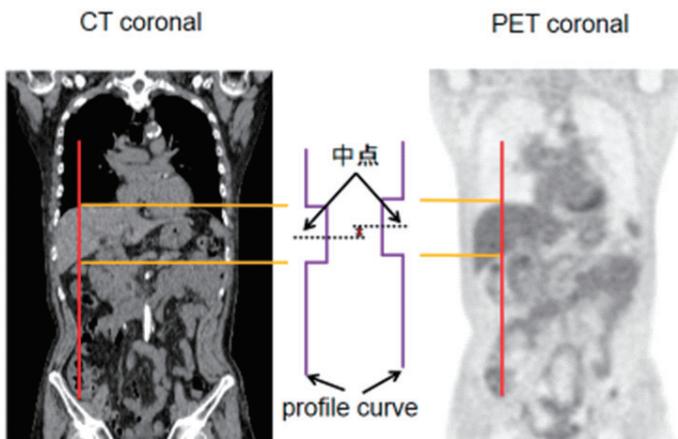


Fig.1 位置ずれ算出方法

【結果】PET と CT の位置ずれの中央値 (mm) は、自由呼吸法 3.6 mm、通常呼気法 3.1 mm、腹部圧迫法 1.9 mm であった。多重比較検定にて腹部圧迫法は、自由呼吸法や通常呼気法より有意に中央値が小さく融合精度が高かった ($p < 0.01$)。各呼吸管理法の位置ずれは、Fig.2 に示す。

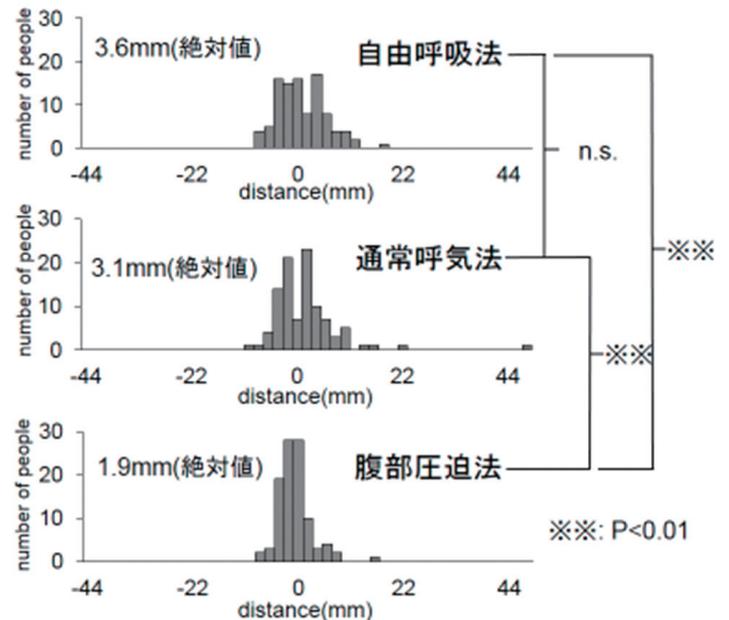


Fig.2 位置ずれの分布

【考察】自由呼吸法と通常呼気法では位置ずれに有意差がなく、過去の文献¹⁾によく一致する結果であった。腹部圧迫法は従来法より位置合わせの精度が高いと考える。

自由呼吸法は呼吸管理を行わないため、呼吸の大きい患者などでは位置ずれの可能性が高くなる。通常呼気法で大きな位置ずれが発生した理由として、耳が聞こえにくい患者や、理解力の乏しい患者では、十分な呼吸管理が行えず位置ずれが発生したと考える。腹部圧迫法は、従来法で見られた欠点が解消され、有意に高い位置合わせ精度であった。これは、深呼吸状態で腹部を圧迫固定することにより呼吸体動が抑制され、位置精度の向上を齎したと考える。腹部圧迫による多少の息苦しさなどのデメリットもあるが、有用性が上回ると考える。しかし、痛みの強い患者やストーマなどの位置によっては腹部圧迫が困難な症例もあり、今後の課題である。

【結語】腹部圧迫法は CT-transmission の呼吸管理に有用である。

【参考文献】

- 1) 大澤 敦, 他. CT-transmission の呼吸管理が PET/CT の融合精度に与える影響 —600 人を対象とした標準呼気と自由呼吸の比較—. 日放技学誌 2010; 66(7): 743-748.

デジタルファントムを加算した 低線量胸部 CT 画像における主観的評価

○木下 琢実、寺園 志保、杉本 隆博、松田 祐司、森脇 淳美、伊丹 圭介、松田 絢子、
平田 美夏、田邊 勲、岸 祐助
一般財団法人 倉敷成人病センター

【背景】日本人の死亡原因の第1位はがんであり、3人に1人はがんによって死亡している。その中でも最も多いのが肺がんである。それにより従来は精密検査に利用されていたCTを検診に導入することで、治療できる肺がんを見つけるということが重要となってきた。

【目的】CT肺がん検診が徐々に普及されはじめ、技師の一次読影が行われている施設もでてきている。技師の一次読影としては『画像から正常では見当たらないものを見つける』ということが重要と考えられる。

【方法】対象画像はH24年1月～3月の間で所見なしと確定された患者さん20名(男性10名、女性10名：平均 51.9 ± 8.9 歳)の肺野条件を上部、中部、下部の3種類に分け60症例とした。FOVは全員一定の32cmの方を選んだ。模擬腫瘍影の大きさ、位置、濃度、左右分布、存在位置の割合は肺がんCT検診試験の異常所見検出試験のデータを参考にして加算を行った。その画像をCTに携わる技師4名、MRIに携わる技師4名(経験年数7年目～12年目)に1症例30秒の制限を付け連続確信度法を用いて模擬腫瘍影の有無を0～100の数値化しROC曲線を作成した。

【検討項目】

1. CTを担当する4名、MRIを担当する4名それぞれの観察者に対してAz値に有意差があるか検討する。
2. CTとMRIをひとまとめにしてAz値に有意差があるか検討する。

【結果】Fig.1よりAz値は0.81～0.92の中に入り、それぞれ高い数値を示した。CT及びMRIに携わる人の中ではある特定間では有意差があったが、その他ではAz値に有意差が現れなかった。

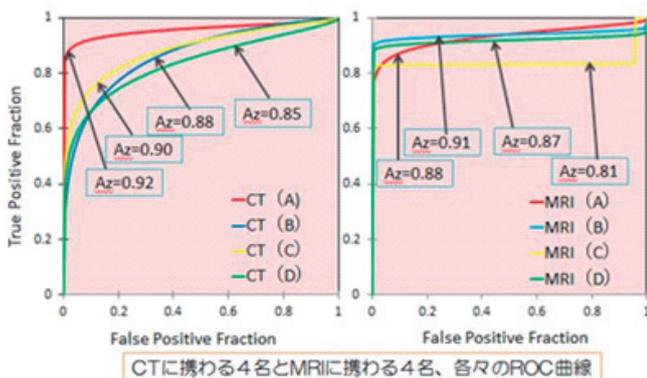


Fig.1

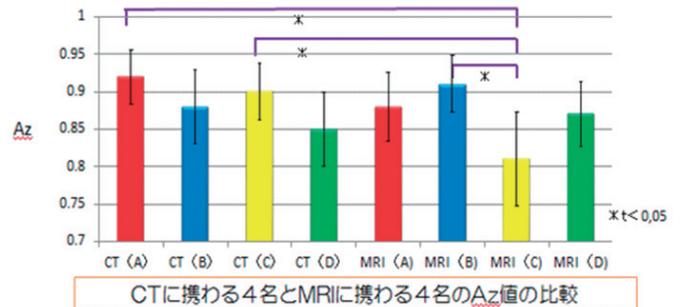


Fig.2よりCTとMRIについてプール法にて算出したROCのAzを比較するとCTはAz = 0.88、MRIではAz = 0.85となり有意差は認められなかった。

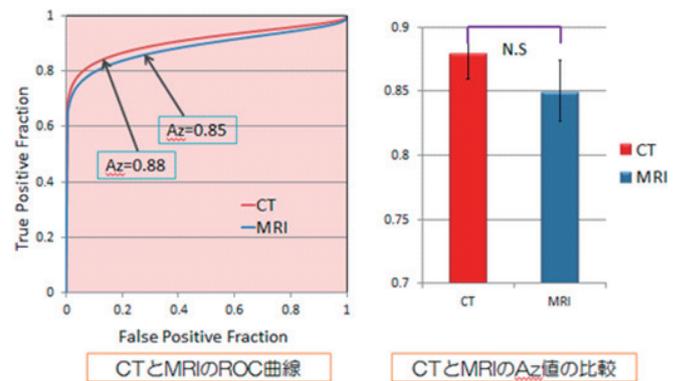


Fig.2

【考察】CT、MRIすべての観察者のAz値が高かった為、あまり読影能力にバラツキが見られなかった。モダリティー別で比較しても経験値で勝るCT観察者のほうが少しAz値が高値を示したが有意差はなかった。この要因としてはデジタルファントム作成ソフトでは円形の模擬腫瘍しか作成できないため、通常の腫瘍ではあまり見られない人工物として捉え易かったのではないかと考える。またCTの観察者に比べ、MRIの観察者は腫瘍の有り無しの分別を時間制限のため急いでしまったためバイアスがかかり、回答が単一になってしまったと考える。

今回の実験から将来、始めていきたい技師の一次読影の練習ツールの一つになれば有用であると思われる。

○田中 千弘、米沢 鉄平、久富 庄平、山口 貴弘、上田 克彦
山口大学医学部附属病院 放射線部

【背景目的】GE optima 660に新しく導入された適応型高分解能強調関数 ultra は対象物質のCT値とスライス面内の位置によって処理方法が異なるといわれている。しかしその詳細な処理は明らかではない。本研究は従来の高分解能再構成関数 bone plus と ultra のスライス面内のMTFの違いとCT値の違いを検討することにより関数による画質の違いを検討することを目的とした。

【方法】ワイヤファントムにて、ガントリ中心付近と中心から7cm下げた位置の ultra と bone plus のMTFと10%MTFを算出した。また、東芝製TOSファントムの画像をサブトラクション処理することにより関数によるCT値の違いを検討した(図1)。

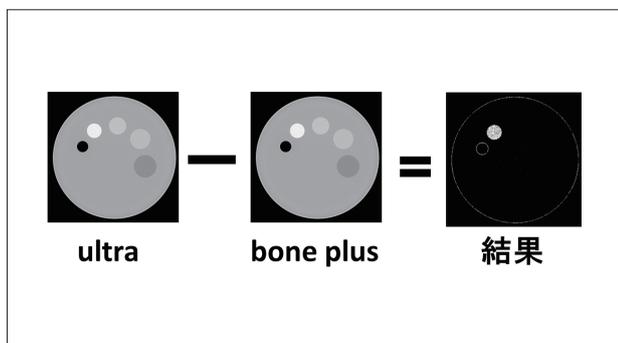


図1 サブトラクション模式図

【結果】MTFの結果を図2、3に示す。中心付近と7cm下げた位置での10%MTFの低下の程度はbone plusで0.14cycles/mmであったのに対し、ultraでは0.08cycles/mmであった。TOSファントムのbone plusでdelrin部(340HU)が強調されファントム内の他の物質のCT値(-980~135HU)はほぼ一致していた。

【結論】ultraはbone plusをベースとした関数であり、空気と他物質の境界と300HU以上の高コントラスト領域で強調処理が行われていると考える。ultraはbone plusに比べガントリ中心からの距離の違いによるMTFの低下が少ない。

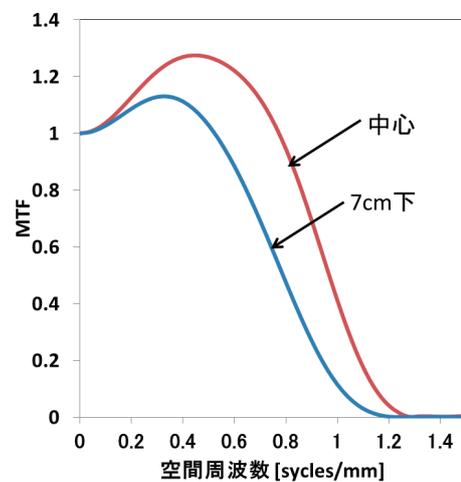


図2 bone plus MTF

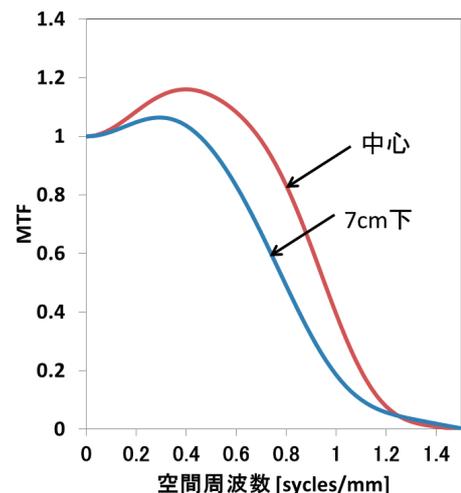


図3 ultra MTF

○大西 誠一¹⁾、須田 学¹⁾、永海 智之¹⁾、芦沢 信雄²⁾

1) 玉造厚生年金病院 放射線室

2) 玉造厚生年金病院 消化器内科

【背景】多発性石灰化膀胱石を伴う慢性膀胱炎患者に対する経口膀胱石溶解療法 (OLT) の治療効果判定を行うため、2002年～2013年まで単純 CT を撮影した。2003年当時、消化器内科部長より「位置が移動し治療効果判定が困難な多発性石灰化膀胱石の総容積を測定できないか」と要望があったが、高性能なワークステーションなどが無かった。そこで、ImageJ を利用して多発性石灰化膀胱石の総容積解析を試みることとなった。

【症例】42歳 (2013年現在) 女性、21歳時より心窩部痛と背部痛出現。26歳時に血清膀胱酵素の上昇と腹部エコー、CT 検査にて慢性膀胱炎 (膀胱症) と診断される。その後、膀胱炎急性増悪を繰り返し、ESWL、内視鏡的ステント留置も不成功であった。29歳時 CT 上で膀胱頭部から体部に多数の石灰化膀胱石 (図1)

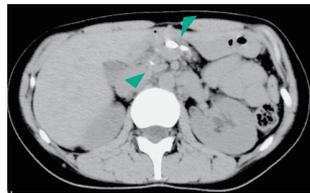


図1

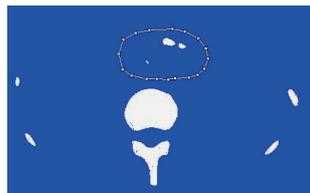


図2

と膀胱体尾部の著名な萎縮を認め、32歳時インシュリン抵抗性と分泌遅延を伴う耐糖異常を認め糖尿病の合併に対する内服治療開始。翌年、体重減少 (BMI: 15.2)、インシュリン分泌機能の低下、耐糖能異常の増悪などほぼ糖尿病の状態となる。栄養不良とコントロール困難な糖尿病のため QOL が低下する予測され、2004年より膀胱内外分泌機能低下の原因とされる石灰化膀胱石に対する OLT が開始される。

【使用機器、解析ソフトおよびプラグイン】

CT 装置: SingleCT; X-vigor (2002～2005年)、

MDCT; Asteion4 (2006～2013年) 東芝社製

・解析ソフト: ImageJ、MRICro

・ImageJ で使用するプラグイン:

ConvertToSigned16、SyncMeasure3D

※ ImageJ での解析処理画像を示す (図2)。

【結果】

①石灰化膀胱石の閾値別総容積変化 (図3): ImageJ での解析において固有の閾値が存在する。SingleCT では、石灰化膀胱石検出感度が低下する高閾値領域とノイズ (実質臓器の描出) が増加する低閾値領域が認められ、MDCT では、SingleCT に比較して CT 装置の検出器の検出効率が良いため、閾値変化に応じた石灰化膀胱石の総容積変化であった。

②閾値 33006 での石灰化膀胱石の総容積変化 (図4):

図3より、SingleCT において閾値変化による石灰化膀胱石の総容積の変動が小さく安定した領域は閾値が 32989～33006 の範囲であったため、検出感度とノイズを考慮し解析用閾値を 33006 と決定した。そして、2002年～2013年までの石灰化膀胱石の総容積変化を解析した結果、CT 装置の更新はあったが、石灰化膀胱石の総容積は約 1/10 程度まで減少した。

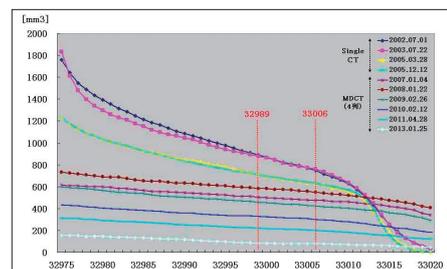


図3

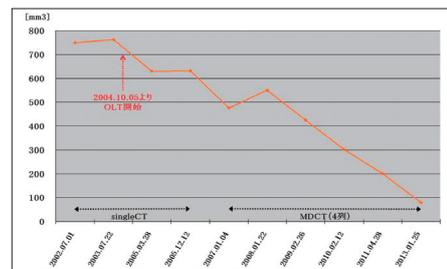


図4

【考察】

- ①ImageJ を使用して CT 画像から石灰化膀胱石の総容積を把握することは可能であるが、当初 SingleCT であったため全 CT データを 3mm スライス厚に統一した。しかし、3mm スライス厚ではパーシャルボリューム効果の影響が大きく誤差が生じやすいと考えられる。
- ②ImageJ での解析において固有の閾値が存在し、今回は比較的高い閾値での測定であったため、位置の固定した大きな結石の把握は望ましいが、結石濃度の低下や小さい結石の消失、大きい結石の分解・離散などによっても誤差が生じていると考えられる。
- ③MDCT となり、パーシャルボリューム効果を軽減するため 1mm スライス厚での解析や微小な結石を描出するために高電圧の使用も可能となったが、患者の被ばくを考慮して今後検討していきたいと考える。

【結語】本症例は、耐糖機能異常を合併した移行期慢性石灰化膀胱炎症例であった。OLT を行うことで膀胱石は着実に減少し耐糖機能が改善した。そして栄養状態も著名に改善した。今回、CT 画像 (JPEG 画像) をもとに多発性石灰化膀胱石の総容積を imageJ にて解析し定量化した結果、経口膀胱石溶解療法の治療効果判定に非常に有用な情報を提供することができた。

○小郷 匠平、池長 弘幸、村 正勝、亀山 賢一郎
川崎医科大学附属病院 中央放射線部

【背景】近年、心臓周囲脂肪の過剰な蓄積が、心筋梗塞や心房細動などの循環器疾患に悪影響を及ぼす可能性が示唆されている。特に心外膜の内側に位置する心外膜脂肪は、リスクが大きいと予測されている。しかし、心臓周囲脂肪は沈着する位置に個人差が大きく、測定方法の確立がなされていないのが現状である。

【目的】皆川らにより、当院と同一のワークステーションを用いた心臓周囲脂肪体積の測定法(A法)の報告がある。今回、A法の測定時間の短縮と手順の簡素化を目的とした心臓周囲脂肪体積の測定方法(B法)を考案したので、A法の測定値と比較検討を行い報告した。

【方法】対象症例は、2009年6月～2011年5月の期間に冠動脈CT検査を施行した57症例(男性35例、女性22例、平均年齢66.9歳、平均体重59.6kg)とした。心臓周囲脂肪と心外膜脂肪の体積の計測は、東芝社製64列MDCT(Aquilion64)を使用して石灰化スコア計測用単純CT画像を取得後、AZE社製ワークステーション(Virtual Place Raijinn Plus)を用いて行った。なお、両法による心臓周囲脂肪体積の測定は、脂肪を含んだ心臓全体を抽出後、CT値による脂肪の閾値範囲を設定して心臓全体から脂肪のみを抽出し計測を行った後、A法およびB法の心臓周囲脂肪体積に対して分散分析により有意差検定を行い、さらに有意差を認めた場合、多重比較検定を行い評価した。ただし、このCT値による閾値範囲設定は、A法では個々のヒストグラムからの算出値を用いたのに対して、B法では対象57症例のヒストグラムの平均値と平均値±SDの2種類の固定値を利用した。これにより、B法は各測定ごとに脂肪の閾値設定を行う必要が無くなる

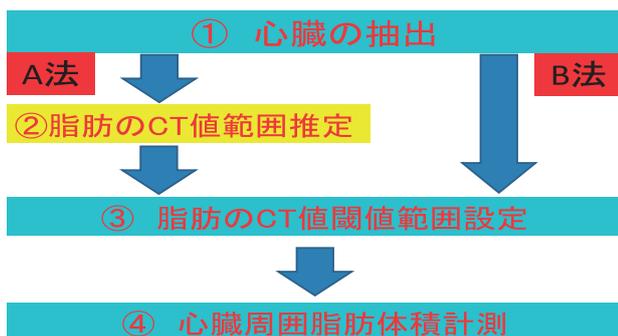


Fig.1 心臓周囲脂肪体積測定手順

ため、測定時間の短縮と手順を簡素化することが可能となる(Fig.1)。

【結果】分散分析により有意差検定を行ったグラフを示す(Fig.2, Fig.3)。

心臓周囲脂肪体積計測では、A法とB法の2種類の固定値との間に有意差は認めなかった。しかし、心外膜脂肪体積計測では、A法とB法の平均値±SDでの固定値との間に有意差が認められた。

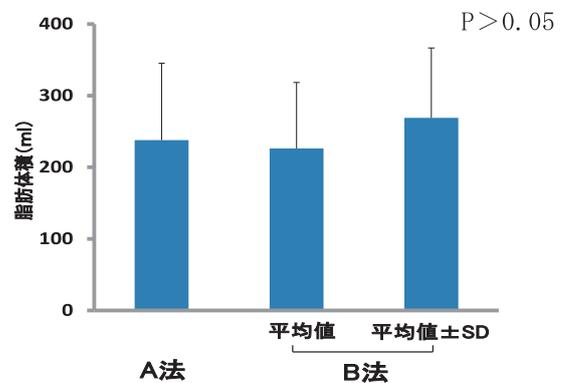


Fig.2 A, B法の心臓周囲脂肪体積比較

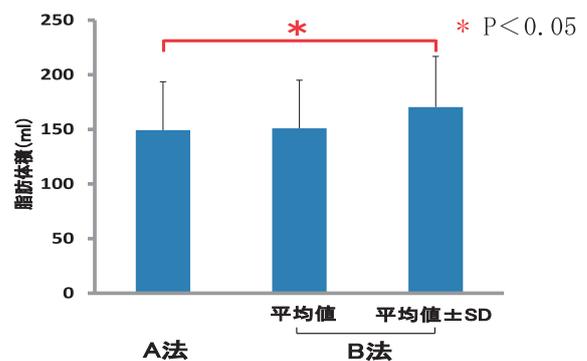


Fig.3 A, B法の心外膜脂肪体積比較

【考察】B法において固定値に平均値±SDを用いると心臓との境界を過大に計測するため、心外膜脂肪体積計測においてより大きく影響を及ぼし、A法との間に有意差が生じたと推測された。これにより、心臓周囲脂肪体積計測でのB法の固定値は、平均値での設定が望ましいと考えられた。

【結語】今回、考案した心臓周囲脂肪測定法は、簡便であり有用と思われたが、今後の多数症例による詳細な検討も必要と考えられた。

ヘリカルスキャンにおける位置決め画像用フィルターの違いが、CT-AEC 動作特性に及ぼす影響について

○亀山 賢一郎、池長 弘幸、村 正勝、小郷 匠平、柳元 真一
川崎医科大学附属病院 中央放射線部

【背景】 当院に設置されている MDCT 装置 Aquilion64 (東芝社製) には、ヘリカルスキャン施行時の位置決め画像用のフィルターが5種類 (FL01～FL05) 装備されている。

【目的】 今回、位置決め画像用フィルター (FL01～FL05) の違いが、CT-AEC の動作特性に及ぼす影響を以下の項目について検討した。

- 1) 厚みが緩やかに変化する被写体に対する影響
- 2) 厚みが急激に変化する被写体に対する影響

【撮影条件及び検討方法】 Aquilion64 の5種類の位置決め画像用フィルター (FL01～05) を用いて、水ファントムの位置決め画像を撮像後、管電圧120kV、0.5sec/rot、ビーム幅1.0mm×32にてヘリカルスキャンを行った。ここで、ピッチファクター (PF) は0.656、0.844、1.408の3種で、CT-AEC の設定画像ノイズ (SD) を水ファントム I が20、水ファントム II では12とした。画像再構成は、スライス厚と間隔は5mm、画像再構成関数は腹部標準関数 (FC13) を使用した。その後、横断像中心部に ROI を設定し Image J にて、Z 軸方向5mm 間隔での横断像の画像ノイズの平均値、標準偏差、変動係数を求めた。

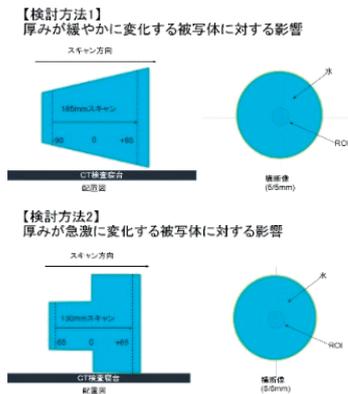


Fig.1 配置図

Table.1 撮影条件

| | 位置決め撮影 | ヘリカル撮影 |
|----------------|-----------|-------------------------------------|
| 管電圧 | 120Kv | 120Kv |
| 位置決め画像用フィルター | FL01～FL05 | — |
| 管球回転時間 | — | 0.5sec/rot |
| 管電流 (CT-AEC使用) | 10mA | 水ファントム I (SD20) 水ファントム II (SD12) |
| D-FOV (S-FOV) | — | 350mm(400mm) |
| 画像再構成厚および間隔 | — | 5mm/5mm |
| 画像再構成関数 | — | 腹部標準関数 (FC13) |
| ビーム幅 (検出器構成) | — | 32mm(1.0×32) |
| ピッチファクター | — | 0.656, 0.844, 1.408 |

【結果】

- 1) 水ファントム I の画像ノイズ変化は、いずれのフィルターにおいても、設定画像ノイズに対して平均値は16.7～17.1 (14～16%の低値) であった。変動係数は0.02～0.04であった (Fig.2)。
- 2) 水ファントム II の画像ノイズ変化は、設定画像ノイズに対して FL02 及び FL03 では、平均値は10.6～11 (約10%低値) で、変動係数は0.09であった。FL01, 04 及び 05 では、平均値は5.8～7.6 (最大52%低値) を示し、変動係数は0.20～0.61であった (Fig.3)。

さらに、FL01, 04 および 05 では、PF が大きくなるにつれて設定画像ノイズに対してより低値となる傾向を認めた。

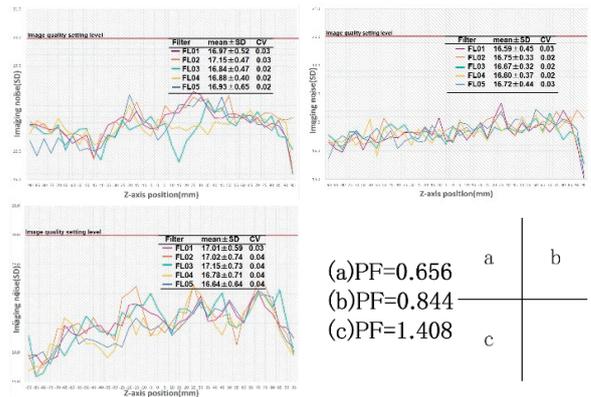


Fig.2 水ファントム I における、横断面位置と画質との関係

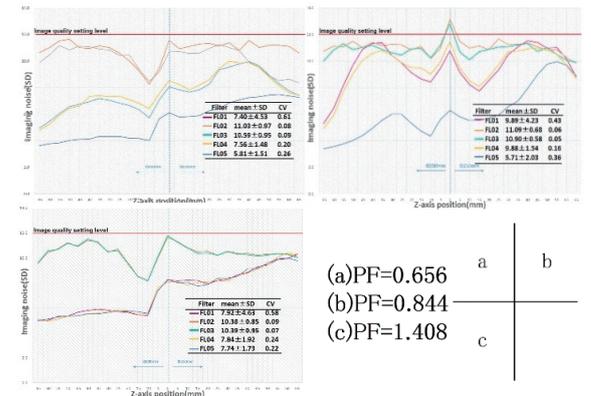


Fig.3 水ファントム II における、横断面位置と画質との関係

【考察・結語】 位置決め画像用フィルターの選択は、CT-AEC の管電流値の変調に影響することから注意が必要である。特に、急激に厚みが変化する被写体では、管電流を過大に出力し、CT-AEC の動作特性に大きく影響することが示唆された。

○笠井 亮佑¹⁾、山田 健二¹⁾、久米 芳生¹⁾、多田 章久¹⁾、細木 秀彦²⁾、前田 直樹³⁾、
吉田 みどり³⁾、誉田 栄一³⁾

- 1) 徳島大学病院診療支援部診療放射線技術部門
2) 徳島大学病院歯科放射線科
3) 徳島大学歯科放射線学科

【背景】 歯科放射線領域における口内法 X 線撮影では、従来の銀塩フィルムから、輝尽性蛍光体を塗布したイメージングプレート (IP) の運用へ移行している。IP の交換はメーカーより 3 年 (自己認証) が目安とされているが、臨床では噛み傷や汚れを目安とし交換しており、定量的な劣化は評価されていない。また歯科用 IP 読み取り装置では、自動濃度調整機構が働くために、IP の感度低下を把握することが困難である。これにより撮影 X 線量の増加が危惧される。これを防ぐためにも、経年劣化による IP の感度変化を評価することが必要であり、今回我々は歯科用 IP の感度変化を評価する方法を検討した。

【目的】 IP 交換の目安を定量的に示すために、IP の感度変化に着目し評価方法の検討を行う。

【使用機器】 歯科用 IP 31 × 41 mm (Soredex Palodex 社製)、IP 読み取り装置 DIGORA OPTIME (Soredex Palodex 社製)、歯科用 X 線発生装置 PLANMECA intra (PLANMECA A 社製)、画像解析ソフト Excel 2013 (Microsoft 社製)、ImageJ (アメリカ国立衛生研究所製)

【方法】 感度比較には、新しい IP (以下、newIP) と 3 年間使用した IP (以下、oldIP) を用いた。IP 上に厚さ 20 mm のアルミ板を配置し、さらにアルミステップ (1, 2, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 mm 厚) を配置した。また棒状の鉛板で IP の一部を遮蔽した。管電圧 60 kV、管電流 8 mA、SID 45 cm、撮影時間を 0.10 s, 0.116 s, 0.125 s, 0.135 s, 0.15 s, 0.16 s, 0.20 s, 0.25 s, 0.32 s とし撮影を行った。得られた DICOM 画像の各ステップ位置に ROI を設定し、ROI 内の pixel 値の平均を求めた。ステップ厚と pixel 値との関係から撮影時間ごとに比較を行った。これに加えて、7-11 mm 厚においてステップごとの pixel 値差を求め検討に用いた。

【結果】 すべての撮影時間で pixel 値は oldIP が newIP に比べて大きい値を示した。特にアルミステップ厚が薄い位置での newIP と oldIP の pixel 値差は大きくなった。また、アルミステップ厚が厚いほど pixel 値が大きく、撮影時間が短いほど pixel 値が大きくなった。各撮影時間における 7-11 mm における pixel 値差から newIP と oldIP とともにアルミステップ厚が厚くなるほどその差は小さくなり、その差が最も小さいのは撮影時間が 0.10 s であった (Fig)。このとき newIP では、アルミス

テップ厚 8 mm 以上の厚さでも pixel 値差があるのに対し、oldIP では、pixel 値差が 0 であった (Table)。

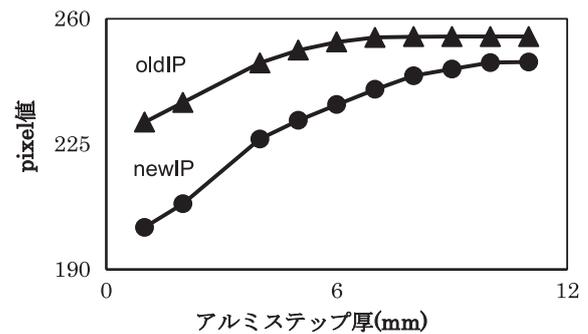


Fig 撮影時間 0.10 s のアルミステップ厚と pixel 値

Table 7-11 mm 厚のステップ位置と pixel 値差

| ステップ位置 | newIP | oldIP |
|----------|-------|-------|
| 7-8 mm | 3.78 | 0.22 |
| 8-9 mm | 1.87 | 0 |
| 9-10 mm | 1.81 | 0 |
| 10-11 mm | 0.17 | 0 |

【考察】 結果より、すべての撮影時間で oldIP の pixel 値が newIP より高くなっているのは、oldIP は newIP に比べて感度が低下しているため同一撮影時間でも pixel 値が高くなったと考えられる。したがって、oldIP に newIP と同じ pixel 値を得るためには、oldIP にはより多くの線量を必要とすると思われる。また、撮影時間 0.10 s において、厚いステップ位置での pixel 値差が 0 であることは、oldIP ではステップ厚の変化を pixel 値差として識別していないことを示している。一般的に歯科領域の臨床において、歯のエナメル質 1 mm 厚はアルミ 1 mm 厚に相当しているため、結果にあるようなアルミステップ厚が厚い部分での感度低下は、上下顎大臼歯部における初期隣接面齲蝕の診断に影響を与えたと考えられる。

【まとめ】 IP の感度変化は、デンタル撮影の下顎前歯部における X 線量 (60 kV, 8 mA, SID 45 cm, 0.1 s) でアルミステップを撮影し、厚さと pixel 値の関係を求める事で評価可能となる。この方法により歯科撮影室にある機器のみで、容易にまた定量的に IP の感度低下が調べられ、IP の交換指標や QA に利用できると思われる。

○澤田 峻、谷地 政紀、岩井 勇磨、滝本 佳広、石丸 晴雄、田頭 裕之
愛媛大学医学部付属病院

【背景】通常患者を撮影する際、ほぼ装置にプリセットされた撮影条件を用いて撮影を行う。その際、患者（目的部位）の大きさにより、管電圧、mAs 値等の撮影条件を変化させる。しかし CR において画像濃度は、装置により自動的に適正化される。

【目的】目的部位を下肢とし、過去1年間の画像からレトロスペクティブに S 値の検証を行い、その変動を解析し撮影条件の再検討を試みた。

【方法】目的部位を下肢として、過去1年間の画像から、下肢全長、股関節、大腿骨、膝関節、下腿骨、足関節、足部位による立位及び臥位撮影の S 値を調べた。このとき S 値は1.8-2.2に収まる範囲であった。対象は20歳以上を対象とした計2,271件であった

表1 各撮影における条件

| 撮影部位 | 体位 | FID [cm] | グリッド |
|----------------|----|----------|------|
| 下肢全長 | 立位 | 250 | ○ |
| 股関節 | 立位 | 150 | ○ |
| 股関節 | 臥位 | 140 | ○ |
| 股関節 Lauenstein | 臥位 | 140 | ○ |
| 股関節 軸位 | 臥位 | 150-200 | ○ |
| 大腿骨 | 臥位 | 140 | ○ |
| 膝関節 | 立位 | 150 | ○ |
| 膝関節 | 臥位 | 140 | ○ |
| 膝蓋骨 軸位 | 臥位 | 100-120 | × |
| 下腿骨 | 臥位 | 140 | △ |
| 足 立位正面 | 立位 | 120-150 | × |
| 足 立位側面 | 立位 | 150 | ○ |
| 足 臥位 | 臥位 | 140 | ○ |

※：リスホルムありカセット及びブッキーの併用

〔使用機器〕

読み取り機：FCR Speedia CS (FUJI FILM)、FCR PROPECT CS (FUJI FILM)、カセット：ST-VI (FUJI FILM)、ブッキー台：DR PRELIO U (FUJI FILM)、DR PRELIO T (FUJI FILM) を使用した。

【結果】大腿骨や膝関節部位では、正面撮影に対して側面撮影の S 値は低くなった。足部では反対に正面の S 値が低くなった。

立位の足部正面撮影や股関節軸位撮影では、S 値の変動も大きくなった。

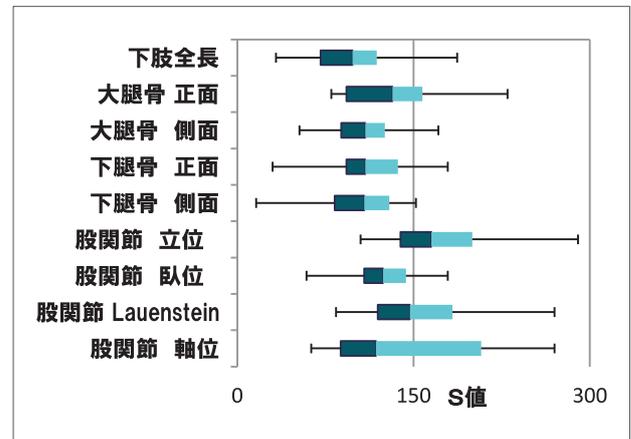


図1 各部位における S 値 (1)

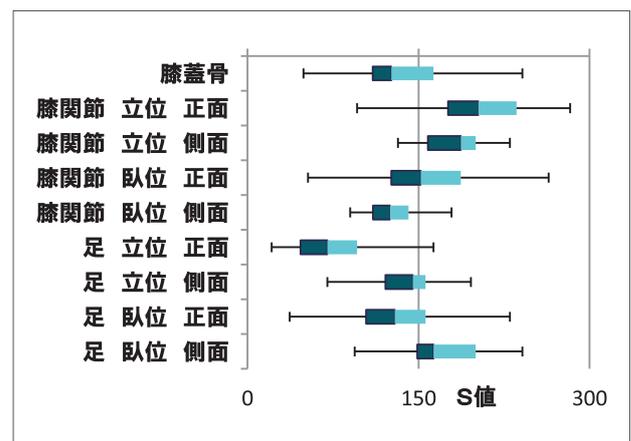


図2 各部位における S 値 (2)

【考察】大腿骨や膝関節部位では、正面に対して側面の体厚が薄い部位のため、線量を正面撮影と同じに行ったためと考えた。足では正面に対して側面が厚いため反対の結果となったと考えた。

立位の足部正面撮影や股関節軸位撮影では、撮影者により撮影距離の変動が大きいため、S 値の変動も大きくなった。そのため撮影距離の統一化を計るべきであると考えた。

【結語】撮影条件が過剰になりやすい部位について、再確認ができた。今後臨床において、結果を考慮し生かしていきたい。

○岩井 勇磨、澤田 峻、谷地 政紀、瀧本 佳広、古用 太一、荒川 憲二、田頭 裕之
愛媛大学医学部附属病院

【背景】単純 X 線撮影を行う際、通常施設ごとに装置にプリセットされた条件を元に撮影条件を決定している。また、装置のデジタル化が進むにつれ、撮影条件の差異は画像化への影響を弱めている。このことから、撮影条件が適切でないまま患者に必要な以上の被ばくをさせている可能性が危惧される。

【目的】画像の診断能と被ばく低減の関係を最適化する撮影条件の決定方法の確立を最終的な目標に据え、当院において現行の条件で撮影した画像の S 値の変動を解析することで、当院における単純 X 線撮影の現状を把握することを目的とした。

【方法】目的部位を上肢として画像サーバー上に保存されている過去 1 年分 (2012.7.1. ~ 2013.6.30.) の成人の X 線写真を対象として S 値の収集を行った。

撮影部位と撮影条件を表 1 に示す。

表 1 現状の撮影条件

| 撮影部位 | 体位 | 管電圧[kV] | mAs | 受像面 |
|------|-------|---------|------|------|
| 肩関節 | 正面/斜位 | 80 | 10.0 | ブッキー |
| 上腕骨 | 正面/側面 | 65 | 5.6 | ブッキー |
| 肘関節 | 正面/側面 | 60 | 5.6 | カセット |
| 前腕骨 | 正面/側面 | 55 | 5.0 | カセット |
| 手骨 | 正面/斜位 | 50 | 4.0 | カセット |

収集されたデータに関して、フィルム系で再出力時の指標となる S 値 150 が、デジタル系においても同様に画像化の基準になり得ると仮定し、部位ごとに得られた S 値を元に①. 基準 (S 値 150) との差異、②. 症例による各部位におけるばらつきについて検討した。

【結果】今回検討に用いた画像は各部位合計で 1,891 枚となった。検討を行う上で人工骨頭、インプラントなどの高吸収体が照射野内に含まれる症例は除外した。

得られたデータから撮影部位ごとの S 値の分布を表したものが図 1 である。図 1 より各部位の中央値と今回基準とした S 値 150 と比較すると、全ての部位において 150 を下回っていることがわかる。また、ブッキー使用部位は中央値が 100 を超えており、ばらつきが大きいことに対し、カセット使用部位は中央値が 1 桁小さく、ばらつきが小さい結果となった。また表 2 より上腕骨正面撮影において S 値のばらつきが最も大きく、手骨正面で最も小さくなった。

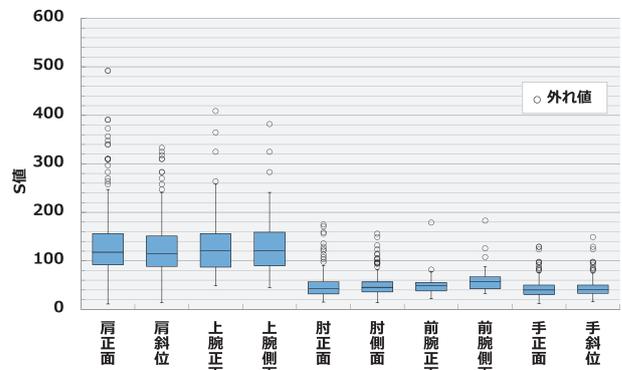


図 1 部位ごとの S 値の分布

表 2 部位ごとの S 値のばらつき

| 撮影部位 | 方向 | 平均値 | 標準偏差 | 最大値 | 最小値 |
|------|----|-------|------|-----|-----|
| 肩関節 | 正面 | 132.1 | 59.3 | 492 | 11 |
| | 斜位 | 125 | 52.7 | 333 | 14 |
| 上腕骨 | 正面 | 134 | 67.6 | 409 | 49 |
| | 側面 | 136.5 | 65.4 | 382 | 45 |
| 肘関節 | 正面 | 50 | 28.7 | 175 | 15 |
| | 側面 | 50 | 23.3 | 156 | 14 |
| 前腕骨 | 正面 | 52.1 | 25.1 | 179 | 22 |
| | 側面 | 63.7 | 32.5 | 183 | 33 |
| 手骨 | 正面 | 42 | 16.1 | 129 | 12 |
| | 斜位 | 44.2 | 18.3 | 142 | 16 |

【考察】当院の上肢における撮影条件では全体的に線量過多な傾向がみられた。カセット使用部位がより低い S 値をとった理由として、ブッキーを使用する上腕骨の条件から等比的に線量を減少させた結果、カセットに照射するには高すぎる線量となったためと考えられる。

ブッキー使用部位である肩関節と上腕骨でばらつきが顕著となっているが、これらの部位は患者の体格差により被写体厚の差異が大きく、ポジショニングの問題で被写体中心と照射野中心が一致し難い部位であるため生じたものと考えられる。

これらより撮影条件の見直しとともに、最適なポジショニングの検討が必要であると言える。

【結語】本検討により上肢を目的部位とした当院における単純 X 線撮影の現状及び改善点が明らかとなった。今後の展望として、装置のオートモードに依存することなく撮影条件の改善と正しいポジショニングの徹底により被ばく線量の低減を実現することが期待される。

○二宮 宏樹、津田 正樹、山根 武史、松崎 芳宏、平田 吉春
鳥取大学医学部附属病院

【背景】 当院の一般撮影部門において撮影機器は2種類あり、臥位撮影寝台の材料もメーカー毎に異なり、天板の X 線の吸収にも違いを把握することは良質な画像の提供と被ばく低減のために重要である。

【目的】 臥位撮影寝台の天板材料の違いによる線量及び画質への影響を把握する。

【方法】

- (1) 寝台の X 線透過を観察するため照射条件を、X 線管焦点 - 電離箱実効中心間距離:1,200 mm、天板位置: 897 mm(最高位置)、管電圧: 50, 70, 90kV、設定 mAs 値: 10, 40, 80mAs、照射野: 有感領域幅とし臥位天板透過後の X 線量の測定を行い Student-t 検定を行った。
- (2) 臨床状況を模し、X 線管焦点 - 電離箱実効中心間距離:1,200 mm、天板表面 - 電離箱間距離: 70 mm (アクリル寝台) 85 mm (ポリウレタン寝台)、管電圧: 50, 70, 90kV、mAs 値: 10, 40, 80mAs、照射野: 7×7 , 10×10 , 20×20 , $30 \times 30 \text{ cm}^2$ とし FPD 到達線量測定を行い Student-t 検定を行った。
- (3) 二つの寝台上で Burger Phantom を撮影し、2 画像を経験年数 1 ~ 35 年の診療放射線技師 12 名により 50% 確信度法を用いて視覚評価を行った。C-D ダイアグラムより、IQF (画質指数) を算出し、Student-t 検定により有意差を評価した。

【結果及び考察】

- (1) 天板透過後の X 線量測定結果を Fig.1 に示す。全ての照射条件でポリウレタン天板透過後の値が高値を示した。また Student-t 検定による両者の比較においてもポリウレタン天板透過後の線量が有意に高い結果となった。

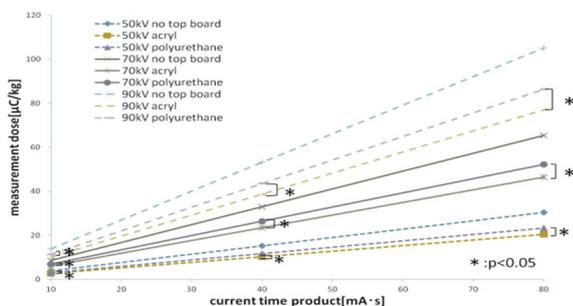


Fig.1 天板透過線量

- (2) 照射野 $7 \times 7 \text{ cm}^2$ と $30 \times 30 \text{ cm}^2$ の FPD 到達線量を Fig.2 及び Fig.3 に示す。結果 (1) と同様にポリウレタン天板透過後の値が高値を示し、Student-t 検定による両者の比較においても、ポリウレタン

天板透過後の線量が有意に高い結果となった。照射野が拡大するにつれ FPD 到達線量の両者の差が少なくなったことからアクリル天板がより散乱線を発生しやすいことが示唆される。

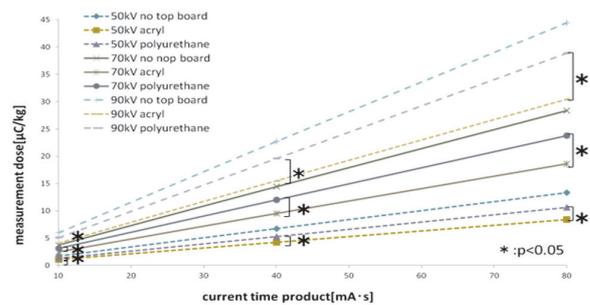


Fig.2 FPD 到達線量 (照射野 $7 \times 7 \text{ cm}^2$)

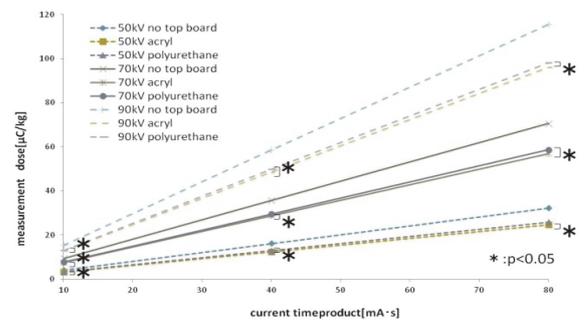


Fig.3 FPD 到達線量 (照射野 $30 \times 30 \text{ cm}^2$)

- (3) 視覚評価による IQF を Fig.4 に示す。IQF 値はポリウレタン天板が良い値を示したが、Student-t 検定において両者に有意な差はなかった。アクリル天板の X 線透過率の低さと、散乱線の影響が大きいことが画質評価の結果につながったものと思われる。

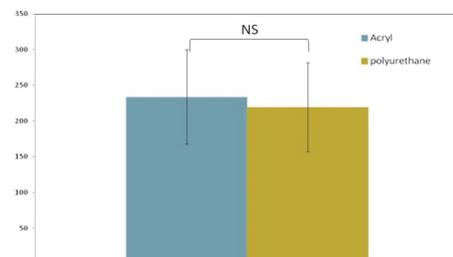


Fig.4 視覚評価による IQF

- 【結論】 アクリル天板は透明であり FPD 表面が見えるが、ポリウレタン製天板は透明でないため FPD 表面が見えず照射野が確認しづらい等の点もあり、それぞれ一長一短あるため、臨床使用においては両者の違いを把握し適切な条件設定を行うべきである。

○津田 正樹、廣田 勝彦、岩田 直樹、田中 拓郎、山根 武史
鳥取大学医学部附属病院

【背景】当院では頸静脈穿刺時に専用の補助具(補助具①)を用いて患者顔面に直接清潔ドレープが掛ることを防いでいた。しかしながらこの補助具①が破損してしまった為、新しい補助具の作製が急務であった。

【目的】補助具①に代わる新しい補助具(補助具②)を作製し、臨床使用したのでこれを報告する。

【調査1】一補助具①の破損に関する調査一

まず破損状況の調査を行った。補助具①はすべての部分がアクリル製で、天板・支柱・下板の三部分で構成されており、それらを組み立てて使用する。破損箇所は天板部で、術者が肘をついた際の曲げ荷重による破損と考えられた。

【調査2】一手技に関する調査一

次に手技の観察を行った。患者観察や嘔吐時の膿盆による対応などの介助に於いて、補助具①の支柱間隔では狭いと感じた。

上記2つの調査から、新しい補助具を作製する際に改良が必要な事項として以下の2点が挙げられた。

- ① 板材の曲げ強さに対する改良
- ② 支柱間隔の拡大

この2点を満たすため使用材料・構造および強度の妥当性を検討した。

【方法】

1. 材料の選定

文献を参考にして使用材料を選定した。

2. 耐荷重の検討

補助具①と②の天板への負荷に近い状態(補助具①および②モデル)で板材の三点曲げ試験と術者の穿刺態勢に於ける荷重計測値から安全率を算出し、板材強度の妥当性を検討した。

安全率は基準強度を許容応力で割った値である。今回基準強度には曲げ試験の降伏点荷重を、許容応力には荷重計測の最高値を用いた。

3. 補助具作製

改良を施し補助具②を作製した。

4. 臨床使用

補助具②を臨床使用し手技を観察した。

【結果】

1. 板材の選定

重量・美感・価格等を考慮するとプラスチック材料が板材に適していると判断した。プラスチックデータブックを参照したところ、アクリルが曲げ強度に優れた材料であった。耐荷重を考慮し、厚さ5mmのアクリル板を板材に使用することにした。

2. 耐荷重の検討

放射線科医4名による荷重計測の最高値は141 [N]

であった。板材の三点曲げ試験による降伏点荷重は補助具①モデルが276.8 [kN]、補助具②モデルが498.6 [kN]であった。Table.1にそれぞれの試験条件と得られた降伏点荷重および算出した安全率を示す。

補助具②モデルの安全率3.54は、W.C.Unwinの安全率に於ける鉄と鋼の中央値に相当するため、アクリル厚5mm、支柱間隔320mmの設計に問題はないものと判断した。

Table.1 各試料の試験条件と安全率

| モデル | アクリル厚 | 支持間隔 | 降伏点荷重 | 安全率 |
|------|-------|-------|---------|------|
| 補助具① | 3mm | 220mm | 276.8kN | 1.96 |
| 補助具② | 5mm | 320mm | 498.6kN | 3.54 |

3. 補助具の作製

支柱間隔を100 [mm] 広げ、さらに補強のため患者頭頂部付近に支柱を1本増やし、補助具②を作製した。また支柱は鉄製パイプに変更し、支柱受部はパイプ径に合わせたプラスチックジョイントを板材にねじ止めした(矢崎化工社製)。Fig.1に補助具②の組み立て方法を示す。



Fig.1 補助具②の組み立て方法

4. 臨床使用

補助具②は現在、損傷・劣化なく使用できており、補助具①に比べ患者顔面前と術者が器具を置くスペースが増加した。補助具②を使用した手技の様子をFig.2に、支柱間隔の拡大と手技スペース活用の様子をFig.3およびFig.4に示す。



Fig.2 手技風景



Fig.3 支柱間隔の拡大



Fig.4 天板スペースの活用

【考察】板材の厚さ変更・支柱の追加・支柱受部のねじ止めなどが耐荷重の向上要因となり現在まで損傷・劣化なく使用できているものと思われる。

【結論】改良を施し作成した補助具②は耐荷重の向上・患者観察および手技環境の改善が得られ、損傷・劣化なく2年間臨床使用できている。

骨粗鬆性脊椎圧迫骨折に対する伸展位撮影の検討 ～トモシンセシスによる断層撮影～

○今井 一也

浜脇整形外科病院

【背景】当院では骨粗鬆性脊椎圧迫骨折において、圧迫椎体のバキュームクラフト（骨粗鬆性椎体偽関節）による開大の状態から手術適応の確認判定と当院で行っているBKP手術時のシミュレーションを行っている。そのため伸展位の状態での撮影を目的として、装具を着用してトモシンセシスによる断層側面撮影を行っている。装具着用により伸展位を保ち撮影したことで、得られた側面画像から椎体のバキュームクラフト状態が明瞭となった。

【目的】主にX線単純撮影においては坐位側面撮影と腹臥位側面撮影、CT撮影ではMPR作成を行っている。しかし得られたX線単純撮影の画像から圧潰椎体の開大した状態の確認に困難を強いられていた。そこで圧迫骨折している椎体の骨折状態によるのだが、腹臥位の状態で椎体は開大することと、トモシンセシスによる断層側面撮影ではCTより被曝線量が少ないことに着目した。トモシンセシスによる断層側面撮影のとき、側臥位で椎体を開大させた状態、つまり伸展位を保つために装具を着用した。今回当院で自案した装具とトモシンセシスの断層画像の評価について検討したので報告する。

【方法】対象は、脊椎圧迫（骨粗鬆性）骨折の患者に対し、立位と坐位側面単純X線所見にてバキュームクラフト（Vacuum Cleft）が確認され、高度圧潰までは及ばないが椎体が圧潰し、腹臥位になり伸展位の状態をとったとき側面X線単純画像で椎体内のバキュームクラフトが拡大し、圧潰した椎体が整復され椎体高の改善が得られた3例を対象とした。

圧潰椎体の中央椎体高、椎体楔状率と椎体局所後弯角の比較をした。画像評価として、椎体高：C、後弯角： α 、終板部椎体高：a、椎体後縁椎体高：bとして、楔状率 = $a/b \times 100(\%)$ を求めた。

X線単純撮影において、坐位側面画像（図1）と腹臥位側面画像（図2）で比較を行い、次に伸展位によ

る立位側面画像（図3）と装具装着によるトモシンセシス側面画像（図4）の比較を行った。

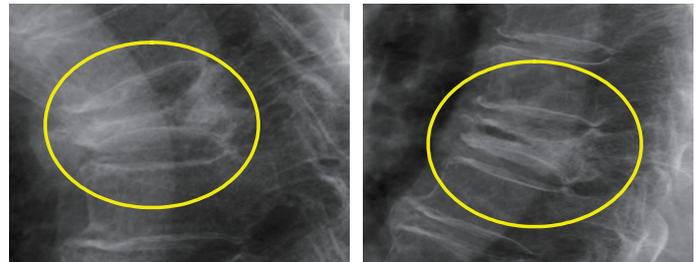


図1

図2

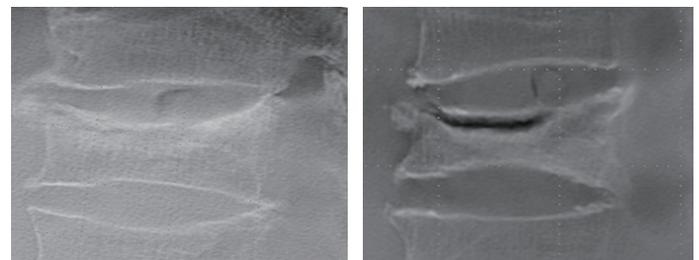
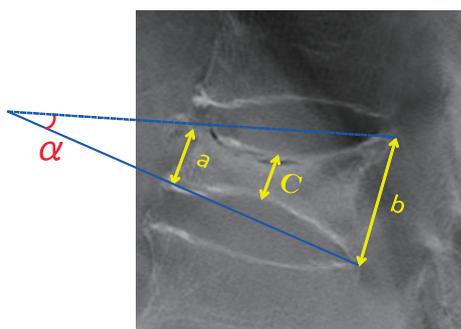


図3

図4

装具は、S・M・Lサイズの3種類で、体形に合わせて装着した。装着時は仰臥位にて着用することが重要である。自案装具と装着時の例である（下部写真）。



【結果】骨粗鬆性脊椎圧迫骨折において、装具装着により伸展位を保ち撮影をしたことで、トモシンセシスによる断層撮影所見から椎体のバキュームクラフト状態が明瞭となり、装具による伸展位保持撮影が適切であることがわかった。また、手術適応の確認判定とBKP手術のシミュレーションに適應出来たため、装具による体勢保持撮影は優位と考える。

○小竹林 孝哉¹⁾、川村 慎二¹⁾、小池 正紘¹⁾、椎木 健裕²⁾、神崎 竜二¹⁾、澁谷 景子²⁾

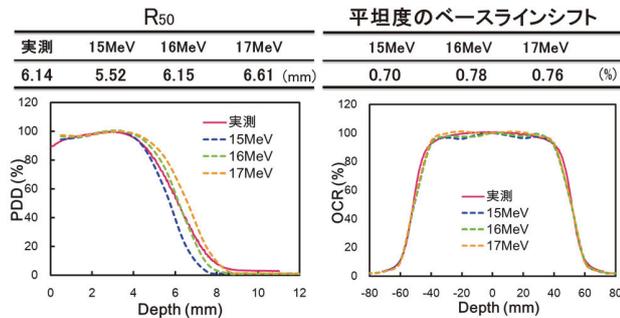
1) 山口大学医学部附属病院 放射線部
2) 山口大学大学院 医学研究科 放射線治療学分野

【目的】 電子線ビームを用いた放射線治療では、複雑な照射野の設定や SSD (Source Surface Distance) の不安定などにより正確な治療計画線量評価が難しいのが現状である。臨床治療においては、測定データに基づいた計算や実測によるモニタユニット値計算を行っている。本研究では、電子線に対するモンテカルロシミュレーションのコミッショニングを行い、実測と比較することでシミュレーションの妥当性を検証した。

【方法】

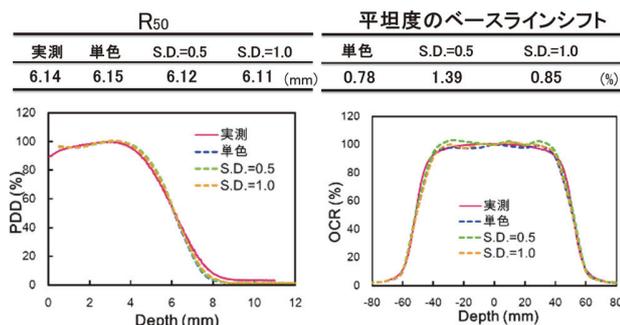
- EGS5を用いて、リニアックヘッド構造と電子線アプリアータ、および水ファントム (35 × 35 × 20 cm³) の吸収線量計算体系をモデリングした。
- 入射電子の①エネルギー ②スペクトル分布 ③入射面積 ④スキャッター厚を変更して PDD (Percent Depth Dose) / OCR (Off Center Ratio) を算出し、実測データと比較した。
- 入射電子数を 1 × 10⁷ 個とし、基準深の統計誤差 1% 以下にした。また、各 PDD、OCR に対して R50 と平坦度のベースラインシフトを求めた。

【結果】



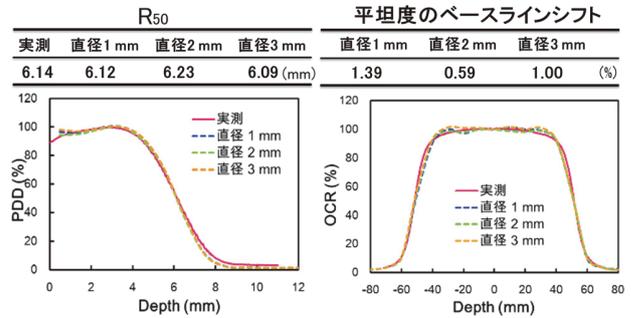
※単色エネルギー、直径 2mm、スキャッター 0.3mm

図1 エネルギーの条件変更



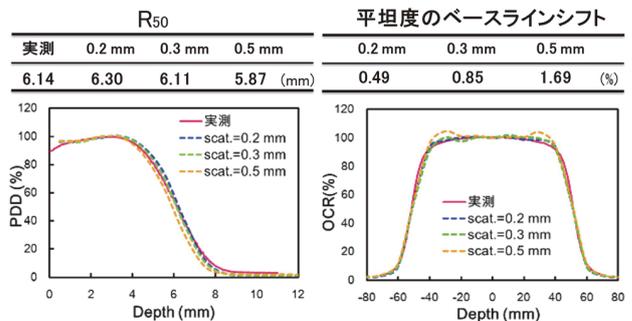
※16MeV、直径 2mm、スキャッター 0.3mm

図2 エネルギースペクトルの条件変更



※16MeV、スキャッター 0.3mm、S.D.=1.0

図3 入射電子面積の条件変更



※16MeV、直径 1mm、S.D.=1.0

図4 スキャッター厚の条件変更

【考察】 入射電子エネルギーを変化させると、PDD の深さ方向の変位が確認された。OCR には変化が認められなかった。

入射電子エネルギーを単色から正規分布に変更すると、PDD は実測データに近づいた。OCR については、ビーム中心軸線量の変化が認められた。

入射電子面積を変化させると、PDD、OCR ともに大きな変化は認められなかった。

スキャッターの厚みを変化させると、PDD の深さ方向の変位が確認された。OCR では平坦化領域の辺縁部分で線量増加が認められた。

【結論】 臨床応用に向けたシミュレーションの妥当性を検証した。臨床使用のため以下のシミュレーション条件が最適と考えられる。

- 入射電子エネルギー：16.0 MeV
- エネルギースペクトル：正規分布 (標準偏差 1.0)
- 入射面積：直径 1mm の円
- スキャッター：Upper = 0.3mm, Lower = 0.3mm

モンテカルロ計算を用いた光子における ABS樹脂の深さスケール係数に関する検討

○野々垣 健太¹⁾、笈田 将皇²⁾、山下 大輔³⁾、園田 泰章³⁾、近藤 和人³⁾、山田 誠一³⁾
1) 岡山大学医学部保健学科、2) 岡山大学大学院保健学研究科、3) 倉敷中央病院放射線センター

【背景】 高精度三次元放射線治療の線量検証では水ファントムのほか、位置合わせの再現性の高い固体ファントムが使用されている。しかし、固体ファントムは元素組成、物理密度、均質性に関する製造上の不確かさがあり、水に比べて不確かさが大きいことが知られる。

【目的】 本研究では、近年、臨床応用されている ABS 樹脂製ファントムにおける深さスケール係数について、モンテカルロ計算によって評価する。

【方法】 BEAMnrc コードを利用し、Varian 社製リニアック (Clinac 21EX) のシミュレーション環境 (コミッションングを含む) を構築した。続いて、4MV、10MV-X 線による水および ABS 樹脂ファントムの照射野 (1 cm × 1 cm ~ 40 cm × 40 cm) における深部線量百分率 (PDD = PDI) を計算した。得られた線量データの指数回帰曲線から水および ABS 樹脂の実効線減弱係数を求め、両者の比から深さスケール係数を算出した。同様に電離箱線量計による実測から深さスケール係数を算出し、比較した。

実効線減弱係数の求め方は今回、2通りを検討した。2点間の指数近似 (10、20 cm 深の PDD) と 5点間の指数近似 (5、10、15、20、25 cm 深の PDD) で次式より深さスケール係数 c_{pl} をそれぞれ求めた。

$$c_{pl} = \frac{\bar{\mu}_{pl}}{\bar{\mu}_w}$$

ここで、 $\bar{\mu}_{pl}$ は ABS の実効線減弱係数、 $\bar{\mu}_w$ は水の実効線減弱係数を表す。

【結果】 4MV、10MV に関する深さスケール係数および、深さスケール後の PDD の違いについて、それぞれ表1、表2に示す。また、深さスケール後の絶対線量の違いを表3、表4に示す。

深さスケール係数について、4MV-X 線では、 1.012 ± 0.006 (2点)、 1.012 ± 0.003 (5点) となり、照射野依存性は見られなかったが、実測値に対し、やや系統誤差が見られた。大照射野の変動はコミッションングが影響していると考えられた。10MV-X 線では、 1.007 ± 0.019 (2点)、 1.003 ± 0.009 (5点) となり、4MV より値が減少傾向となり、実測値との関係と同じ傾向を示したが、回帰処理の違いで結果が異なった。大照射野の変動は4MVと同様に、コミッションング精度が影響していると考えられた。

フルエンススケールについては、4MV-X 線では、照射野が大きくなるにつれてやや増加傾向、深部では変化が少ない傾向となった。10MV-X 線では、大照射野では変動が大きく再検討が必要とされた。深部では減少傾向となったが、深さの違いにより変動が大きい結果となった。

| 4MV | | 深さスケール後のPDDの違い | | | | | | |
|---------------------|-------|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 水等価深(cm) | 6x6 | 10x10 | 15x15 | 20x20 | 30x30 | 40x40 | 平均値 | 標準偏差 |
| Peak | 0.0% | -0.5% | -0.3% | -0.4% | 0.0% | -0.1% | -0.1% | 0.2% |
| 5 | 0.2% | 0.7% | 0.1% | 0.1% | 0.5% | 1.0% | 0.3% | 0.3% |
| 10 | -0.2% | 0.3% | 0.5% | -0.6% | 0.3% | -0.3% | 0.0% | 0.3% |
| 15 | -0.3% | 0.2% | 0.4% | -0.6% | 0.4% | -0.1% | 0.0% | 0.3% |
| 20 | -0.1% | 0.2% | 0.3% | -0.3% | 0.5% | 0.0% | 0.1% | 0.2% |
| 25 | -0.1% | 0.0% | 0.2% | -0.2% | 1.0% | 0.4% | 0.1% | 0.3% |
| 深さスケール係数 (2点間近似) | 1.006 | 1.008 | 1.017 | 1.002 | 1.025 | 1.007 | 1.012 | 0.006 |
| 深さスケール係数 (5点間近似) | 1.010 | 1.015 | 1.012 | 1.007 | 1.013 | 1.006 | 1.012 | 0.003 |

表1 照射野に対するPDDの相違、深さスケール係数の違い(4MV)

| 10MV | | 深さスケール後のPDDの違い | | | | | | |
|---------------------|-------|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 水等価深(cm) | 6x6 | 10x10 | 15x15 | 20x20 | 30x30 | 40x40 | 平均値 | 標準偏差 |
| Peak | 0.0% | 0.0% | 0.0% | 0.0% | 0.0% | 0.0% | 0.0% | 0.0% |
| 5 | 0.1% | -0.1% | 0.0% | 0.1% | 0.0% | 0.0% | 0.0% | 0.4% |
| 10 | 0.3% | 0.0% | 0.0% | 0.3% | 0.0% | 0.0% | 0.0% | 0.6% |
| 15 | 0.2% | 0.0% | 0.0% | 0.2% | 0.2% | 0.0% | 0.0% | 0.6% |
| 20 | 0.2% | 0.0% | 0.0% | 0.2% | 0.1% | 0.0% | 0.0% | 0.5% |
| 25 | 0.1% | 0.0% | 0.0% | 0.1% | 0.3% | 0.0% | 0.0% | 0.6% |
| 深さスケール係数 (2点間近似) | 1.008 | 1.012 | 1.023 | 1.031 | 0.988 | 0.988 | 1.007 | 0.019 |
| 深さスケール係数 (5点間近似) | 1.006 | 1.006 | 1.010 | 1.012 | 0.995 | 0.990 | 1.003 | 0.009 |

表2 照射野に対するPDDの相違、深さスケール係数の違い(10MV)

| 4MV | | 絶対線量の違い(深さスケール後) | | | | | | |
|----------|-------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 水等価深(cm) | 6x6 | 10x10 | 15x15 | 20x20 | 30x30 | 40x40 | 平均値 | 標準偏差 |
| Peak | -3.3% | -4.2% | -3.4% | -3.5% | -4.1% | -3.9% | -3.4% | 0.5% |
| 5 | -3.1% | -2.9% | -3.1% | -3.0% | -3.6% | -2.7% | -2.9% | 0.3% |
| 10 | -3.5% | -3.2% | -2.5% | -3.9% | -3.7% | -4.1% | -3.2% | 0.6% |
| 15 | -3.8% | -3.3% | -2.4% | -4.2% | -3.5% | -3.9% | -3.2% | 0.6% |
| 20 | -3.5% | -3.3% | -2.4% | -3.9% | -3.0% | -3.9% | -3.1% | 0.5% |
| 25 | -3.9% | -3.8% | -2.3% | -3.6% | -1.2% | -2.7% | -2.9% | 0.8% |
| 平均値 | -2.6% | -2.8% | -2.8% | -3.0% | -3.5% | -3.4% | -2.7% | -3.7% |

表3 照射野に対する絶対線量の違い(4MV)

| 10MV | | 絶対線量の違い(深さスケール後) | | | | | | |
|----------|-------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|------|
| 水等価深(cm) | 6x6 | 10x10 | 15x15 | 20x20 | 30x30 | 40x40 | 平均値 | 標準偏差 |
| Peak | -4.1% | -3.8% | -3.7% | -4.1% | -0.6% | -3.6% | -3.3% | 1.3% |
| 5 | -3.9% | -3.7% | -3.6% | -3.3% | -0.9% | -4.4% | -3.3% | 1.2% |
| 10 | -3.7% | -3.7% | -3.3% | -2.4% | -1.5% | -4.5% | -3.2% | 1.1% |
| 15 | -3.7% | -3.5% | -2.8% | -2.9% | -1.2% | -5.9% | -3.3% | 1.5% |
| 20 | -3.7% | -3.5% | -3.0% | -1.9% | -1.7% | -4.5% | -3.1% | 1.1% |
| 25 | -3.7% | -3.1% | -1.9% | -0.9% | -2.4% | -4.6% | -2.8% | 1.3% |
| 平均値 | -3.8% | -3.6% | -3.0% | -2.6% | -1.4% | -4.6% | -3.2% | 1.1% |

表4 照射野に対する絶対線量の違い(10MV)

【結語】 加速器モデルでの ABS 樹脂の深さスケール係数を導出した結果、回帰処理の違いにより結果が異なり、5点で求めた場合は計算精度の改善が見込まれた。モンテカルロ計算による深さスケール係数の算出から、様々な修飾因子を考慮した線量検証への応用が可能であり、更に検討を深めたいと考える。

モンテカルロ計算を用いた 密封小線源 Ir-192 の計算精度に関する基礎的検討

○宮本 良平¹⁾、笈田 将皇²⁾、成廣 直正³⁾⁴⁾、辻 修平⁴⁾

1) 岡山大学医学部保健学科、2) 岡山大学大学院保健学研究科、
3) 川崎医療短期大学、4) 川崎医科大学

【背景】 高線量率¹⁹²Ir 線源を用いた密封小線源治療における吸収線量の評価は、空中での線量評価を基準としていることが知られる。

【目的】 本研究では、水中での線量評価法の応用に向け、モンテカルロ計算コード EGS5 (Electron Gamma Shower Version5) の計算精度および線量評価について考察する。

【方法】 モンテカルロ計算コード EGS5 を利用し、Nucletron 社製高線量率¹⁹²Ir 線源モデル (形状およびスペクトルの入力) の構築を行った。続いて、点線源を中心とした3次元空間内に微小な厚さ (0.5 mm) の球状検出器を配置した。計算ジオメトリを 30 cm、50 cm、100 cm 四方と変化させたとき、距離 (1 mm ~ 30 cm) 変化による水中および空中の吸収線量を求めた。計算回数はそれぞれ 1×10^8 回とし、0.2% 以内の計算精度を担保した。続いて、媒質と検出器の物質依存性を検討するため、線源を中心とした3次元空間内に微小な厚さ (5 mm) の球状検出器を配置し (水および空気)、計算ジオメトリを 30 cm 四方としたときの距離変化による水中および空中の吸収線量を求めた。計算回数はそれぞれ 1×10^8 回とし、0.2% 以内の計算精度を担保した。各計算結果について、治療計画装置 (Nucletron 社製 Oncetra) および距離逆二乗則の値と比較検討した。

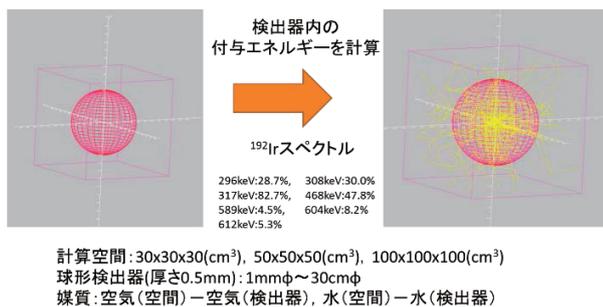


図1 計算ジオメトリ

【結果】 計算ジオメトリの違いによる空中相対線量比を図2に示す。続いて、計算ジオメトリを 30 cm 四方、媒質、検出器の物質間の違いによる相対線量比を図3に示す。

空間・検出器が同一媒質 (水あるいは空気) の場合、水、空気の相対線量比の関係は線源近傍を除き、両者はほぼ同一の値を示した。計算ジオメトリの違い (30 cm、50 cm、100 cm 四方) による変化は、線源近傍 (数 mm 以内) を除いて見られなかった。

Oncetra と水、空気の相対線量比は、線源近傍では Oncetra が大きく低値を示した。距離 2-4 cm で最大 0.4% 高値を示し、15 cm 以降で 0.2% 低値を示した (指数的には深部で乖離)。距離逆二乗と水、空気の相対線量比は、線源近傍を除き、両者は同一の値を示した。

空間・検出器が異なる媒質 (水、空気) の場合、水中、空中での相対線量、絶対線量の関係は空中では、検出器媒質の違いによる相対線量差は線源近傍 (距離 1 cm 未満) で相違が見られた。また、絶対線量比は大きく異なり、距離とともに両者の相違は減少傾向となった。水中では、検出器媒質の違いによる相対線量差、絶対線量比は 0.3% 以内であった。

媒質間の線量比は、TG-43 の変換係数 (1.12) および理論式 (Meisberger、田伏) と大きく乖離した。

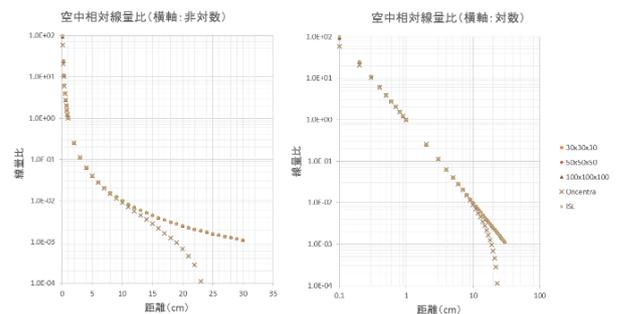


図2 空中相対線量比 (媒質: 空気、検出器: 空気)

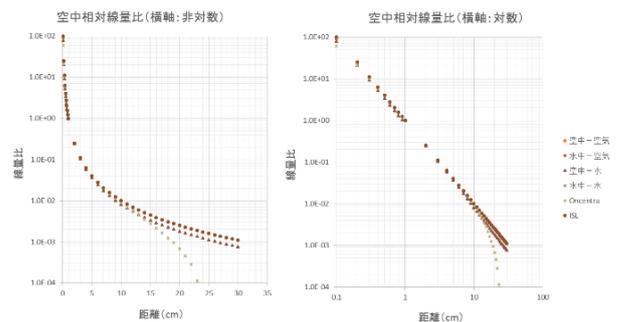


図3 相対線量比 (媒質、検出器: 空気、水)

【結語】 Oncetra とモンテカルロ計算はほぼ一致し、シミュレーションの動作確認ができ、計算ジオメトリの大きさによる吸収線量変化はあまり見られなかった。しかし、10 cm より深部では Oncetra と結果が乖離する傾向が見られた。原因解決に向けて、線源形状、電離箱形状、臨床プランおよび不均質の影響などについて、それぞれ更に検討を深める必要があった。

放射線治療計画における 仮想単色 X 線画像の実効エネルギーに関する検討 —画質と線量分布解析の関係について—

○井俣 真一郎¹⁾²⁾、青山 英樹¹⁾、笈田 将皇²⁾、赤木 憲明¹⁾、田原 誠司¹⁾

1) 岡山大学病院 医療技術部放射線部門

2) 岡山大学大学院 保健学研究科

【目的】本研究は、仮想単色 X 線画像を放射線治療計画へ導入するための最適な実効エネルギーについて画質と線量分布解析の関係から検討を行い、臨床導入に向けての考察を加えたものである。

【使用機器・検討項目】DSCT は、SOMATOM Definition Flash (Siemens 社製) を使用した。検討項目は、①画質評価 (CNR)、②Monochromatic CT 値の精度、③仮想単色 X 線画像と Single Energy CT (以下、SECT) 画像の水等価・肺・骨における線量分布の γ 解析 (DD : 1%, DTA : 1mm) によるパス率である。

【方法】仮想単色 X 線画像は、40～190 keV の間を 10 keV 間隔で変化させた。CNR の測定は、造影剤オムニパーク (300 mgI/ml) を段階的に蒸留水で希釈し 10、20、30 mgI/ml の造影剤水溶液を作成した。造影剤水溶液の配置は、RMI467 ファントムにおける一箇所インサート部 (12 時方向の内側部) を利用し、順次、造影剤水溶液試料を交換してスキャンを繰り返した。この際、残りのインサート部には、蒸留水試料を全てに配置して測定した。

Monochromatic CT 値の精度は、仮想単色 X 線画像による各インサートに対する monochromatic CT 値の測定を行った。測定値に対する比較対象は、ウェブデータベースの NIST XCOM を利用したモンテカルロ計算から求めた値とし、この計算値を“真実の monochromatic CT 値” (以下、真値) として定義した。

線量分布検証は、水・肺・骨ファントムの 3 種類で行った。治療計画に使用したビームの内容は、X 線エネルギー 4 MV および 10 MV の各線種に対し実施した。照射野 : 10 cm × 10 cm、計算アルゴリズム : Superposition 法、照射方法 : 前方一門照射、モニターユニットを 100 MU で統一し、アイソセンタの線量評価 (深度 10 cm) を行うプランを各仮想単色 X 線画像で作成した。ここで、前述したプランの比較対象は、各 DECT 装置で管電圧 120 kV の連続 X 線による Single-energy CT (以下、SECT) を従来の CT 画像と定義し、SECT と各 DSCT を用いた場合の線量分布 (アイソセンタ面における冠状断面) に関する比較検討を行った。

【結果】CNR は造影剤の濃度に関わらず、80 keV 付

近で最大となり、80 keV 以上では CNR が徐々に低下する結果となった。Monochromatic CT 値の精度は、物理密度 1.140 g/cm³ (IB Inner Bone) 以上の高密度の物質に関して、80 keV 以下の仮想単色 X 線画像において測定値が真値と乖離する結果を示した。また、最も仮想単色 X 線エネルギーが低い 40 keV では物理密度 1.054 g/cm³ (BRN-SR2 Brain) に代表される蒸留水に近い物理密度領域において測定値と真値が乖離する現象が観察された。線量分布検証は、実効エネルギーに関わらず、ほぼ同等のパス率が得られた。

【考察】SOMATOM Definition Flash は、広範囲の仮想単色 X 線エネルギーおよび物理密度領域において、計算値と測定値の一致が確認された。高精度な仮想単色 CT 画像の構築の原理は、先行研究でも報告されており、使用する二種類のエネルギースペクトルの分離を明確にすることが必要条件とされている。SOMATOM Definition Flash は、付加フィルタの使用による低エネルギー成分の X 線除去を物理的に実施している装置であり、線質硬化現象の低減に伴う高精度な monochromatic CT 値の提供を可能にしている装置であることが先行研究および本研究結果から確認することができた。

40～60 keV 領域では、線量分布におけるパス率に差は生じなかったが、画像のノイズ成分の混入や monochromatic CT 値の精度低下が原因により、精度の高い放射線治療を提供することは困難となる。また、90 keV 以上の領域では、CNR 低下による放射線治療計画時に腫瘍等の解剖学的情報が著しく乏しくなり放射線治療スタッフが実務レベルでの不具合を推測している。

【結語】Monochromatic CT 値の精度は、70 keV 以上で物質の密度に関わらず計算値と測定値が概ね一致した。線量分布に関しては、70 keV 以上において SECT 画像と同等の結果が観察された。CNR は、80 keV 付近で良好な結果が得られた。したがって、放射線治療計画で利用する際の最適な仮想単色 X 線画像の実効エネルギーは、80 keV での利用が最適だと考えられる。

○山下 智之¹⁾、笈田 将皇²⁾、青山 英樹³⁾、大塚 裕太³⁾、杉原 誠治³⁾、井俣 真一郎³⁾、藤井 俊輔³⁾、宇野 弘文³⁾、田原 誠司³⁾、稲村 圭司³⁾

1) 岡山大学医学部保健学科、2) 岡山大学大学院保健学研究科、3) 岡山大学病院医療技術部

【背景】IMRT (強度変調放射線治療) では、通常、逆方向治療計画 (インバースプランニング) に基づき最適化計算がなされるが、最適化計算アルゴリズムの設定および線量計算アルゴリズムの選択により、結果が異なることが知られる。

【目的】本研究では、最適化計算における線量計算アルゴリズムの違いと再現性について検討する。

【方法】三次元治療計画装置 (Eclipse Ver.11.0, VARIAN 社製) を用い、AAPM TG-119 で使用されているデジタルファントムによる輪郭情報を利用し、線量解析を行った。固定多門による IMRT 照射 (3、4、5、7、9 門、均等角度) を想定し (処方線量: 2Gy)、最適化計算時、最終計算時における線量計算アルゴリズム (PBC、AAA、Acuros) をそれぞれ組み合わせた場合の結果をそれぞれ算出した (Auto intermediate dose 機能の on/off も考慮した)。解析項目は Target と OAR の D_{max} 、 D_{min} 、 D_{mean} および総 MU 値、計算回数、計算時間についてそれぞれ評価した。

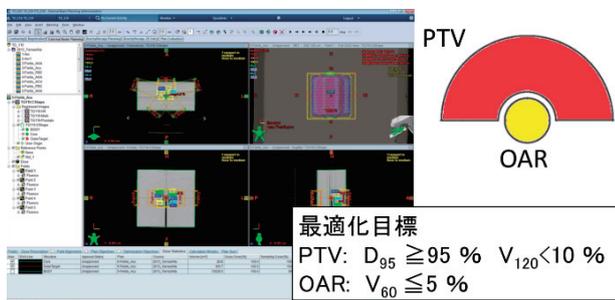


図1 治療計画の概要

【結果】各計算アルゴリズム組み合わせによる Target の Homogeneity Index (HI) に関する結果を図2に示す。

続いて、各計算アルゴリズム組み合わせによる OAR

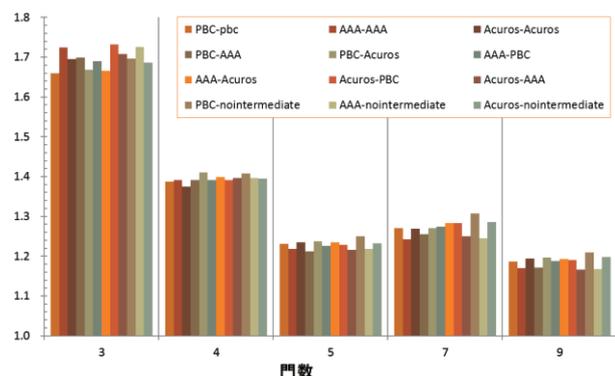


図2 Target の HI に関する計算アルゴリズム間の違い

の D_{max} に関する結果を図3に示す。

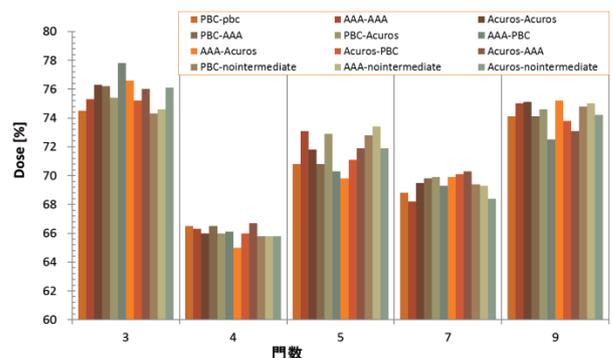


図3 OAR の D_{max} に関する計算アルゴリズム間の違い

Target 線量については、門数が多いほど HI が低下 (5 門以降、飽和傾向) した。PBC-PBC 基準の場合、PBC-AAA は門数が多いほど HI が抑えられたが、PBC-Acuross は PBC-AAA より悪化傾向となった。

OAR 線量については、門数と線量の関係はあまり見られなかった。PBC-PBC 基準では、 D_{min} は PBC-AAA の時が高く、PBC-Acuross は PBC-AAA より改善傾向となった。

総 MU 値については、門数とともに増加傾向 (7 門で最大となる) となった。PBC-PBC、AAA-PBC、Acuros-PBC (線量計算アルゴリズムが PBC の場合) に総 MU 値が増加傾向であった。

最適化回数については、門数が少ない場合、組み合わせによって回数が異なった。門数が多い場合、回数を増加させても変化は少なかった。

Automatic intermediate dose の機能については、Off の場合に比べて、On の場合では、同じ計算アルゴリズムでも Target 線量、OAR 線量ともに改善傾向であった。ただし、総 MU 値は増加傾向となり、最適化回数は大きく減少傾向であった。特に、最適化計算時間は、最適化 (Max Iteration) → 線量計算 → 最適化 (Max Iteration) を実行するため、2 倍以上延長した (特に Acuros は著しく時間が延長する)。

【結語】最適化計算、最終線量計算の計算アルゴリズム設定によって IMRT 治療計画の結果が変化することが明らかとなった。最適化計算では、Automatic Intermediate dose の On/Off の影響力も大きいことが示唆され、今後臨床治療計画での影響について調べることが課題とされた。

IMRT 最適化パラメータの基礎的検討 —最適化計算における最適繰り返し計算回数について—

○庄野 僚志¹⁾、笈田 将皇²⁾、青山 英樹³⁾、大塚 裕太³⁾、杉原 誠治³⁾、井俣 真一郎³⁾、
藤井 俊輔³⁾、宇野 弘文³⁾、田原 誠司³⁾、稲村 圭司³⁾

1) 岡山大学医学部保健学科、2) 岡山大学大学院保健学研究科、3) 岡山大学病院医療技術部

【背景】 IMRT (強度変調放射線治療) では、通常、逆方向治療計画 (インバースプランニング) に基づき最適化計算がなされるが、最適化計算アルゴリズムの設定および線量計算アルゴリズムの選択により、結果が異なることが知られる。

【目的】 本研究では、最適化計算における最適繰り返し計算回数について検討する。

【方法】 三次元治療計画装置 (Eclipse Ver.11.0、VARIAN 社製) を用い、AAPM TG-119 で使用されているデジタルファントムによる輪郭情報を利用し、線量解析を行った。固定多門 IMRT (3、4、5、7、9 門) を想定し (処方線量: 2Gy)、線量計算アルゴリズム (AAA) として、自動最適化機能 (Auto Optimization Process) を on とした結果と 1% 以内一致するまでの繰り返し計算回数を求めた。最適化計算時の Auto intermediate dose 機能は on とした。解析項目は Target と OAR の D_{max} 、 D_{min} 、 D_{mean} および総 MU 値、計算回数、計算時間についてそれぞれ評価した。

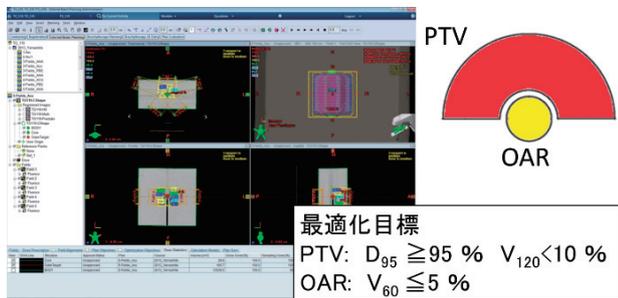


図1 治療計画の概要

【結果】 3門照射、5門照射、9門照射における繰り返し回数による Target 線量と OAR 線量に関する結果を図2～図4に示す。

最適化計算の特性については、一般的な最適化計算

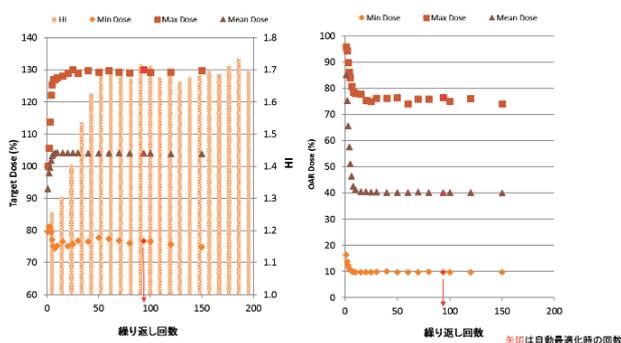


図2 3門照射における Target 線量と OAR 線量

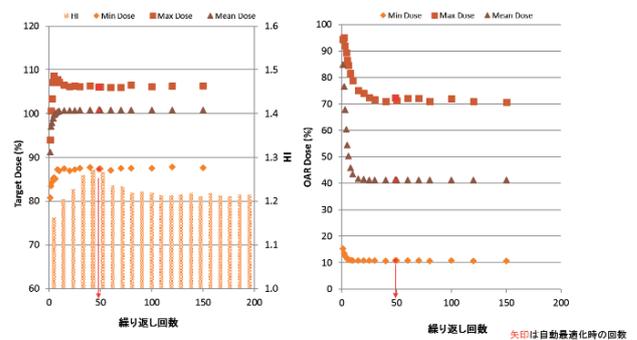


図3 5門照射における Target 線量と OAR 線量

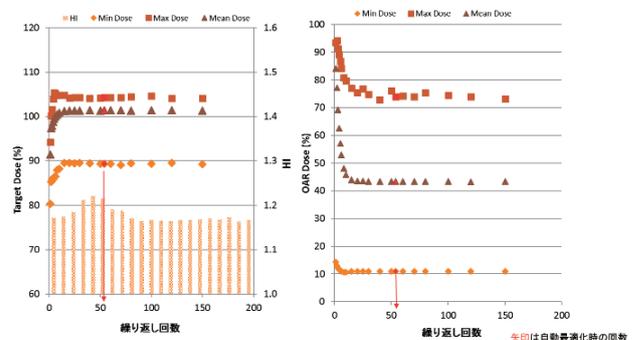


図4 9門照射における Target 線量と OAR 線量

では、Target 線量は立ち上がり傾向があり、OAR 線量は立ち下がり傾向があった。また、繰り返し回数が少ない時、Target 線量や OAR 線量はピークアウト (局所的な収束) があり、振動しながら収束に向かう傾向があった。最適繰り返し回数は Target より OAR の線量制約に強く依存するため、線量制約が多く、複雑な治療計画では一定以上の繰り返し回数が必要であることが示唆された。

最適化計算と門数設定の関係については、本研究で使用した単純モデル形状では、門数が多いほど、最適化繰り返し回数は減少傾向にあった。自動最適化機能を on とした結果の 1% 以内となるまでの最適繰り返し計算回数の結果からは、Target に関しては 1/3～1/4 程度、OAR に関しては 1/2～2/3 程度の繰り返し回数で同等の線量分布が得られることがわかった。今後は、患者治療計画での実際の影響について調べることが課題とされた。

【結語】 最適化計算回数が少ない場合でも、自動最適化処理機能を on とした結果と類似した線量分布が得られた。線量制約パラメータの最適化作業にあたり、時間効率の改善が可能であると考えられた。

Radiochromic Film を媒介とした、小照射野におけるマイクロ形電離箱の相互校正

○安井 謙一郎、高崎 秀則、沖本 義則、池田 亮、山下 雅刀、澄川 哲夫
山口県立総合医療センター

【背景、目的】小照射野の測定に用いるマイクロ形電離箱(以下、マイクロ)の水吸収線量校正定数は、 ^{60}Co γ 線で校正された基準電離箱線量計(以下、Farmer)との相互校正から算出するのが一般的である。しかし、電離箱への入射時に、照射野内二次元プロファイルの非対称性や非平坦性による体積平均効果が懸念され、これまでの校正定数の正確性に疑問があった。

そこで今回、体積平均効果を軽減する方法として、空間分解能が高く線量再現性に優れ、エネルギー依存の少ない Radiochromic Film(以下、EBT3)による二次元プロファイルを考慮した相互校正について、従来の方法との比較検討を行った。

【使用機器、材料】Farmer: PTW30013、マイクロ: PTW31014、Radiochromic Film: EBT3、エネルギー: 10MV-X 線

【方法】

①線量 - 濃度曲線作成

照射野 10×10 cm、深さ 10 cm(タフウオーター)における、線量 - 濃度曲線を 0 ~ 600 Gy の間、15 ステップで作成した。84 cGy、420 cGy 付近に相当する 100 MU、500 MU を Farmer で実測し、補間した。

②二次元プロファイルの取得 (Fig.1)

EBT3 の長軸方向を、Gun-Target 方向に配置し、照射野 10×10 cm、 6×6 cm、 5×5 cm、 4×4 cm、 3×3 cm、 2×2 cm、 1×1 cm の二次元プロファイルを取得した。照射した EBT3 は、長軸に対して垂直方向と平行方向の両方向で走査した。

③電離箱有感部サイズの ROI 計測 (Fig.1)

得られた二次元プロファイルに、電離箱有感部サイズ(半径 \times 長さ)の ROI を囲んだ。ROI 内の平均値を吸収線量として、電離箱での吸収線量と比較した。

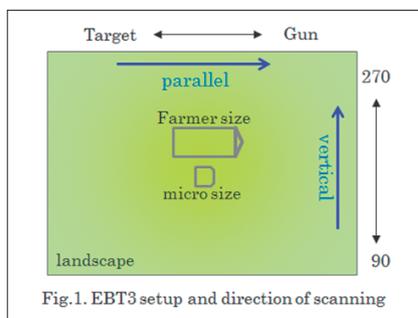


Fig.1. EBT3 setup and direction of scanning

【結果】Farmer サイズの ROI 平均と Farmer 実測値の一致度は最大約 -1.8% の不一致があった (Fig.2)。

従来の方法による相互校正値と、EBT3 によるプロファイルを考慮した相互校正値を比較した (Fig.3)。

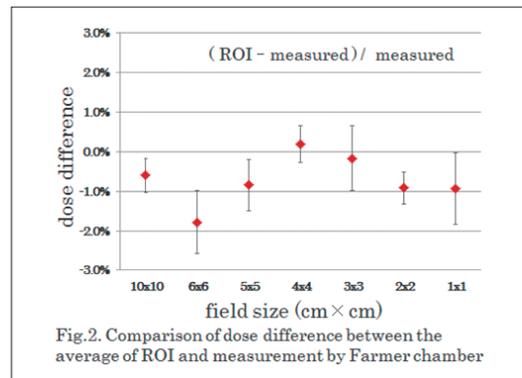


Fig.2. Comparison of dose difference between the average of ROI and measurement by Farmer chamber

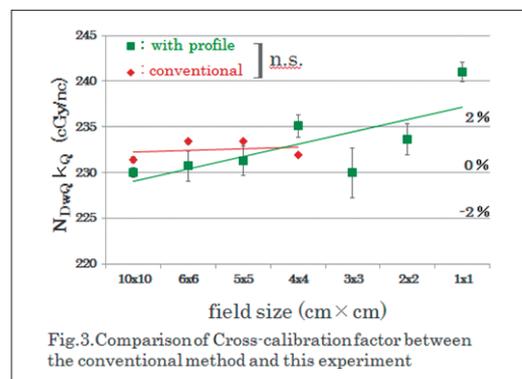


Fig.3. Comparison of Cross-calibration factor between the conventional method and this experiment

【まとめ】Farmer サイズの ROI 平均値と、Farmer 実測値では、最大約 -1.8% の不一致があった。

今回の、プロファイルを考慮した方法では、 6×6 cm 以下の照射野で全体的に校正定数が高くなった。特に上に凸のプロファイルを示す小照射野では、体積部分効果が顕著で、従来法よりも校正定数が過大傾向となった。これは、照射野が小さいほど二次電子平衡がディテクタ内で成立しにくいためと考える。

また、三次元である電離箱と二次元であるフィルムの幾何学的影響も考え得る。

【問題点、今後の課題】プロファイルに、フィルムスキャン由来のノイズがあった。さらに、EBT3 そのものの不確実性と、基準となる 10×10 cm の線量 - 濃度曲線の不確実性が含まれているので、繰り返し測定によりそれらを低減する必要がある。

中心軸ポイント線量の一致度も比較検討したい。

【参考文献】

- 1) J.U.Wuerfel 『Dose measurements in small fields』 vol.1, No.1, 2013 Medical physics international journal
- 2) IndraJ.Das 『Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry』 35 (1), Jan 2008 Med.Phys.

この研究発表の内容に関する利益相反事項は、ありません。

生物学的効果を考慮した 最適セットアップマーゼンの評価に関する検討

○下崎 正志、笈田 将皇、中村 隆夫
岡山大学大学院保健学研究科

【背景】放射線治療では、通常、物理線量に基づき線量投与され、腫瘍内の線量不確かさに基づいて最適マーゼンが決定される。しかし、放射線生物学の観点から考える線量効果は物理線量とは異なり、マーゼン決定において影響することが示唆される。

【目的】本研究では、物理線量だけでなく生物学的効果を考慮した場合における最適セットアップマーゼンについて検討する。

【方法】三次元治療計画装置 (Eclipse Ver. 11.0、VARIAN 社製) を用いて、まず一辺、直径が1 cmの立方体と球の腫瘍 (GTV) を模擬した10 cm四方のデジタル水ファントムを作成した (図1)。続いて、Box四門照射を想定し、位置 (アイソセンタ) の変位量、投与線量、照射野の大きさ、生物学的パラメータ (α/β 比) をそれぞれ変化させた場合の腫瘍の TCP (腫瘍制御率) から基準 (95%、90% 以上) を担保する最適マーゼン式の系統誤差成分の係数を評価した (図2)。



1. 10cm四方のデジタル水ファントムを作成
2. 一辺、直径が1 cmの立方体と球状の腫瘍 (GTV) を模擬
3. 6MV X線を使用
4. Box4門照射で線量計算

図1 デジタル水ファントムの設定

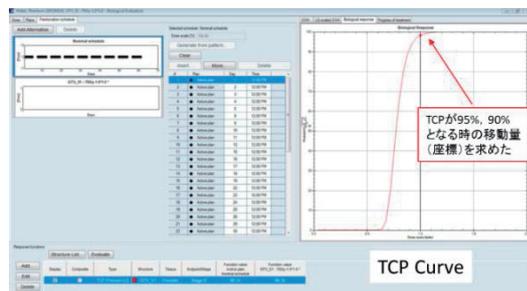


図2 TCP (腫瘍制御率) の計算例

【結果】70Gy/35fr、7wでのTCP95%確保に必要な照射野およびマーゼンについて、立方体を模擬した腫瘍の結果を図3に示す。続いて、移動量と最適マーゼン割合を表す値について、70Gy/35fr、7w、74Gy/37fr、8wおよび78Gy/39fr、8wでの立方体および球体を模擬した腫瘍の結果を図4、図5に示す。

腫瘍のTCPは、位置の変位量が小さいほど、高線量ほど、広い照射野ほど、 α/β 比が大きいほど上昇

し、最適マーゼン式の係数が変化した。立方体より球形の方がTCPは高く、最適マーゼン式の係数はやや小さくなる傾向があった。照射野辺縁部では、投与線量、分割回数、 α/β 比の違いにより、最適マーゼン式における係数 (Σ) は強く影響を受けることが明らかとなった。

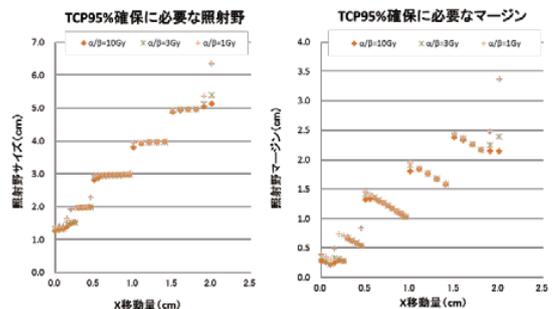


図3 70Gy/35fr、7wでのTCP95%確保に必要な照射野およびマーゼン (立方体)

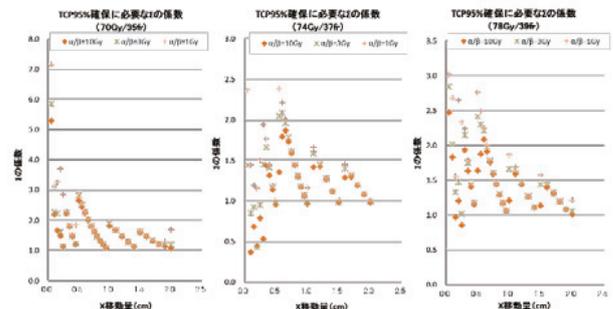


図4 移動量と最適マーゼン割合の関係 (立方体)

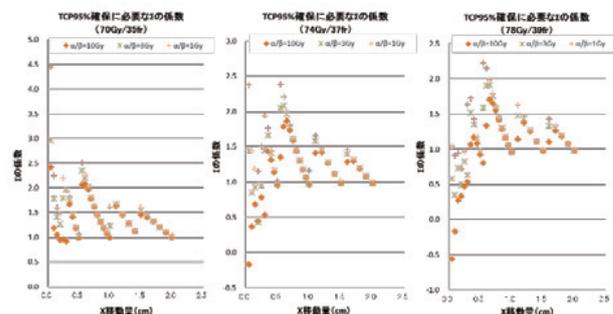


図5 移動量と最適マーゼン割合の関係 (球体)

【結語】Van Herkらの最適マーゼン式は、位置変位 (セットアップエラー) に依存することが知られるが、腫瘍の形状や大きさ、処方線量、照射野辺縁の線量勾配、生物学的効果など、複数の因子により、大きく異なる可能性が示唆された。今後はさらに回復効果に関するパラメータを考慮した場合のTCP、DVHへの影響や最適マーゼンとの関係性について検討する。

頭頸部治療において 枕の違いがセットアップ精度に与える影響について

○園田 泰章、山田 誠一、近藤 和人、山下 大輔、平田 祐希、中桐 正人、則包 真希、清川 文秋

倉敷中央病院 放射線センター

【背景・目的】 頭頸部領域の放射線治療は、PTV と OAR が近接しているため、正確で安全な治療を施行するには患者の固定が重要である。OAR への照射を抑えるために顎を上げた状態での固定になることが多く、その体位の維持のために枕が果たす役割は大きいと考える。本研究では枕の違いがセットアップ精度に与える影響について評価を行った。

【方法】 使用した治療装置は Clinac iX (Varian) で、患者固定には TypeS ヘッドネックショルダシステム (CIVCO) を使用した。固定用枕は MT-Silver 型枕 (CIVCO)、Moldcare (ALCARE)、Vac-Lok (CIVCO) の3種類を用いた (図1)。対象は当院で頭頸部治療を行った15名で、それぞれの枕での内訳は、MT-Silver (5名、68回の照合)、Moldcare (5名、116回の照合)、Vac-Lok (5名、167回の照合) であった。



図1 使用枕 (MT-Silver、Moldcare、Vac-Lok)

測定には、治療計画時の DRR 画像と照合用の OBI 側面像を使用した。2つの画像を重ね合わせ、第5頸椎に ROI を絞って Auto Match を行った状態での第2頸椎と下顎骨の位置ズレと角度の違いを図2のように測定し、下式をより求めた。

$$\Delta D_{C2} = D_{OBI, C2} - D_{DRR, C2} \text{ [mm]}$$

$$\Delta D_{mandible} = D_{OBI, mandible} - D_{DRR, mandible} \text{ [mm]}$$

$$\Delta A_{C2} = A_{OBI, C2} - A_{DRR, C2} \text{ [degree]}$$

$$\Delta A_{mandible} = A_{OBI, mandible} - A_{DRR, mandible} \text{ [degree]}$$

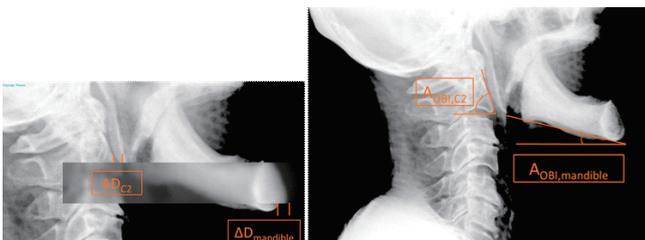


図2 位置ズレと角度の違いの測定法

有意差検定の方法には、Kruskal-wallis 検定と Steel-Dwass 検定を用いた。

【結果】 測定結果を図3, 4に示す。

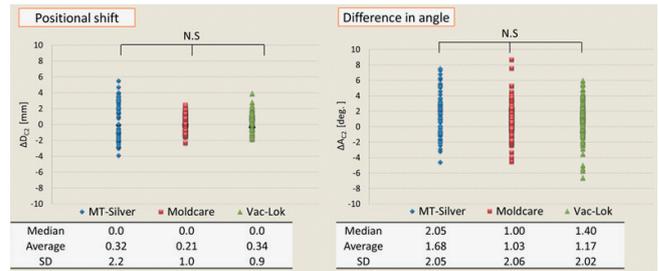


図3 第2頸椎の位置ズレと角度の違い

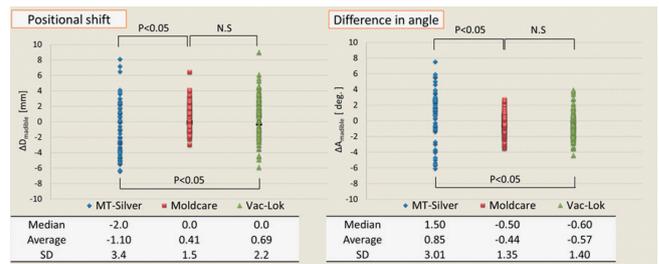


図4 下顎骨の位置ズレと角度の違い

図3, 4より、第2頸椎では3種類の枕による有意差は認めなかった。下顎骨では MT-Silver 型で有意差を認めた ($P < 0.05$)。また、いずれの測定においても MT-Silver 型で SD が大きい傾向となった。

【考察】 MT-Silver 型は形状が決まっており、必ずしも患者の頸部の形と一致しない。一方、Moldcare と Vac-Lok は患者の頸部の形に合わせて作成することができ、固定範囲も広い。第2頸椎では枕間での有意差を認めなかったため、MT-Silver 型でもある程度の固定は可能であると思われるが、下顎骨に関しては、枕の特徴により有意差が認められたと考えられる。また MT-Silver 型で SD が大きいのも、その形状による影響と推測される。

今回は、患者の体型変化や、照合画像の分解能の差などに関しては考慮していないため、更なる検討が必要である。

【結語】 頭頸部治療では、Moldcare か Vac-Lok を使用することにより、頸部の位置、角度の再現性に優れた固定が可能である。

MRI における ASL 法と IOF (イオフェタミン) 脳血流 SPECT を用いた脳灌流評価のための統計学的解析手法の検討

○坂野 啓一¹⁾、音見 暢一²⁾、原田 雅史²⁾、相馬 努³⁾

- 1) 徳島大学大学院・医科学教育部・放射線科学領域
- 2) 徳島大学大学院・ヘルスバイオサイエンス研究部・放射線科学分野
- 3) フジ RI ファーマ

【背景】 MRI における ASL 法は非侵襲的に脳灌流画像を取得できるが、臨床評価に関しては問題が多く応用は限られている。しかし、近年、高い SNR と高いラベル効率を併せ持った新しい 3DASL 法が登場し、注目を集めている。

【目的】 一般的に認知症の画像診断には脳血流シンチを用いた血流評価が行われている。現在では MRI 検査で 3DASL 法による脳血流評価がおこなわれており、ASL 法で得られた画像が認知症診断に有用であるか、脳血流シンチと比較を行った。両者を比較するために、同一患者の MRI の形態画像を用いて各灌流画像を標準脳へ変換を行い、各部位の関心領域の抽出を行えるプログラムを作成した。これを用いて、ASL 法と SPECT の相関性を評価し、統計学的に有意差があるかどうか検討を行う。

【方法】 SPM 解析のマクロ機能を利用して、Fig.1、Fig.2 のように MRI 検査の SPGR 画像矢状断を用いて正常脳への合わせ込みを行い、その変換情報を用いて各脳灌流画像を正常脳への変換を行った。さらに、各領域の ROI 内の血流値を自動で抽出するプログラム

も追加した。正常脳への変換を行った ASL と SPECT の脳灌流画像を SPM 解析で有意差検定を行った。

【使用機器・医薬品および解析ソフト】

撮影機器

- MRI 装置：GE 社製 3.0T DISCOVERY 750
- SPECT 装置：Toshiba 社製 e・cam Signature series

放射性医薬品

- IOF (イオフェタミン)¹²³I 注射液 (富士フイルム RI ファーマ)

解析ソフト

- SPM (Statistic Parametric Mapping) 8

【結果】 ASL と SPECT における相関性は、0.5~0.8 (平均 ± SD : 0.61 ± 0.091) であり、比較的高い相関性が認められたが、症例により相関程度に差異が認められた (Fig.3)。しかし、SPM 解析による有意差検定では、 $p < 0.05$ の閾値での有意差を有する領域は指摘できなかった (Fig.4)。

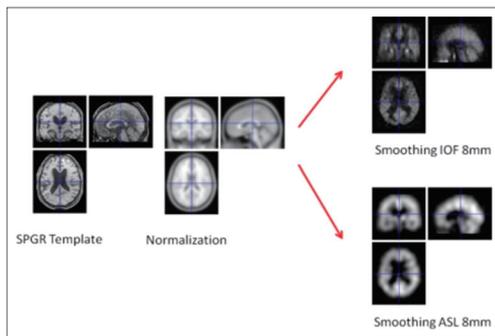


Fig.1 Spatial Normalization (SPGR template, ASL, SPECT) + smoothing FWHM 8 mm

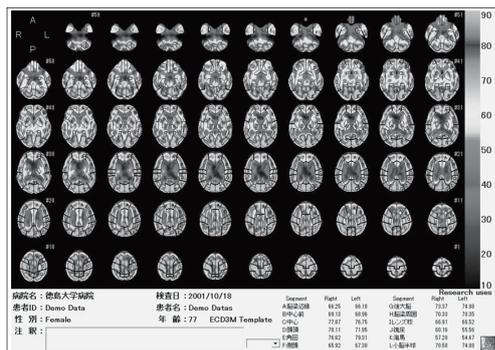


Fig.2 セグメント別局所脳血流値

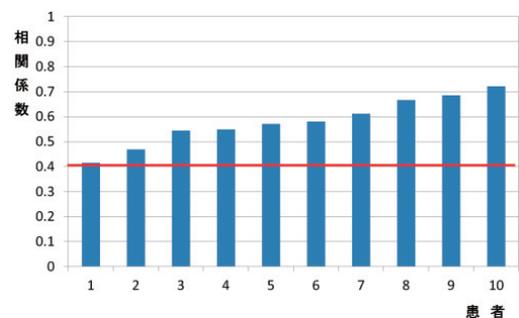


Fig.3 各患者の相関係数

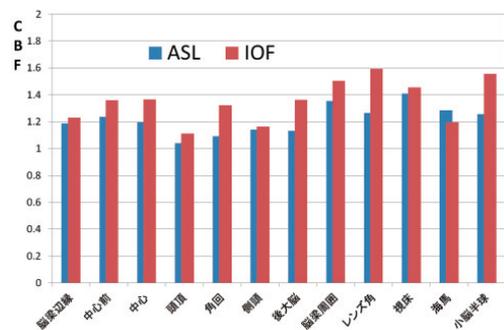


Fig.4 各脳領域の定量値 (CBF)

【考察】 ASL 法は、SPECT と同様に SPM 解析により、良好な相関が得られたことで、アルツハイマー病脳灌流の臨床評価に利用できる可能性が示唆された。

○宮原 可名恵¹⁾、鈴木 大介¹⁾、吉村 裕樹¹⁾、今井 広²⁾、宮田 一郎¹⁾、小林 有基¹⁾

1) 岡山済生会総合病院 画像診断科

2) 株式会社シーメンスジャパン アプリケーションサービス部

【背景】 MR マンモグラフィではサブトラクションを行い、背景信号を抑制して造影効果を評価する。そこで問題となるのは、単純と造影画像で体動や呼吸などの位置ずれが生じてしまう。それにより、血性成分などの高信号成分が残り造影されているように評価されたり、MIP 処理を行った際、位置ずれによって皮膚表面の信号が残ると、血管走行などの評価が困難になる。

【目的】 軟部組織専用の体動補正ソフト Breast Acquisition Correction (以下 BRACE) の有用性について検討した。

【使用機器】 SIEMENS 社製 MRI 装置 MAGNETOM Skyra (Breast coil 16ch) 及び ESSENZA (Breast coil 4ch) を使用した。解析には ImageJ を使用した。

【方法】 2013年7月～10月までの連続18症例を対象とした。

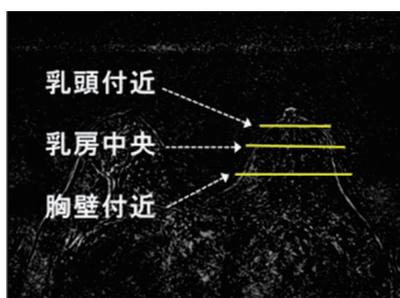
Table1 の条件で単純の T1WI Gradient Echo 3D 脂肪抑制 transverse 像を時間を置いて2回撮像した。

Table1 Imaging conditions

| | TR (ms) | TE (ms) | Scan Time (sec) | FOV (mm) | Slice Sickness (mm) |
|------|------------|------------|--------------------|-------------|------------------------|
| 3.0T | 3.86 | 1.44 | 53 | 340 | 1.00 |
| 1.5T | 5.45 | 2.38 | 60 | 330 | 1.50 |

撮像した画像を体動補正を行わないでサブトラクションしたものと、BRACE の Fast と Hi-Quality による体動補正を行った後サブトラクションしたものを作成した。

ImageJ にてサブトラクション画像の乳頭付近、乳房中央、胸壁付近で臨床データ1人につき3スライスで、9つのヒストグラムを作成した。選択する3スラ



イスは乳頭が見えるスライスと、頭尾方向に5スライスずらしたスライスとした。

ヒストグラムの信号値の和を計算し、体動補正を行わないものに比べ体動補正を行ったものの値の減少率について検討した。

BLACE とは、造影 MR 検査中の患者の体動を補正するために、2種類の異なった非剛体位置補正アルゴリズムである。

○Fast - ラプラシアンアルゴリズム

ラプラシアンフィルタにより、信号変化領域の輪郭線を抽出し、位置補正に利用する。信号強度自体ではなく、信号変化輪郭線なので、造影剤の取り込み量に影響されにくいという特徴がある。輪郭線抽出後はガウシアンフィルタと最小二乗法を使用した局所位置検索を行う。

○High-Quality - 相互相関最大化アルゴリズム

2つのボリューム間で局所相互相関係数を計算する。歪みや位置補正を行い、その係数が最大になる組み合わせを算出する。共役勾配アルゴリズムにより、始めに低分解能画像で大きな動きを補正し、徐々に高分解能データでの補正を行っていく。強固なアルゴリズムだが、計算負荷が非常に大きくなる。

【結果】 BRACE を使用していない画像に比べて BRACE を使用した画像の方が信号値は減少した。

Fast と Hi-Quality の結果に有意差はなかった。

Table2 Reduction rate

| | Fast | Hi-Quality | tTest |
|------|----------------|----------------|-------|
| 乳頭付近 | 26.9% (± 29.4) | 29.8% (± 34.9) | n.s. |
| 乳房中央 | 15.0% (± 26.6) | 13.7% (± 29.0) | n.s. |
| 胸壁付近 | 14.0% (± 24.5) | 11.2% (± 32.2) | n.s. |

【考察】 BRACE によって、信号値が減少し、位置ずれが改善されたと考えられた。

皮膚表面の信号値が減少することによって、MIP 処理の際、血管走行が評価しやすくなると考えられた。

今後他の臓器に応用できるか検討したい。

【結語】 MR マンモグラフィにおけるサブトラクション処理において BRACE は有用であった。

乳腺 MRI における、同時並列画像表示システムを利用した高解像度撮像条件の検討

○麻生 弘哉¹⁾²⁾、上田 英弘¹⁾、柴崎 三奈¹⁾、市川 勝弘²⁾

1) 画像診断センター 霞クリニック

2) 金沢大学大学院 医学系研究科 保健学専攻

【背景・目的】 現在の乳腺画像診断において MRI 検査は重要である。特に造影 MRI でのみ検出できる腫瘍が存在し、その存在を second-look エコーで再確認する試みが行われている。今回我々は、エコー撮影の補助機能として搭載されている、ボリュームデータから再構成された断面とエコーの断面を同期させる機能である Real-time Virtual Sonography (RVS) を利用し、エコー上の表示画像を高解像度で表示するための撮像条件を検討したので報告する。

【方法】 使用機器は Philips Intera Achieva 1.5T release 3.2、乳腺の T1 値 T2 値 (T1 = 692, T2 = 159) を模擬したファントムと、その前後の T1 値 T2 値のファントムを作成し測定した。測定には均一度が高い Sense-Head 8ch coil を使用し、実際の撮像には C1 coil, Flex-s coil, Flex-m coil を使用した。撮像条件は 3D T1 TFE with SPAIR (e-THRIVE) を使用し、FOV 160mm, TR = 5.4ms, TE 2.8 = ms, Slice thickness = 10.0mm, matrix 272 × 512 (recon matrix) であった。また、検討方法として、

1. 撮像コイルの検討。本体付属のボディファントムを使用し、各々のコイルについて撮像範囲(広さと深さ)の信号値を測定。
2. 撮像条件の検討。TFE factor, Flip angle (FA) の変化による信号値を測定。
3. エコーを模擬した仮想 FOV と撮像収集断面の違いによる評価(視覚評価)の検討。画質評価は撮像断面を axial と coronal で収集し、その画像から axial, sagittal (45°)、矢状断の再構成を行い、その再構成画像を MRI 経験者(5年以上)3名の診療放射線技師にて視覚評価を行った。視覚評価は5段階 score (excellent, good, normal, poor, bad) で評価した。なおエコー上で実際の RVS は FOV 50mm で使用するので、再構成画像も FOV 50mm, 100mm, 150mm の拡大率で視覚評価を行った。

【結果】 撮像に使用するコイルの検討では、信号値の範囲は C1, Flex-m, Flex-s の順に広がった。また、深さ方向では、Flex-m の感度が最も高く、続いて Flex-s, C1 コイルの順であった。

次に撮像条件の検討では、TFE factor の増加における信号値の変化は見られなかった。FA の増加にお

ける信号値の変化は、FA35° 前後が乳腺ファントムとその他のファントムとのコントラスト比が最も高い値を示した。

FOV と収集断面による画質評価では、撮像断面は Coronal 撮像よりも、Axial 撮像の方が score は高く、有意差がみられた (Fig.1)。RVS 上の FOV 50mm を想定した Axial 撮像からの再構成画像は、Coronal 画像からの再構成画像よりも平均 score が高く、すべての再構成方向でも有意差が見られた。

同様に FOV 100mm を想定した Axial 撮像からの再構成画像は、Coronal 画像からの再構成画像よりも平均 score は高いが、sagittal の再構成方向以外で有意差が見られた。同様に FOV 150mm を想定した Axial 撮像から再構成画像は、Axial の再構成方向のみで有意差が見られた。

【考察・結語】 RVS 上で使用する FOV は 50mm が基準である。視覚評価の結果から、Axial 撮像での収集とその再構成画像において Coronal 撮像よりも有用性が認められた。Coronal 撮像は広い範囲を撮像することができるが、高解像度を求める場合、折り返りによるアーチファクトや息止めによる撮像時間の延長があるため、高解像度を望むことが難しい。しかしながら、腫瘍との位置関係が見やすく、コントラストが高い利点あげられる。本研究における Axial 撮像は RVS 用高解像度画像として有用であった。また、高解像度撮像は RVS を利用したエコーガイド下生検の成功率向上に寄与する可能性が考えられる。

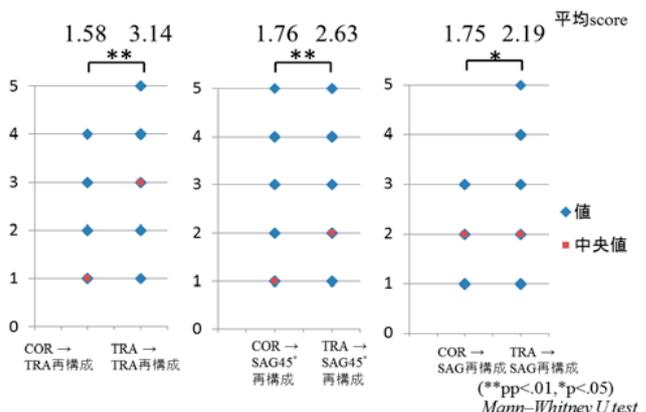


Fig.1 Axial 再構成、Sagittal 45° 再構成、Sagittal 再構成における、視覚評価の score 結果

○秋田 隆司¹⁾、穂山 雄次¹⁾、岩角 至子¹⁾、高橋 佑治¹⁾、横町 和志¹⁾、山岡 秀寿¹⁾、久米 伸治¹⁾、田村 隆行¹⁾、石風呂 実¹⁾、隅田 博臣¹⁾、粟井 和夫²⁾

1) 広島大学病院

2) 広島大学大学院 放射線診断科

【背景】 本院では、肝臓 EOB プリモビスト検査の Dynamic scan を 3D-FFE (Fast Field Echo) を用いて撮像している。3D-FFE のオプションでは、部分フーリエ法を用いた AFI (Asymmetric Fourier Imaging) をリードアウト方向のみ設定することが可能であったが、今回新たにスライスエンコード方向の AFI の設定が可能となった。スライスエンコード方向の AFI では、Acquisition ratio (収集率、以下 Acq) と、Correction Factor (以下、CF) の設定が任意にできるパラメータが追加された。これにより、大幅な撮像時間の短縮と画質の調整が可能となったが、Acq および CF の特性を深く理解出来ていないのが現状である。

【目的】 本研究の目的は、3D-FFE における AFI の Acq および CF について、基礎的な検討を行い、パラメータの設定と画質の関係を評価し特性を把握することである。

【方法】 使用装置および使用機器は、東芝社製 Vantage Titan 3T Ver.2.3 と日石式 PVA ゲル封入 MRI ファントム (90-401 型) 日興ファインズ工業株式会社を使用した。性能評価用ファントムを用いて、Acq (70~95%) と CF (0~100) を変化させ撮像を行い、得られた画像から SNR、Contrast scale、スライス厚を求め比較した。撮像条件は、repetition time (TR): 5.8 msec, echo time (TE): 1.9 msec, field of view (FOV): 256 mm, 256 × 256, slice thickness: 1.5 mm (スライス厚測定時は 5 mm)、加算回数: 3 回とした。SNR は、放射線技術学会画像分科会の SNR 評価用プログラム (差分マップ法) を用いて SNR map を作成し SNR を求めた。Contrast scale は、対象とする 2 種類の物体に ROI を設定し、信号強度の平均値を測定する。測定された平均値を用いて、Contrast scale の測定を行った。スライス厚は、ウェッジ法を用いて行った。第一と第二のくさびから得られた端部応答関数 (ERS: edge response function) を隣差微分しスライスプロファイルを求めた。各スライスプロファイルの半値幅 (FWHM: full width at half maximum) を測定しスライス厚を求めた。

【結果】 SNR は、Acq のみを変化させた場合において Acq が低いほど SNR は低下し、CF のみを変化させた場合において CF が低いほど SNR は向上した。Contrast scale は、Acq および CF を変化させた場合において変化しなかった。スライス厚は、Acq のみ

を変化させた場合においてスライス厚の変化していなかった。しかし、CF のみを変化させた場合において、CF が低くすると最大で 5 mm から 6 mm にスライス厚が変化した。

【考察】 SNR において Acq が低く設定するほど SNR が低下したのは、エルミート対称の割合が増加し、偽の高周波成分 (ノイズ) のデータが増加したためと考えられる。また、CF (エルミート対称) が低く設定するほど SNR が向上したのは、Zero filing の割合が増加するため、偽の高周波成分 (ノイズ) のデータが減少したためと考えられる。Contrast scale は、TR、TE などのコントラストに影響するパラメータが変化していないためである。スライス厚において CF が低く設定するほどスライス厚が厚くなったのは、高周波成分のデータが減少し、スライスプロファイルのサイドローブに影響したためと考えられる。

【結論】 3D-FFE におけるスライスエンコード方向の AFI の Acq および CF について、基礎的な検討を行い、パラメータの設定と画質の特性を把握することが出来た。



【参考文献】

- 1) 今井 広、宮地 利明、小倉 明夫、土井 司、土橋 俊男、町田 好男、小林 正人、清水 幸三、木藤 善浩『差分マップ法および連続撮像法による Parallel MRI 画像の SNR 測定』2008.8 日本放射線技術学会誌
- 2) 和田 陽一、原 孝則、宮地 利明『MRI システムのファントムにおける CNR 測定法の基礎評価』2008.2 日本放射線技術学会誌
- 3) 笠井 俊文、土井 司『MR 撮像技術学』2008.2 オーム社
- 4) 金森 勇雄、藤野 明俊、丹羽 政美『MR の実践 基礎から読影まで』2011.4 医療科学社

膀胱領域における T2 prep Pulse を用いない FLAIR-VISTA の基礎的検討

○小笠原 貴史、中河 賢一、川上 雄司、三浦 沙知、孝原 明日香、岡本 悠太郎、森本 規義、光井 英樹、中田 和明
倉敷中央病院

【背景】膀胱腫瘍の検査において T2 強調画像は有用であり当院でもルーチン検査で撮像している。しかし、T2 強調画像では膀胱内の尿が高信号になり近接する腫瘍の進展範囲の同定が困難な場合がある。FLAIR 法を用いることで膀胱内の尿を低信号にできるため有用性の報告はあるが、Multi slice の FLAIR では thin slice での撮影は SNR が低く限界があり、膀胱へ新たに流入する尿の信号も落とすことが困難である。今回着目した FLAIR-VISTA は 3D 収集であるため thin slice で撮影が可能であり、IR pulse も non selective に印加されるため尿の消え残りを低減することが期待できる。この FLAIR-VISTA において T2 コントラストを付加する目的で T2 prep Pulse を用いると IR delay も短縮してしまうため健常者間でも尿の信号の落ち具合に差が出てしまうため注意が必要である。

【目的】膀胱領域における T2 prep pulse を用いない FLAIR-VISTA の最適条件を決定する。

【方法】Philips 社製 Intera1.5T を用いて健常者の尿の信号が null point となる IR delay の計測を行った。次に turbo direction : Y/Radial において Half factor を可変させて画質の評価を行った。さらに、Refocusing Flip Angle (以下 RFA) と TE を可変させ、各組織の信号強度を計測し比較を行った。

【結果】IR delay の計測では T2 prep Pulse の prep TE が大きいほど、また TSE factor が大きいほど IR delay は小さくなる傾向を示した。健常者 5 人の尿が null point となる IR delay の値の標準偏差が最も小さいのは prep TE が 0ms (= T2 prep を用いないとき)であった (Fig.1)。

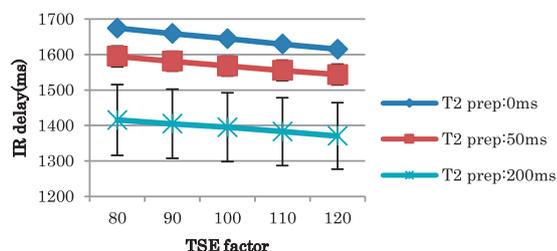


Fig.1 IR delay の結果

画質の評価では turbo direction が Y と Radial いずれのときも Half factor が 1.0 ではアーチファクトは認められなかった。turbo direction が Y のときは Half factor が 0.7 で位相方向にボケが生じていた。turbo direction が Radial のときは Half scan は用い

ることが出来ない。

各組織の信号強度の比較では TE が 150~210ms の範囲において同一 RFA では変化は小さかった。また、RFA を小さくすると筋肉の信号強度が大きくなり、RFA を大きくすると脂肪、精嚢、腹水の信号強度が大きくなる傾向を示した (Fig.2)。

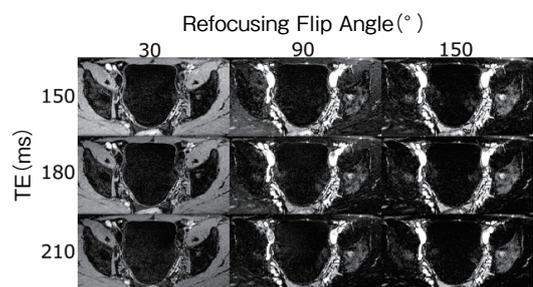


Fig.2 RFA と TE を可変させたときの信号強度の比較

【考察】prep TE の値を可変することで null point が変化したのは、T2 prep Pulse が IR pulse の後に印可されるため、90°-180°-180°-90° の間に T2 減衰によって縦磁化が減少して、IR delay を短くしたためだと考える。よって、prep TE の値が大きいとき T2 減衰による差が大きくなるため検体ごとの IR delay の値もばらつきが大きくなったものとする。また、turbo direction : Y において Half factor を小さくすると位相方向にボケが生じた理由は、Half scan に起因するボケと考える。RFA を小さくすると筋肉の信号強度が大きくなったのは T2 緩和がより遅くなり、得られるコントラストはプロトン密度強調に近くなったためだと考える。

【結語】最適な FLAIR-VISTA の条件を用いることで異なる T2 値を持つ被験者の尿においても尿の信号値を抑制し、アーチファクトの少ない T2 強調画像を撮像できるため、T2 prep Pulse を用いない FLAIR-VISTA の膀胱領域における臨床での有用性が示唆された。

【参考文献】

- 1) 松田 久雄、上島 成也、栗田 孝『膀胱腫瘍における Fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) 法による MR 像の検討』泌尿器科紀要 1996 42(6): 411-415
- 2) 米山 正己、中村 理宣、奥秋 知幸、田淵 隆、武村 濃、小原 真『3D 高速スピノエコー法の新たな展開～コントラストのコントロール方法に関して～』映像情報メディカル増刊 2010.12 42(14): 114-123

中四国放射線医療技術 フォーラム規約

中四国放射線医療技術フォーラム規約

(Chugoku-Shikoku Forum for Radiological Technology : CSFRT)

平成23年1月15日 改定

第1章 総 則

第1条 この規約は公益社団法人日本放射線技術学会中国・四国部会理事会と日本放射線技師会・中四国放射線技師協議会役員会議の議決を経て設置された中四国放射線医療技術フォーラムの運営について定める。

第2条 この規約の適用範囲は中四国放射線医療技術フォーラムの運営の根幹をなす会員、役員、会議および会計などの必要事項について適用する。

第2章 会 員

第3条 フォーラムの会員は、日本放射線技術学会員および中四国9県の技師会員をもって組織する。

第4条 名誉会員等の権利については、それぞれの会則に基づいて履行する。

第3章 フォーラムの構成並びに役員

第5条 フォーラムの連絡会にはつぎの役員を置く。

1. 部会長 1名、協議会代表 1名
2. 連絡会委員 両会からそれぞれ若干名
3. 新旧の両会大会長 4名

第6条 フォーラムの運営にはつぎの役員を置く。

1. 大会長 2名(両会から1名ずつ)
2. 実行委員長 1名
3. 副実行委員長 1名
4. 実行委員 若干名

第7条 役員の任期はつぎのとおりとする

1. 第5条の役員の任期は2年とし、再任を妨げない。
2. 第6条の役員の任期は1年とする。

第4章 会 議

第8条 連絡会は、原則として年1回開催する。

第9条 部会長もしくは協議会代表は必要に応じて臨時の連絡会を招集できる。

第5章 会 計

第10条 フォーラムの会計は公益法人会計基準に基づいて処理する。

第6章 規約の改訂

第11条 この規約を改定するには、連絡会議で諮ったのち、両会の理事会・役員会議議決により改訂することができる。



功 勞 賞



田頭 裕之

愛媛大学医学部附属病院

奨 励 賞



佐内 弘恭

川崎医科大学附属病院



山田 健二

徳島大学病院



矢田 伸広

島根大学医学部附属病院



丸山 尚也

あかね会土谷総合病院



石橋 徹

あかね会土谷総合病院



續木 将人

香川大学医学部附属病院



三木 章弘

香川大学医学部附属病院



前田 幸人

香川大学医学部附属病院

表彰

功 勞 賞



茂木 大志

公益社団法人 愛媛県診療放射線技師会
会長

奨 励 賞

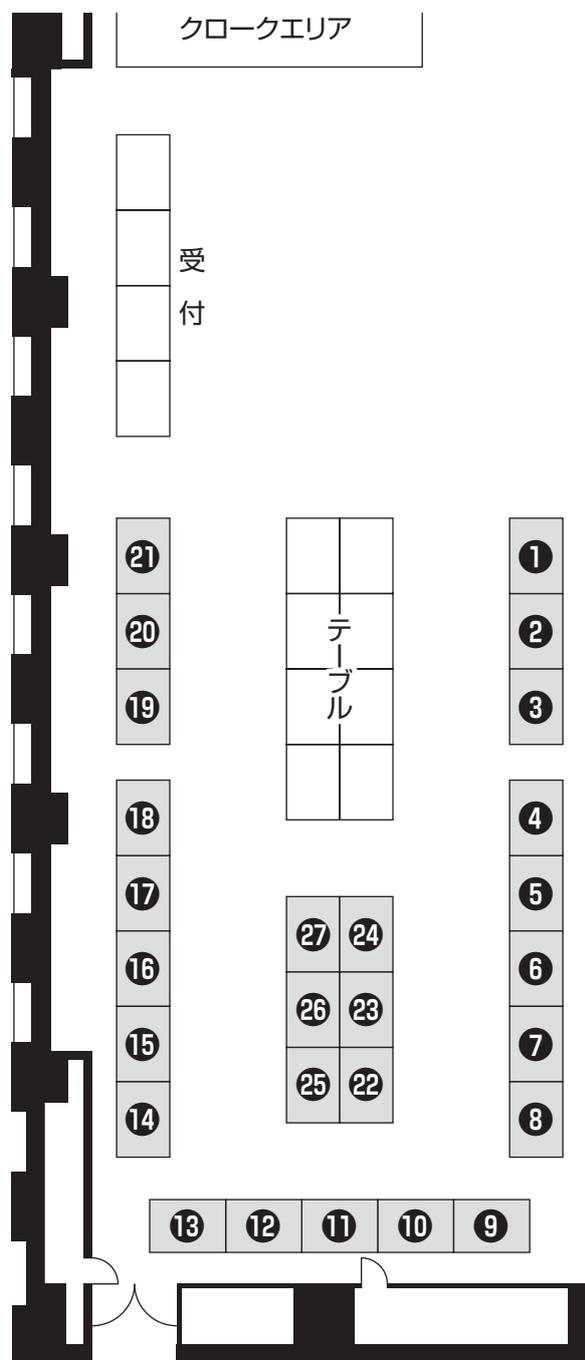


高山 裕健

下関市立市民病院

企業展示 EXHIBITION

1F 海峡メッセ下関 展示会場



- ① (株)エフテック
日本ヒューレット・パカード(株)
- ② コニカミノルタヘルスケア(株)
- ③ (株)AZE
- ④ 東洋メディック(株)
- ⑤ (株)島津製作所
- ⑥ 日本メドトロニック(株)
- ⑦ アミン(株)
- ⑧ (株)マエダ
- ⑨ ピー・エス・ピー(株)
- ⑩ 東芝メディカルシステムズ(株)
- ⑪ 富士フイルムメディカル(株)山口営業所
- ⑫ 富士フイルムRIファーマ(株)
- ⑬ (株)ビゴメントソフトウェア
- ⑭ (株)根本杏林堂
- ⑮ (株)ネットカムシステムズ
- ⑯ ケアストリームヘルス(株)
- ⑰ バイオトロニックジャパン(株)
- ⑱ (株)日立メディコ
- ⑲ 堀井薬品工業(株)
- ⑳ GEヘルスケア・ジャパン(株)
- ㉑ 横河医療ソリューションズ(株)
- ㉒ EIZO(株)
- ㉓ (株)インフィニットテクノロジー
- ㉔ フォトロンメディカルイメージング(株)
- ㉕ ナカシマメディカルシステムズ(株)
- ㉖ アライドテレシス(株) 中国支社
- ㉗ (株)千代田テクノル

広告掲載企業一覧

日本メドラッド株式会社
日本化薬株式会社
ピー・エス・ピー株式会社
株式会社 カワニシ
朝日レントゲン工業株式会社 九州営業所
株式会社 フィリップスエレクトロニクスジャパン
メディケア株式会社
日本メジフィジックス株式会社
シーマン株式会社
富士フイルムメディカル 山口営業所
東洋メディック株式会社
横河医療ソリューションズ株式会社
株式会社 バリアンメディカルシステムズ
第一三共株式会社
フォトンメディカルイメージング株式会社
富士フイルム RI ファーマ株式会社
株式会社 マエダ
コニカミノルタヘルスケア株式会社
東芝メディカルシステムズ株式会社
有限会社 医建
株式会社 千代田テクノル
テルモ株式会社広島統括支店
協和発酵キリン株式会社
エレクトラ株式会社
富士通株式会社
エーザイ株式会社
バイエル薬品株式会社
アミン株式会社
株式会社島津製作所
株式会社日立メディコ
株式会社インナービジョン
株式会社インフィニットテクノロジー
インフォコム株式会社
中外テクノス株式会社
パナソニック システムネットワークス株式会社
株式会社 エフテック

(順不同)

編集後記

CSFRT2013の編集を終えて

本年のCSFRTは、山口県は下関の海峡メッセ下関で開催しました。

中国・四国地域は、瀬戸内海で中国5県と四国4県が隔てられているにも関わらず、本州最西端である下関に多くの方々が集い、研究発表において活発な議論をして頂いたことは大会を開催した者としてはたいへん嬉しく思います。

本大会では、一般演題に150演題の応募があり、口述発表106演題とCSFRTでは初めてとなる展示発表44演題を行いました。

今回の大会テーマである「地方から世界へ」の言葉どおり発表スライドの英語表記を推奨したところ、英語表記の発表スライドや展示ポスターをいくつか見ることができました。また、後抄録も英語記述で頂いたものもあり、企画したわれわれも驚きを隠せません。これは、将来的には地方の学術大会でも英語発表が可能であることを示唆するものではないかと個人的に感じました。

9年前に全国で先駆けて岡山県から始まった日本放射線技術学会と日本診療放射線技師会の共同開催学術大会も山口県で一巡し、来年度からは二巡目となります。来年度の岡山大会からは両団体の更なる飛躍を期待しながら再度巡って来る山口大会を迎えたいと思います。

最後に、演者の方々のご協力で短期間に編集できたこと感謝しております。また、本学会にご協力して頂いた山口県の両会員の皆様ならびに本会にご協力頂いた企業の皆様に感謝すると共に、皆様の今後のご活躍ご発展を期待してペンをおきます。

CSFRT2013実行委員長 岩永 秀幸

中四国放射線医療技術 第9号

第54回 公益社団法人日本放射線技術学会 中国・四国部会学術大会
第21回 公益社団法人日本診療放射線技師会 中四国放射線技師学術大会

発行日：2014年1月

発行者：中四国放射線医療技術フォーラム2013事務局

事務局：〒755-8505 山口県宇部市南小串1-1-1 山口大学医学部附属病院 放射線部内
中四国放射線医療技術フォーラム(CSFRT)2013事務局
TEL：0836-22-2631 FAX：0836-22-2635 E-mail：csfrt013@yamaguchi-u.ac.jp
HP：http://csfrt013.umin.jp/

出版：株式会社セカンド
http://www.secand.jp/

〒862-0950 熊本市中央区水前寺4-39-11 ヤマウチビル1F
TEL：096-382-7793 FAX：096-386-2025
