

第 21 回静岡県放射線技師学術大会

抄録集

大会テーマ

躍進 -より良い放射線医療を目指して-

日時 平成 28 年 5 月 29 日 (日)

会場 プレスタワー 17 階 静岡新聞ホール

公益社団法人 静岡県放射線技師会

目次

セッションⅠ 放射線管理

1. 新旧装置での IVR 基準点における線量測定 根岸賢哉 (2)
2. X 線 TV 管球用自作プロテクターの防護効果の検討 黒田紗弓 (4)
3. 検査機器の時刻同期の運用と、今後の課題 池谷正治 (6)

セッションⅡ 核医学・放射線治療

4. 塩化タリウム心筋シンチにおける CardioBull と 4DM-SPECT を用いた washout rate の評価 鈴木 僚 (8)
5. ^{201}Tl および ^{123}I による 2 核種同時収集心筋シンチグラフィにおける基礎的検討 杉村洋祐 (10)
6. TBI における肺補正フィルタの測定方法の検討 青島由季 (12)

セッションⅢ X線撮影

7. FPD システムと CR システムの比較検討 板倉直矢 (14)
8. ポータブル撮影における CR と FPD の比較 信岡亮太 (16)
9. 手指骨撮影における CR/FPD の画質評価 山口友花里 (18)
10. 散乱線補正処理 (Intelligent Grid) と物理 grid における画像の物理評価による比較検討 永井佳奈枝 (20)
11. Virtual Grid における設定線量と撮影線量のミスマッチによる画質への影響 金子裕史 (22)

セッションⅣ X線CT

12. 手根骨・手指骨領域における最適な再構成関数の検討 亀垣卓弥 (24)
13. 股関節 CT 撮影における体位の検討 永徳一真 (26)
14. 医原性 Air bubble 混入事例から冠動脈 CT を見直して 渡邊真希 (28)

セッションⅤ MRI

15. 当院 HDe 撮影室における足関節撮影の検討 長谷川晋也 (30)
16. 当院における 1 回息止め MRCP 撮影条件についての検討 大石恵一 (32)
17. Phase contrast 法と頸部超音波ドップラ法による血流速度・血流量の比較 大川剛史 (34)

座長集約

- | | |
|------------------|------|
| セッションⅠ 放射線管理 | 松井隆之 |
| セッションⅡ 核医学・放射線治療 | 小林邦和 |
| セッションⅢ X線撮影 | 高橋洋一 |
| セッションⅣ X線CT | 鈴木康章 |
| セッションⅤ MRI | 有谷 航 |

演題番号 1

演題名 新旧装置での IVR 基準点における線量測定

施設名 沼津市立病院

部署名 放射線科

演者名 根岸賢哉

共同演者名 田島光人 岡藤康明 中西孝文

【背景】

昨年 6 月に J-RIME より診断参考レベル(DRL)が発表され、IVR 分野においても被ばくに対する関心が高まっている。J-RIME は IVR 基準点(患者照射基準点)における透視線量を 20mGy/min と設定した。

昨年 4 月に血管撮影室の 1 室が更新となり、PHILIPS 社製 Allura Clarity FD20 が導入された。この装置は主に消化器科の腹部アンギオに使用しており、従来の DSA 撮影に加えバイフェーズのコーンビーム CT を撮影し、腫瘍フィード解析である EmboGuid を使用してリピオドール TACE を行っている。このため以前に比べ、1 検査当たりの撮影回数が増加している。また治療内容の高度化に伴い透視時間も増加する傾向にあり、X 線透視の線量を把握することが重要になっている。

【目的】

新しい装置と従来からある装置の腹部アンギオの撮影モードで IVR 基準点における X 線透視の線量率を測定し把握する。また診断参考レベル(DRL)と比較して、各装置の線量率がどのレベルにあるかを確認する。

【使用機器】

血管撮影装置 PHILIPS 社製 Allura Clarity FD20

TOSHIBA 社製 INFINIX CELEVE-I INFINIX-8000C

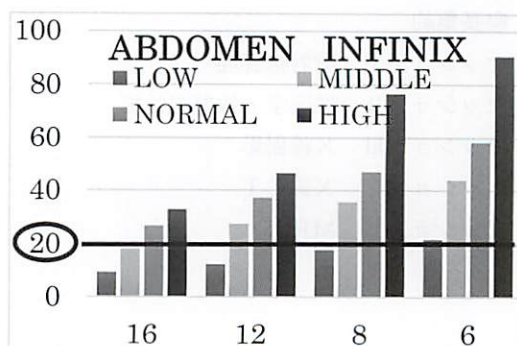
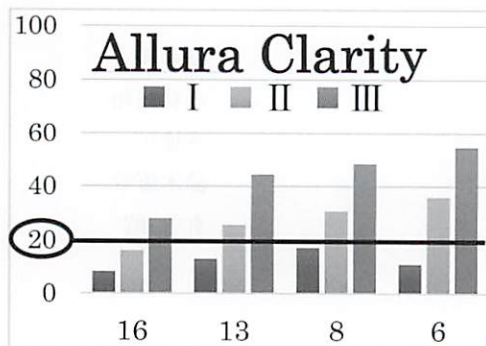
線量計 IBA 社製 DOSIMAX PLUS AHV DC300

ファントム 京都化学 板状ファントム XAC-2 型(アクリルファントム) 20 cm

【方法】

IVR に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドラインの中の IVR における患者皮膚線量測定マニュアルに沿って装置、ファントム、線量計を配置する。装置の撮影モードを ABDOMEN とし、透視サイズを変化させて、透視線量率を測定する。装置に設定されている透視線量すべてにおいて測定した。Allura Clarity の透視線量は I、II、III の 3 段階。INFINIX は LOW、MIDDLE、NORMAL、HIGH の 4 段階である。デフォルトの透視線量は Allura Clarity は II、INFINIX は MIDDLE となっている。

【結果】



デフォルト設定で比較すると、Allura Clarity の方が約 10% ほど低くなっている。それ以外の透視線量ではほぼ同じ程度の値を示した。また、透視拡大を利用すると線量は 16 インチを 1 とした時に、1.5 倍、2 倍、

2.4 倍まで上がっていく。INFINIX の HIGH は高線量透視の設定であり、8 インチ、6 インチでは 100mG/min 付近まで線量が出ている。腹部アンギオでは、ほとんど使用しない透視サイズだが、特に注意が必要である。加えて、Allura Clarity の I と INFINIX の LOW はほかの透視線量に比べかなり線量率が下がっている。

Allura Clarity と INFINIX の腹部アンギオ 1 検査当たりの透視時間を調査した。

INFINIX (平成 26 年 4 月～平成 27 年 3 月) 平均 30.4min

Allura Clarity (平成 27 年 4 月～平成 28 年 3 月) 平均 34.0min

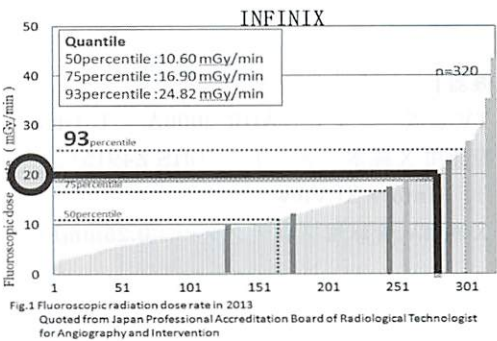
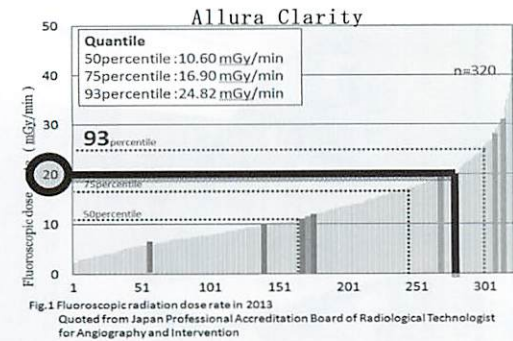
となっており、Allura Clarity で行う腹部アンギオの方が平均約 4 分長い結果となっている。

【考察】

F-MODE	DOSE	PULS RATE
I	LOW	7.5
II	MIDDLE	15
III	NORMAL	15

F-MODE	DOSE	BEAM FILTER	PULS RATE
LOW	NORMAL	F2	7.5
MIDDEL	NORMAL	AUTO	15
NORMAL	HIGH	AUTO	15
HIGH	AUTO	AUTO	15

Allura Clarity の透視線量 I と INFINIX の LOW は他の透視線量と比べかなり低く抑えられた線量率となっているが、パルスレートがほかに比べ半分の 7.5 に設定されているところが一番大きな要因であると考えられる。



診断参考レベルの発表のもととなった 2013 年調査の IVR 基準点線量測定グラフに各装置の線量率を入れた。Allura Clarity の線量 I と線量 II の 13 インチまでは、診断参考レベルの 20mGy/min 部分である 87 パーセント値を下回っているが、線量 I の 16 インチの線量率は低すぎる値となっている。また、線量 II の 8 インチと 6 インチは 98 パーセント値も上回っている。これらについてどう扱っていくのか見当が必要である。

INFINIX の LOW はどのサイズ度もほとんど問題ないが、デフォルト設定である MIDDLE は 12 インチ以上で 20mGy/min を超えており高めとなっている。

【まとめ】

今回の測定から当院の IVR 基準点における透視線量率が診断参考レベルと比較してどの位置にあるのか確認できた。

普段、腹部アンギオで使用してる透視線量と透視サイズの中にも診断参考レベルから外れたものがあるのが確認できた。だが、今回は確認が目的なので、どのように扱っていくのかは今後の課題としたい。また、日常使用している装置の透視線量率や、線質フィルター、透視の設定がどのようになっているのか確認しておくことは最適な透視線量を選択するうえで重要である。

演題番号 2

演題名 X線 TV 管球用自作プロテクターの防護効果の検討

施設名 掛川市・袋井市病院企業団立 中東遠総合医療センター

部署名 診療放射線室

演者名 黒田紗弓

共同演者名 中山修 糟谷信貴 神谷有希 山城寛 天野仁志 荒井準

【背景目的】

近年、内視鏡機器・技術の進歩により、X線 TV を使用した ERCP・EUS・EST などの低侵襲検査・治療が増加し、スタッフの被ばく低減が求められている。今回、当院消化器内科医師の希望により術者のスループットを考慮した 1 面防護のプロテクターを作成し、散乱線防護効果について検討したので報告する。

【方法】

X線 TV 室内の散乱線線量測定を照射野サイズ 10inch、床からの高さ 1m（腹部の高さ）と 1.5m（水晶体・甲状腺の高さ）において 50cm 間隔で行い、次に自作プロテクターを装着して同様の測定を行った。それぞれの測定値より散乱線低減率を求めた。

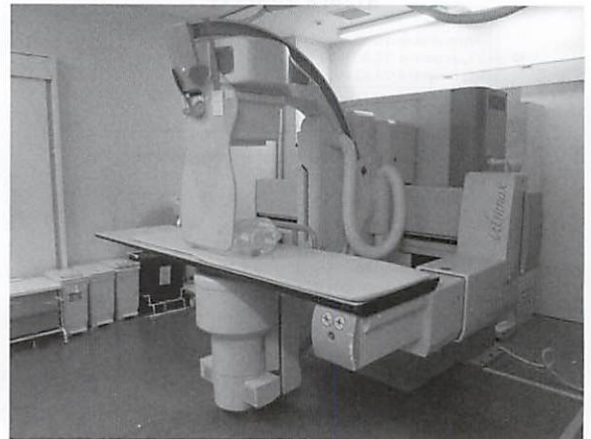
【使用機器】

X線 TV 装置 東芝 ADR-2000A Ultimax

胸・腹部用 X線水ファントム (JIS Z4915)

線量計 Unfors Xi View

自作 X線 TV 管球用プロテクター 0.25mmPb



【結果】

1m における散乱線の測定値

($\mu\text{Gy/h}$)

	29.02	56.52	130.28		63.50	30.13	
	31.10	74.77	225.78		71.46	29.92	
	37.80	108.97	383.12		79.63	31.82	
	35.10	77.40	274.61		67.90	30.20	
	32.33	64.30	139.61		60.55	32.40	
	29.88	49.32	73.58		44.93	27.11	
	22.14	33.88	44.35		32.58	23.18	

プロテクターなし

($\mu\text{Gy/h}$)

	24.75	44.71	121.54		56.70	25.34	
	29.17	68.51	216.60		68.76	27.94	
	32.86	93.64	338.54		75.10	29.70	
	29.18	56.45	38.77		37.62	54.14	
	19.65	13.02	17.72		17.74	13.95	
	9.234	7.459	9.605		10.34	7.784	

プロテクターあり

1.5m における散乱線の測定値

($\mu\text{Gy/h}$)

	54.47	104.51	263.70			115.92	55.94	
	71.32	185.83	545.04			190.30	70.06	
	80.03	279.72	1026.72			250.45	77.44	
	76.36	188.21	657.36			200.05	82.66	
	60.12	117.58	239.26			119.12	58.07	
	43.45	79.99	105.26			72.18	44.10	
	35.86	44.60	58.03			44.28	32.15	

($\mu\text{Gy/h}$)

	51.48	98.50	202.10			112.32	53.10	
	67.21	181.51	582.48			191.20	71.17	
	74.16	271.22	1126.24			240.66	76.54	
	61.27	109.94	26.03			140.58	70.02	
	19.50	10.32	10.69			17.01	26.96	
	5.39	6.32	6.78			5.47	6.71	

プロテクターなし

プロテクターあり

散乱線低減率

(%)

	14.7	20.9	6.7			10.7	13.9	
	6.2	8.4	3.2			3.8	3.6	
	13.1	14.1	13.9			21.5	6.7	
	16.9	27.1	85.9			83.9	20.9	
	39.2	79.7	87.3			86.5	77.0	
	69.1	84.9	86.9			82.7	71.2	

(%)

	5.5	5.8	23.4			3.1	5.1	
	5.8	2.3	-6.9			-0.5	-1.6	
	7.3	3.0	-9.9			3.9	1.2	
	13.8	41.6	96.0			98.7	88.2	
	67.6	91.2	95.5			94.8	85.7	
	87.6	92.1	93.5			94.4	92.4	

1m の高さ

1.5m の高さ

【考察】

- ・術者の立ち位置付近では 90%前後の低減率となった。
- ・1m に比べ 1.5m で全体的に散乱線量が高くなったが、X 線 TV 装置がオーバーチューブのため寝台やファントムに反射して、上方への散乱線が増えたためと考えられる。
- ・プロテクターと寝台の間に隙間が生じ、術者立ち位置付近の散乱線量が 1m の高さでは 1.5m に比べやや多くなった。
- ・装置奥側で散乱線量が多くなる箇所があったが、散乱線がプロテクターに反射・散乱したと考えられる。

【まとめ】

1 面プロテクター使用で、手技や患者観察の妨げにならず、術者立ち位置付近の散乱線防護には有用だった。寝台手前側にいるスタッフの放射線防護衣で覆われていない水晶体や甲状腺等の被ばく低減に有用である。今後の課題として、介助する看護師の立ち位置や防護方法について検討が必要である。

演題番号 3

演題名 検査機器の時刻同期の運用と、今後の課題

施設名 市立島田市民病院

部署名 診療放射線室

演者名 池谷正治

【はじめに】

市立島田市民病院 診療放射線室では、2007年より部門タイムサーバを構築し、メーカーの協力のもと検査機器の時刻同期を行ってきた。これまでの運用経過を踏まえ、現在の時刻同期の状況と今後の課題について報告する。

【背景 1】

2006年に当院で発生した医療事故において、裁判を経験した。その中で、医療スタッフが行った行為を、経時的・客観的に説明する事が困難であった。原因は病院内の時計が管理されておらず、様々な時刻を表示していたためであり、行った行為を時系列で説明するにあたり、大きな弊害をもたらした。

【対策 1】

この経験を踏まえ、病院内のすべての時計（医療機器・情報システムを含む）を管理する運用を開始した。電子カルテシステムの時計を院内標準時刻とし、誤差を±1分以内にすることを目標に管理。機器時刻調整確認簿を作り、毎月1回チェックする運用を開始した。

また、病院全体の取り決めとは別に、診療放射線室でもタイムサーバを用意し、検査機器の時刻同期を行う事とした。電子カルテサーバと時刻同期をとる部門タイムサーバを構築し、各モダリティのリーダーを通じてメーカーに協力を依頼した。

診療放射線室 タイムサーバ



型名:PC-VA86JDFZE
CPU:Intel(R) Pentium(R) III Mobile 866MHz
Memory:767MB
OS:Windows2000 professional

時刻同期

- Windows Timeサービスを開始
- 電子カルテタイムサーバへ時刻同期を行うbat.ファイルを作成。
- OSのタスクより、3時間毎に同期を取る。

サーバ設定

- レジストリの変更
HKEY_LOCAL_MACHINE\SYSTEM
\CurrentControlSet\Services\W32Time\Parameters
のLocalNTP値を1へ

第21回静岡県放射線技術学会大会 市立島田市民病院 池谷正治

【結果 1】

2007年に機器の時刻同期を実現できたのは、2メーカー18台のみであった。一般撮影装置と放射線治療の部門に留まっており、時刻同期による時刻の後戻りが発生する事への懸念が大きな原因であった。仮に機器の時計が進んでいると時刻同期をした時に時刻を後戻りさせてしまい、装置のデータベースに不整合が生じ、最悪データベースが壊れてシステム障害を起こす可能性があるとの事で、限られた機器の同期しか実現できなかった。

【背景 2】

2014 年に裁判にて、相手側弁護士より次の指摘を受けた。

「胸部 X 線写真の記録について、受付時間が 13:19 分、検査時刻が 13:18 分となっている。受付と開始時間が逆転しており、この病院は時間の管理ができていない為、提出された全ての資料に証拠能力が無い。」

しかしこの機器は、すでにタイムサーバとの時刻同期を行っていた。同期間隔は OS デフォルトの 1 週間毎 (OS: WindowsXP) であり、ズレが生じるとは思っていなかったが、調査する事とした。

【調査 2】

過去の機器時刻調整確認簿を確認すると、時刻の狂いが無い月、進んでいる月、遅れている月があった。調査を進めると、この端末の時計は不安定であり、1 日に最大 20 秒進む場合があった。1 日に 20 秒進むと、1 週間で最大 2 分以上進む可能性がある。また、時間の進み方が不安定な端末でも定期的な同期を取っていたために、発見が遅れてしまった。

機器名称	時刻表示 時刻	時刻表示 時刻	時刻表示 時刻
OS1	17:23.4	17:23.5	17:23.5
OS2	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS3	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS4	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS5	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS6	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS7	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS8	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS9	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS10	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS11	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS12	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS13	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS14	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS15	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS16	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS17	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS18	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS19	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS20	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS21	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS22	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS23	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS24	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS25	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS26	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS27	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS28	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS29	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS30	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS31	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS32	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS33	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS34	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS35	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS36	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS37	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS38	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS39	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS40	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS41	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS42	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS43	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS44	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS45	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS46	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS47	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS48	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS49	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS50	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS51	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS52	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS53	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS54	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS55	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS56	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS57	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS58	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS59	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS60	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS61	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS62	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS63	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS64	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS65	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS66	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS67	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS68	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS69	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS70	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS71	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS72	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS73	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS74	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS75	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS76	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS77	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS78	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS79	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS80	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS81	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS82	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS83	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS84	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS85	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS86	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS87	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS88	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS89	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS90	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS91	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS92	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS93	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS94	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS95	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS96	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS97	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS98	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS99	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS100	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS101	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS102	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS103	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS104	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS105	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS106	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS107	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS108	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS109	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS110	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS111	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS112	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS113	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS114	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS115	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS116	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS117	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS118	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS119	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS120	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS121	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS122	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS123	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS124	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS125	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS126	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS127	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS128	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS129	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS130	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS131	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS132	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS133	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS134	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS135	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS136	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS137	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS138	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS139	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS140	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS141	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS142	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS143	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS144	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS145	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS146	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS147	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS148	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS149	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS150	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS151	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS152	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS153	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS154	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS155	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS156	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS157	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS158	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS159	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS160	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS161	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS162	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS163	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS164	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS165	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS166	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS167	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS168	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS169	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS170	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS171	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS172	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS173	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS174	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS175	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS176	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS177	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS178	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS179	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS180	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS181	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS182	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS183	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS184	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS185	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS186	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS187	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS188	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS189	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS190	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS191	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS192	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS193	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS194	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS195	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS196	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS197	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS198	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS199	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS200	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS201	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS202	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS203	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS204	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS205	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS206	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS207	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS208	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS209	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS210	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS211	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS212	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS213	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS214	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS215	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS216	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS217	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS218	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS219	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS220	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS221	17:23.5	17:23.5	17:23.5
OS222			

演題番号 4

演題名 塩化タリウム心筋シンチにおける CardioBull と 4DM-SPECT を用いた Washout rate の評価

施設名 浜松医療センター

部署名 診療放射線技術科

演者名 鈴木僚

共同演者名 杉村洋祐 岡部理史 中村文俊

【背景】

^{201}Tl を用いた心筋シンチにおいて washout rate(WOR)は、虚血などの検出に有用な情報である。CardioBull などの多くの心筋解析ソフトは、WOR の計算の際にあらかじめ標準測定時間 (acquisition time : AT)を設定する必要がある。しかし不整脈などで測定時間が設定した AT からずれた場合、正確な WOR にはならないと考える。一方、4DM-SPECT というソフトが当院の解析装置には搭載されており、測定時間の変化を自動で補正する機能を有している。

【目的】

CardioBull と 4DM-SPECT を用いて、測定時間が変化した場合の WOR の値の変化を比較検討する。

【使用機器】

ガンマカメラ:Symbia E(TOSHIBA)、コリメータ:L. M. E. G. P、画像処理装置:GMS-5500B、解析ソフト:CardioBull (富士 RI ファーマ)、4DM-SPECT (INVIA, LCC, the Regents of the University of Michigan)

【方法】

心筋ファントム (RH-2 型) の左室部分に塩化タリウム溶液を封入し、既定の条件 (Table) にて測定時間を変化させて心筋ファントムを測定した。測定時間は 1 ビューあたりの時間を変化させて調節した。Early として 20 分および 25 分測定。Delay として 20 分、25 分、30 分、35 分、40 分測定した。測定データを CardioBull と 4DM-SPECT で以下の 4 つの方法で解析した。

- ① CardioBull で AT と Early の測定時間を固定し、Delay の測定時間を変化させる
- ② 4DM-SPECT でも CardioBull と同様に Delay の測定時間を変化させる
- ③ CardioBull で変化した Delay の測定時間に AT を合わせる
- ④ CardioBull で Early と Delay の測定時間を固定し AT を変化させる

【結果・考察】

- ① CardioBull では AT を変化させない場合、Early と Delay で 5 分測定時間が変化をすると WOR は 20%程度変化した (Fig. 1)。これは AT を固定しているため Delay の測定時間が変化しても補正せずに、そのままのカウントで WOR を算出しているためと思われる。
- ② 4DM-SPECT では時間補正を有しているため、測定時間が変化しても WOR の変化はみられなかった (Fig. 2)。
- ③ CardioBull でも AT を変化した測定時間に合わせれば 4DM-SPECT とほぼ同じ結果を得ることができた (Fig. 3)。しかし、そのためには毎回正確な測定時間を計測し AT を変更することが必要となるため、現実的には難しい。
- ④ Early と Delay の測定時間を固定して AT を変化させても WOR は変化しなかった (Fig. 4)。測定時間に対する AT の比が Early と Delay で同じであれば、WOR は変化しないと考えられる。

【結語】

4DM-SPECT などの測定時間補正を有する解析ソフトを用いれば、少ない手順でより正確な WOR を得ることが可能である。読影医の負担軽減や正確な診断の観点からみても、WOR の解析は時間補正を有した解析ソフトで行うことが重要と考えられた。

撮像条件

- マトリクスサイズ 128×128
- ズーム 1.00
- 検出器 両検出器
- 回転角度 360
- ビュー数 60
- 軌道 円軌道
- 回転半径 21cm
- モード ステップアンドシュート

画像処理条件

- FBP法
- Butterworthフィルタ
- カットオフ 0.42
- 次数 8

Table 撮影・処理条件

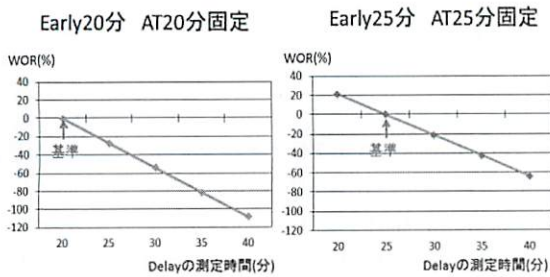


Fig.1 Cardiobull の Washout rate 結果

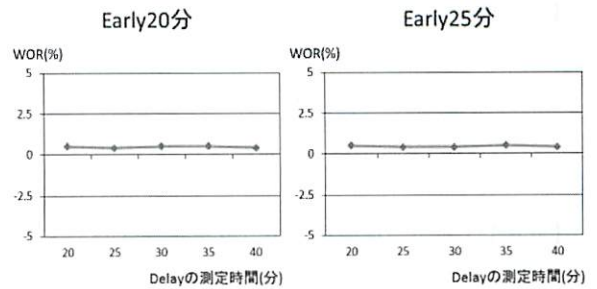


Fig.2 4DM-SPECT の Washout rate 結果

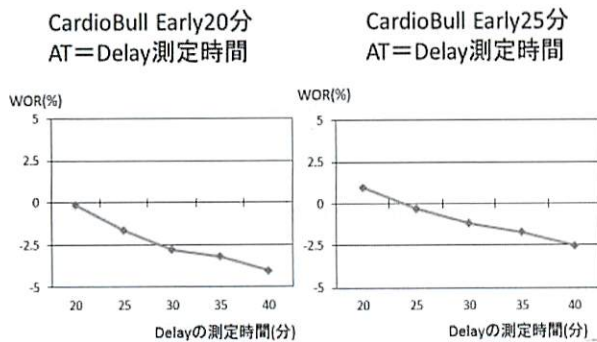


Fig.3 AT=Delay 測定時間の Washout rate 結果

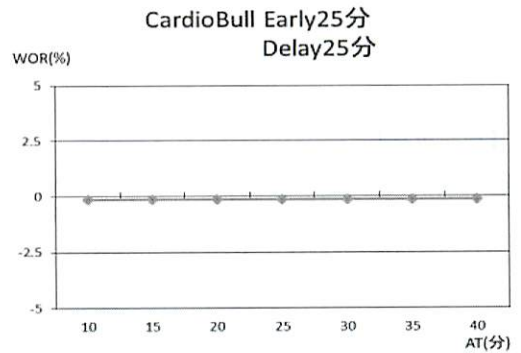


Fig.4 ATを変化させた Washout rate 結果

演題番号 5

演題名 ^{201}Tl および ^{123}I による 2 核種同時収集心筋シンチグラフィにおける基礎的検討

施設名 浜松医療センター

部署名 診療放射線技術科

演者名 杉村洋祐

共同演者名 岡部理史 鈴木僚 中村文俊

【背景】急性心筋梗塞に対する治療後の心筋損傷範囲の評価をする際に、血流 (^{201}Tl) と脂肪酸代謝 (^{123}I) を同時に評価する“2 核種同時収集法”がある。この方法は、それぞれのエネルギーウィンド (EW) への散乱 X 線の混入 (クロストーク) を考慮する必要がある。その対策として Triple Energy Window (TEW) 法があるが、 ^{201}Tl はエネルギースペクトルが広く、収集には注意する必要がある。

【目的】2 核種同時収集におけるクロストークの影響を考慮し $^{201}\text{TlCl}$ に関する TEW 法の最適条件を検討する。

【使用機器・ソフトウェア】

ガンマカメラ：Symbia.E (東芝メディカルシステムズ)

画像処理端末：GMS-7700B

心筋ファントム：RH-2 (京都科学)

研究/教育支援用汎用画像処理プログラム：DRIP Ver3.0.2.0 (富士 RI ファーマ)

【方法】3 種類の模擬梗塞巣 (直径 1 ～ 3 cm、厚さ 1 cm) を付けた心筋ファントム (RH-2) に比率を変えて ^{201}Tl と ^{123}I を封入した。1 つは $^{201}\text{TlCl}$ のみを封入、1 つは $^{201}\text{TlCl}$ と ^{123}I -BMIPP を 1 : 1 で封入した。

それぞれのファントムにおいて ^{201}Tl の EW を変化させて SPECT 収集をした。

^{123}I の収集ウィンドウは $158\text{keV} \pm 10\%$ (サブウィンドウ：7%) で統一し、 ^{201}Tl の収集ウィンドウは以下の 4 種類とした。

① $71\text{keV} \pm 10\%$ ② $71\text{keV} \pm 15\%$ ③ $71\text{keV} \pm 20\%$ ④ $77\text{keV} \pm 14.5\%$

そのほかの SPECT 収集条件は以下の通りである。

コリメータ：LMEGP マトリクス：64x64 ピクセルサイズ：6.6mm 360 度収集 60View

【検討項目】

① ^{201}Tl -SPECT 画像による視覚評価

『 $^{201}\text{TlCl}$ のみ、 $71\text{keV} \pm 10\%$ 散乱線補正なし』をリファレンス画像とし複数の技師間で視覚評価した。

② 心筋/内腔比によるコントラストの評価

^{201}Tl -SPECT 画像において心筋および内腔に ROI を設定して心筋/内腔比を算出し

『 $^{201}\text{TlCl}$ のみ、 $71\text{keV} \pm 10\%$ 散乱線補正なし』をリファレンス画像とし各条件におけるコントラストの評価をした。

③ Normalized Mean Square Error (NMSE) 法による画質評価

『 $^{201}\text{TlCl}$ のみ、 $71\text{keV} \pm 10\%$ 散乱線補正なし』をリファレンス画像とし各条件で Fusion し、リファレンス画像と位置合わせをした。その画像で DRIP を用いて NMSE を算出し、画像の一致度を検討した。

④ TEW 法による収集カウントの評価

LA045° のプロジェクションデータの散乱補正前後で心臓のカウントを測定し、収集カウントの評価をした。

【結果】 ①TEW±20%の画像がリファレンス画像に最も近かった（図1）
 ②TEW±20%がリファレンス画像に最も近かった（図2）
 ③TEW±20%で NMSE の値が最小となった（図3）
 ④TEW±20%で補正によるカウントの減少が最も少なかった（図4）
 以上のことを総合的に評価して、当院での2核種同時収集における ^{201}Tl の最適条件は TEW 法 71keV ±20%であった。

【考察】核種同時収集はクロストークの影響を TEW 法により除外する必要がある。しかし、TEW 法で散乱線補正する際には収集ウィンドウを広げないと過補正されてしまう。±10%では±20%に比較してコントラストは良かったが NMSE、収集カウントは悪かった。これは過補正されたためと考える。

【結語】急性心筋梗塞の治療効果判定における核種同時収集の、 $^{201}\text{TlCl}$ における TEW 法の検討をした。急性心筋梗塞の治療効果判定に2核種同時収集は有用であるが、クロストークの影響を最小限に抑えるような収集条件を検討する必要がある。

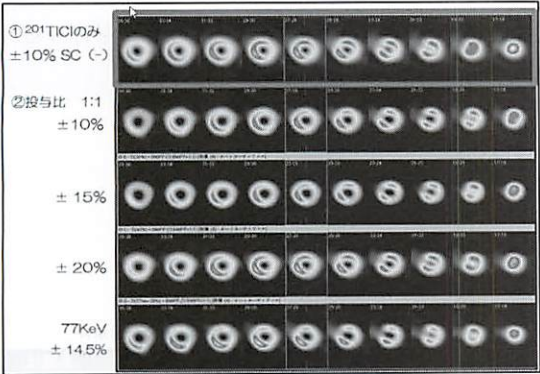


図1. ^{201}Tl -SPECT 画像による視覚評価

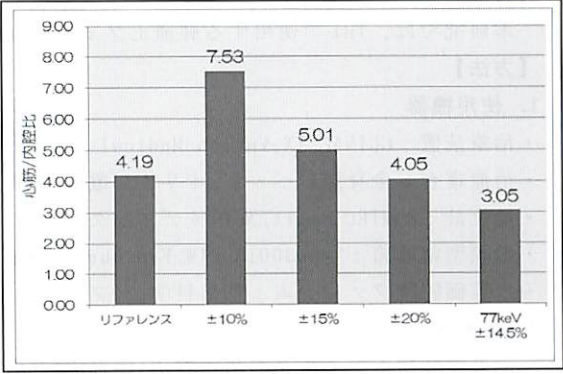


図2. 心筋/内腔比によるコントラスト評価

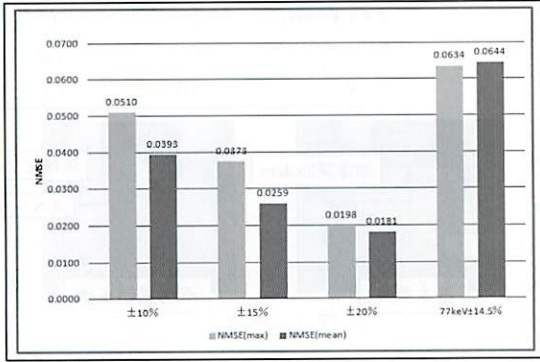


図3. NMSE 法による画質評価

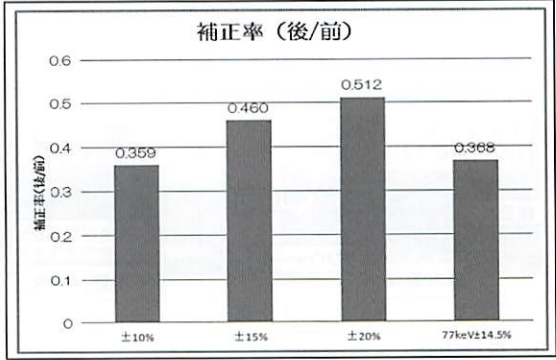


図4. TEW 法による収集カウントの評価

【背景】

全身照射(Total Body Irradiation :TBI)とは、骨髄移植を行うための前処置のことである。当院は、TBI専用のベッドを用いた左右2門のLong SAD法で照射を行っている¹⁾。このとき体厚補正ビーズで体厚を一定にし、肺の投与線量を70%ほどに抑えるために肺補正フィルタを使用している。この肺補正フィルタはTBI専用のベッドを使用して透過率の測定を行うが、ベッドの出し入れが大変煩雑で、また測定に約40分要する。そのため、簡易的に行う方法の考案をした。

【目的】

本研究では、TBIで使用する肺補正フィルタの測定をより短時間で簡易的に行う方法の検討を行った。

【方法】

1. 使用機器

- ・治療装置：CLINAC iX, Varian Medical Systems, Palo Alt, USA
- ・治療寝台：全身照射ベッド, オリオン電機, 名古屋
- ・電位計：RAMTEC smart, 東洋メディック, 東京
- ・指頭型電離箱：Type30013, PTW, Freiburg, Germany
- ・水等価固体ファントム：京都科学 タフウォータ, 京都

2. 従来法と垂直法の測定配置

従来の肺補正フィルタの測定方法(従来法)と今回新たに考案した測定方法の(垂直法)装置条件を表1に示す。測定方法は、図1および2のように配置し、基本条件と不均質補正したときの体厚に調整した後の測定を行い、指示値の比より透過率を求める。垂直法では不均質補正として抜いたタフウォータと同じ厚さのスペーサーの上に肺補正フィルタを置いて測定を行う。2つの方法の主な相違点を4つの方法より検証した。

表1. 従来法と垂直法の測定条件

条件	従来法	垂直法
SCD(cm)	450	150
ガントリ(度)	90	0
コリメータ(度)	45	0
照射野(cm×cm)	40×40	40×40
エネルギー(MV)	10	10
照射Monitor Unit (MU)	600	200
線量率(MU/min)	600	600

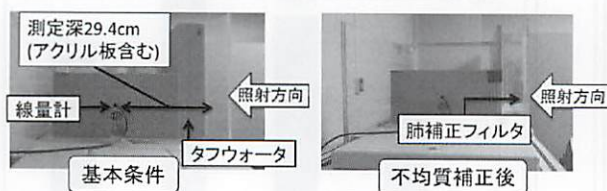


図1. 従来法

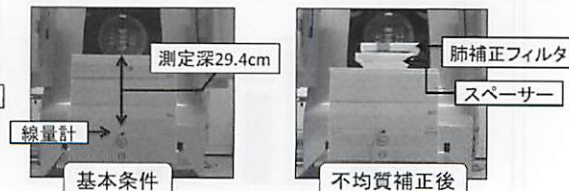


図2. 垂直法

3. 検証方法

①タフウォータの形状による変化の検証：線源検出器間距離(source chamber distance : SCD)450 cmにおいてタフウォータを垂直法と同様に増やし、3つの肺補正フィルタ(A, B, C)の透過率の測定を行った(方法①, 図3)。測定条件は従来法と同様とした。また、従来法でも同様に測定を行い、比較を行った。

②SCDによる変化による検証：方法①の状態のままSCDのみを150 cmに近づけて同様に測定を行い(方法②, 図3)、比較を行った。測定条件は照射MUのみ200MUとした。

- ③装置条件の違いによる検証:垂直法でも同様に測定を行い、方法②と比較を行った。
- ④従来法と垂直法の比較:従来法の結果と垂直法の結果を比較した。

【結果】

- ①タフウォータの形状による変化の検証:従来法に対する方法①の透過率の差を表2に示す。方法①のタフウォータを垂直法と同様に増やしたほうが約1%高値となった。
- ②SCDによる変化による検証:方法①に対する方法②の透過率の差を表3に示す。方法②のSCD150cmのときのほうが約0.8%低値となった。
- ③装置条件の違いによる検証:方法②に対する垂直法の透過率の差を表4に示す。装置条件を変えてもほとんど透過率に変化はなかった。
- ④従来法と垂直法の比較:従来法に対する垂直法の透過率の差を図4に示す。垂直法のほうが0.0～0.5%高値となり、平均で0.3%となった。

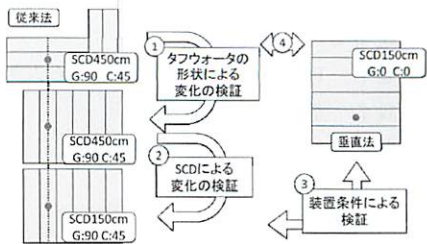


図 3. 検証方法

表2. 従来法に対する方法①の透過率の差 タフウォータの形状による変化			
フィルタ	方法	透過率(%)	差
A	従来法	69.6	1.2
	方法①	70.8	
B	従来法	69.7	0.9
	方法①	70.6	
C	従来法	70.3	1.0
	方法①	71.3	

表3. 方法①に対する方法②の透過率の差 SCDによる変化			
フィルタ	方法	透過率(%)	差
A	方法①	70.8	-0.8
	方法②	70.0	
B	方法①	70.6	-0.8
	方法②	69.8	
C	方法①	71.3	-0.6
	方法②	70.7	

表4. 方法②に対する垂直法の透過率の差 装置条件による変化			
フィルタ	方法	透過率(%)	差
A	方法②	70.0	0.0
	垂直法	70.0	
B	方法②	69.8	0.0
	垂直法	69.8	
C	方法②	70.7	-0.1
	垂直法	70.6	

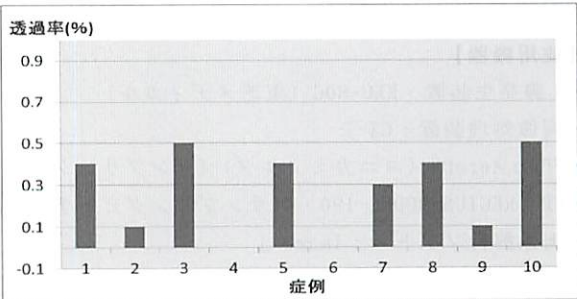


図 4. 従来法に対する垂直法の透過率の差

【考察】

従来法での測定は約 40 分要していたが垂直法では半分の約 20 分で行うことができた。

方法①および②の結果より、SCD450cm においてタフウォータを増加させると透過率が高値となり距離を近づけると低値となった。これは、散乱線の増加やビームハードニングが生じていることなどが考えられる。

また、方法③より装置条件を変えても透過率に変化はなかった。そのため、タフウォータを増やしたときの方が距離を変えたときよりやや影響が大きく垂直法では従来法より高値となると示唆された。方法④より、従来法と垂直法の透過率の差を比較すると垂直法が高値となり上記と同様の結果となった。

よって、垂直法の透過率が従来法の+0.3%で同等の結果になると考えられた。

【結語】

垂直法では TBI 専用のベッドを使用しないため簡便かつ短時間に測定を行うことができた。測定結果を考慮すれば問題なく移行できると考えられた。

【文献リスト】

1. 熊谷考三：TBI における Long SAD 法について. 日本放射線技術学会雑誌，第 47 巻，2032 - 2042，1991

演題番号 7

演題名 FPD システムと CR システムの比較検討

施設名 磐田市立総合病院

部署名 第二放射線診断技術科

演者名 板倉直矢

共同演者名 大杉正則 神谷正貴 寺田理希

【背景・目的】

当院では平成 27 年 3 月に一般撮影にて、コニカミノルタ社製の CR から同社製 FPD に更新された。CR の画質を維持しつつ、FPD において被ばく線量がどの程度下げられるかを検討した。

【方法】

FPD システムと CR システムにおいて

- ① 入出力特性：タイムスケール法にてデジタル特性曲線。
- ② 解像特性：矩形波チャート法にて presampledMTF。
- ③ ノイズ特性：NNPS。
- ④ ①②③の結果より DQE を算出した。

使用した X 線線質は IEC6220-1 で規定される RQA3:50kV、RQA5:70kV、RQA7:90kV、RQA9:120 kV を用いた。実際には半価層より求めた 55kV、74kV、91kV、120kV を使用した。

【使用機器】

- ・ X 線発生装置：KXU-80G（東芝メディカル）
- ・ 画像処理装置：CX-7
- ・ FPD：AeroDR（コニカミノルタ）（サンプリングピッチ 175 μ m）
- ・ CR：REGIUS MODEL 190（サンプリングピッチ 175 μ m）
- ・ 画像解析ソフト：Image J
- ・ チャート：X-RAY TESTCHART TYPE 1、TYPE7、TYPE3（化成オプトニクス）

【結果】

- ① デジタル特性曲線より FPD システムのグラフは CR システムのグラフに比較し上方に在り、同じ線量でもデジタル値が高くなっていた。傾き、ダイナミックレンジはシステム間の差は認めなかった。（図 1）各管電圧における FPD システムの入出力特性は、50kV 以外はほぼ同じ値を示した。（図 2）
- ② FPD システムの解像特性は、CR 主走査方向の MTF とほぼ同等、副走査方向では劣っていた。（図 3）
- ③ ノイズ特性は各管電圧で FPD システムの NNPS が良い結果となった。（図 4）管電圧 90kV において CR システム線量を 1 とした時、FPD システムの線量を 1, 1/2, 1/4 と低減させた時の NNPS を比べた。（図 5）CR システムと同等の NNPS の値を得るのに FPD システムでは 50kV で 44%、70kV で 37%、90kV で 34%、120kV で 27%の線量で得られることが分かった。（図 6）
- ④ DQE の結果は各管電圧で FPD システムが優れていた。（図 7）

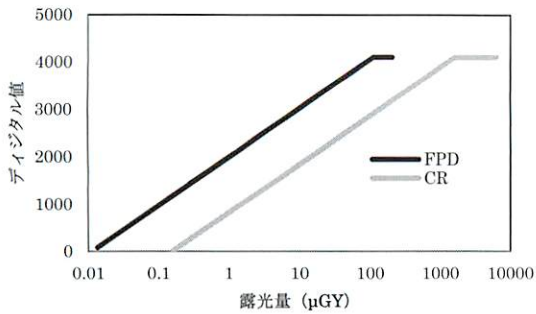


図1 70kVの入出力特性

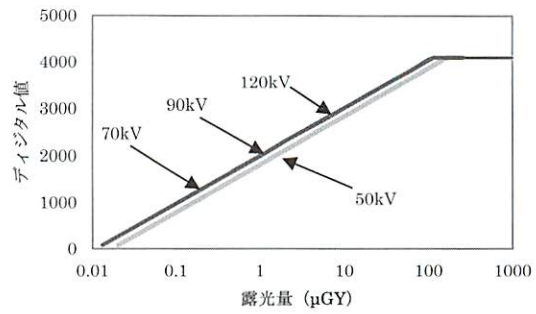


図2 FPDの各管電圧の入出力特性

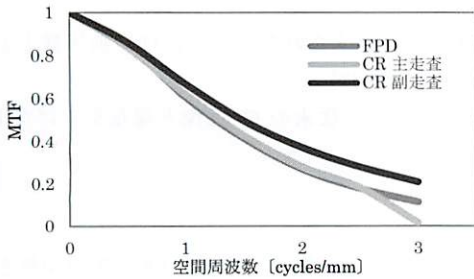


図3 解像特性

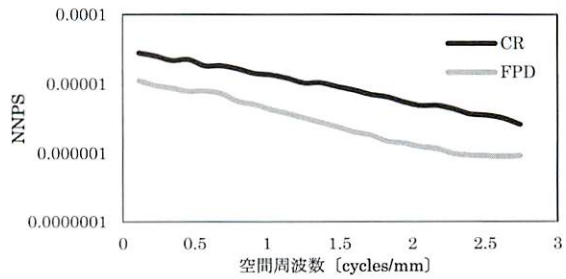


図4 70kVのノイズ特性

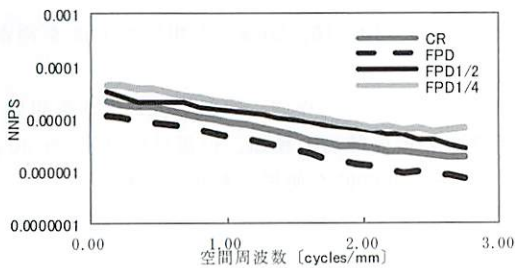


図5 CR FPD、1/2、1/4のノイズ特性

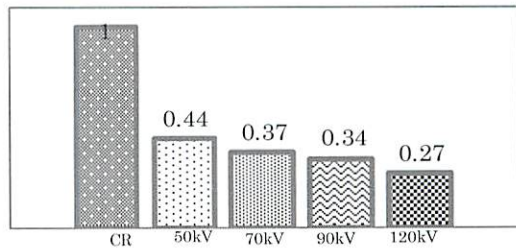


図6 CRと同等のNNPSとしたときの線量の割合

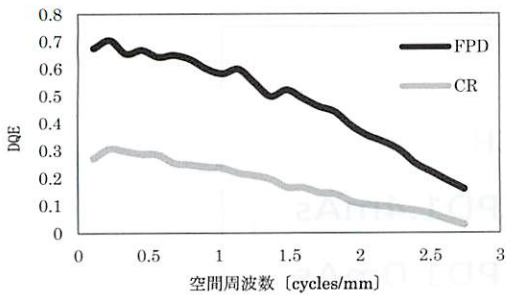


図7 70kVのDQE

【考察】

- ・ FPDの解像特性がCRより低いのは、FPDの蛍光体層で光が散乱することが大きく影響すると考える。
- ・ FPDのノイズ特性はCRより優れていた。これはFPDがCRよりX線検出感度が優れているためだと考えられる。

【結語】

FPDはCRよりも低い線量で同程度の画質を得られ、患者被ばく線量を低減できる可能性が示唆された。

演題番号 8

演題名 ポータブル撮影における CR と FPD の比較

施設名 聖隷浜松病院

部署名 放射線部

演者名 信岡亮太

共同演者名 杉浦康行 長島勇貴 磯部達也 栗田仁一

【目的】

当院では救急外来でのポータブル撮影に FPD（コニカ社製-半切）が導入された。それに伴い前実験として CR（コニカ社製-半切）、FPDそれぞれの DQE を算出した（CR21%、FPD48%）。

この結果からは FPD は CR の半分以下の線量でよいことになる。そこで従来の CR 画像と線量を下げた FPD の画像とで画質の比較、検討を行ったので報告する。

【方法】

SID110cm、Grid+で胸部ファントムを撮影、S 値 150 程度になる 90 kV、2.8mAs（CR）を CR の撮影条件とした。CR、FPDそれぞれの DQE の比から FPD での撮影条件を 90 kV、1.4mAs（FPD①）、低条件は 90 kV、1.0mAs（FPD②）とした。

1）物理評価として、各条件でバーガーファントムと Mix-DP（0、5、10、15、20cm）を用いて CNR を測定、比較した。

2）視覚評価として、模擬腫瘍（イオパミロン 300 の 1000 倍希釈、牛脂）を作成、胸部ファントムを用いて各条件で信号あり画像 7 枚、雑音のみ画像 3 枚を撮影（各条件での模擬腫瘍の種類、位置は同様）、計 30 画像を試料として作成。技師 11 名に読影してもらい ROC 解析ソフト LABMRMC を使用し解析、比較を行った。

【結果】

1）各条件で CNR は CR と比べ 0～10cm まで FPD の方が良く（FPD①>FPD②>CR）、15cm では（FPD①>CR>FPD②）、20cm では（CR>FPD①>FPD②）となった。

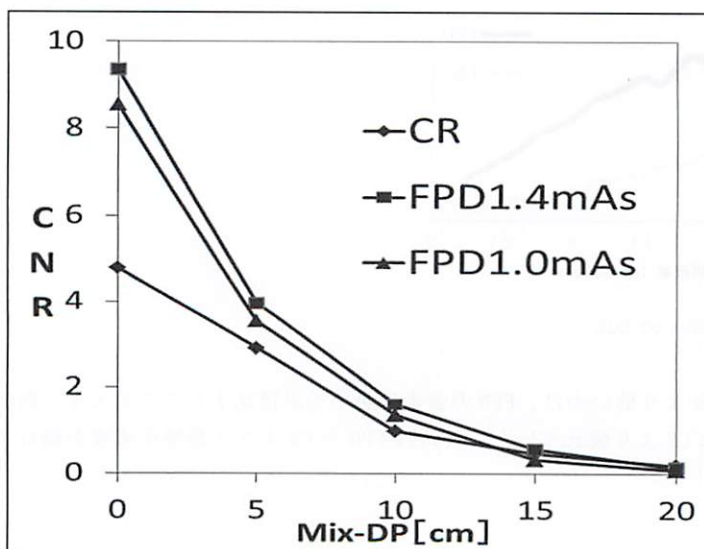


図 1. CNR の比較

2) ROC 解析による Az 値は FPD①=0.8735、FPD②=0.8596、CR=0.8175 となり 95%信頼区間において有意差がないことが認められた。

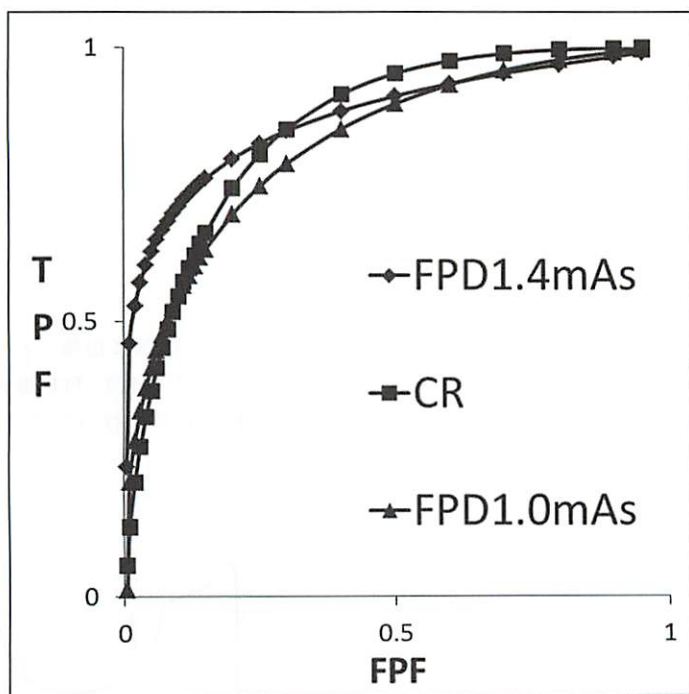


図 2. ROC 解析の比較

【結語】 前実験での DQE の値同様、CR の半分の線量での FPD によるポータブル撮影は有用だと考えられる。

演題番号 9

演題名 手指骨撮影における CR/FPD の画質評価

施設名 社会福祉法人 聖隷福祉事業団 聖隷浜松病院

部署名 放射線部

演者名 山口友花里

共同演者名 杉浦康行 長島勇貴 磯部達也 栗田仁一

【目的】

手指骨の FPD(コニカミノルタ社製 AeroDR)画像是不鮮鋭であると医師に指摘された為これまで CR(コニカミノルタ社製 IP)にて撮影を行ってきたが、今年度からパラメータを調整し FPD 撮影に移行した。そこで手指骨撮影における CR と FPD の画質評価・パラメータによる画像の比較を行ったので報告する。

【方法】

物理評価：鮮鋭度を測定するために矩形波チャート法で CR と FPD の MTF を測定した。条件は IEC62220 シリーズより当院の一般撮影装置の線質 RQA5 を使用した。また骨折線がある手指骨ファントムを作成し、RAW データより Image-J を用いて骨折線を含む直線上の CR 及び FPD のプロファイルカーブを算出した。条件は当院の手指骨撮影に使用しているものとした。

視覚評価：一対比較法(サーストン法)で技師 14 名にて読影を行い、骨梁の見え方と骨の辺縁について FPD のパラメータを 5 種変化させたものと従来の CR 画像を比較した。FPD のパラメータの種類として以下の①Standard モードで E 処理と F 処理をかけたもの (S/E+F) ②Standard モード E 処理のみ (S/E) ③Standard モード F 処理のみ (S/F) ④Standard モード処理なし (S/なし) ⑤Hybrid モード (H/E+F) を選択した。

【結果】

MTF はほとんど変わらなかったが空間周波数 4~5cycle/mm のところで CR が優位となった。(図 1) プロファイルカーブも CR と FPD でほとんど変わらなかったがダイナミックレンジが広いため CR に比べて FPD ではバラツキが少なく滑らかなカーブを描いている傾向にあった。(図 2)

視覚評価は骨の辺縁では $S/F > S/E+F > H/E+F > CR > S/\text{なし} > S/E$ 骨梁の見え方では $S/E+F > S/F > H/E+F > CR > S/\text{なし} > S/E$ の画像の順に良いという結果となったが、グラフは一対比較法の平均評価点と危険率 5%での分散の幅を示している為、辺縁に関しては $S/E+F \cdot S/F \cdot \text{Hybrid} \cdot CR$ で有意差はなく骨

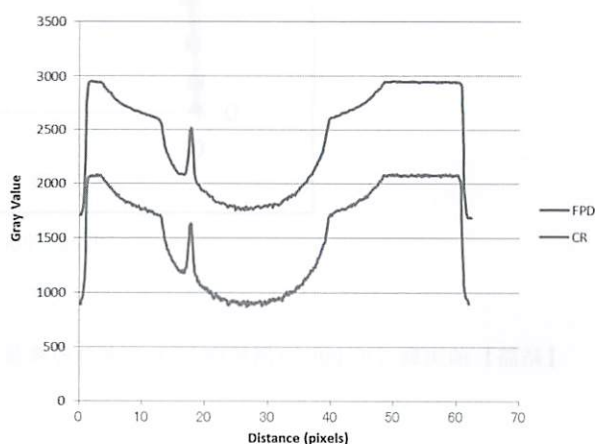


図 1. MTF 結果

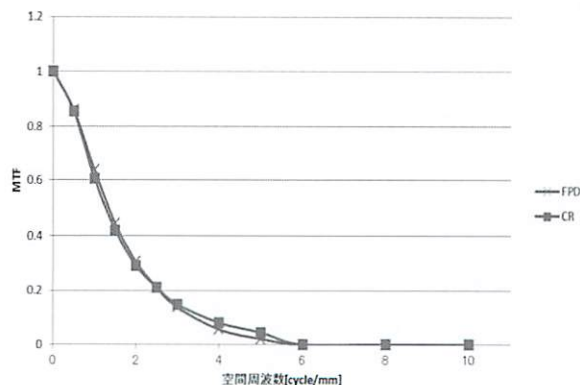


図 2. プロファイルカーブ結果

梁の見え方に関しても S/E+F と S/F で有意差は認められないことが分かった。(図 3. 図 4.)

【考察】

MTF の測定では, FPD の方がダイナミックレンジが広いため, CR よりばらつきが少なくコントラストも付きにくくなったと思われる. また CR が優位であったのは pixel size の大きさによると考えられる.

Hybrid モードではマルチ周波数処理で低周波数から高周波数へ滑らかに変化する強調を得るが Standard モードではアンシャープマスキング処理で低周波数はほ

とんど強調されないため, 見やすい画像になったと考えられる. Hybrid 処理は軟部組織から骨領域まで幅広い周波数がある画像には有効的であるが, 手指骨の場合には特定周波数強調の Standard 処理が適していると言える.

【結語】

パラメータを変化させたことにより手指骨撮影における CR から FPD への移行は可能であることが分かった.

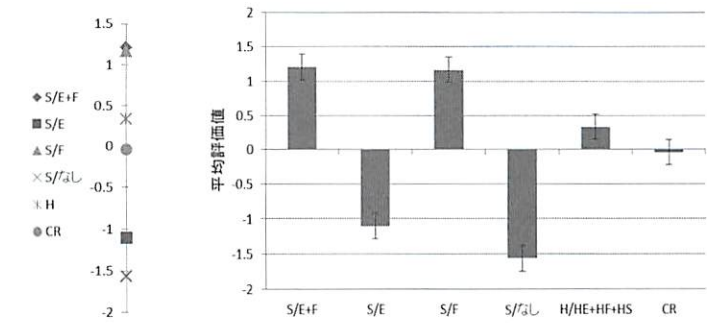


図 3. 一対比較法 骨梁の見え方結果

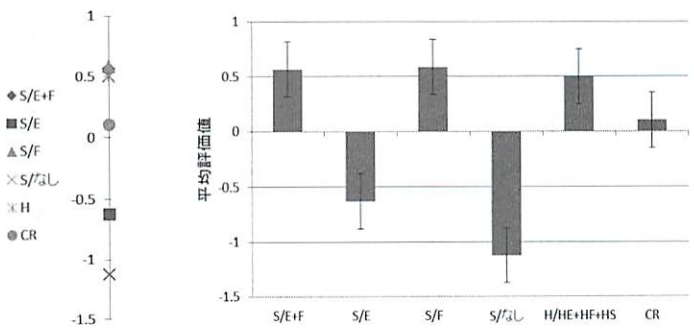


図 4. 一対比較法 骨梁の見え方結果

【目的】

当院では平成27年3月より KONICA MINOLTA AeroDR を使用し、同年11月より散乱線補正処理 Intelligent Grid(IG)を導入した。IG 導入以前では、物理 Grid を使用し撮影を行っていた。IG 導入前と導入後で画像に差異があるか、IG 使用時の画像と物理 grid 使用時の画像において比較を行った。

【使用機器】

- ・ KONICA MINOLTA AeroDR Intelligent Grid(IG)
- ・ 腹部ファントム 京都科学 PBU-3
- ・ PMMA ファントム 300×300×50 mm
- ・ 物理 Grid 8:1 34 束
- ・ 鉛ディスク(5 mm 厚、直径 18,13,10,5,3 mm)
- ・ 胸部ファントム 京都科学 pbu-ss-2
- ・ 画像解析ソフト ImageJ

【方法】

管電圧 80kV で撮影したときの 3:1、6:1、8:1 に相当する IG と物理 Grid8:1 を PMMA ファントム上での散乱線含有率、CNR を測定し比較した。また、当院での撮影条件での比較として胸部撮影 70kV にて IG なしと IG3:1、90kV にて物理 Grid8:1 と IG8:1、腹部撮影管電圧 80kV において物理 Grid8:1 と IG8:1 での撮影を行い、胸部の血管影と肺野、腹部腸骨と軟部組織にて CNR、コントラスト比を算出し比較した。

【撮影条件】

- ① PMMA ファントム撮影 80 kV 2.5mAs
- ② 胸部ファントム 70 kV 1.6mAs、90 kV 3.2mAs
腹部ファントム 80 kV 8mAs

【結果】

PMMA ファントムでの散乱線含有率の算出結果を Fig.1 に示す。IG が強くなるほど散乱線が強く除去された。物理 Grid が一番低く次いで IG8:1 となった。CNR は物理 Grid と IG8:1 が類似したが、全体的には物理 Grid が高い値となった (Fig.2)。胸部コントラスト比・CNR はどの IG の強度においても Grid なしに比べ高くなったが、胸部 70kV では IG3:1 がもっと

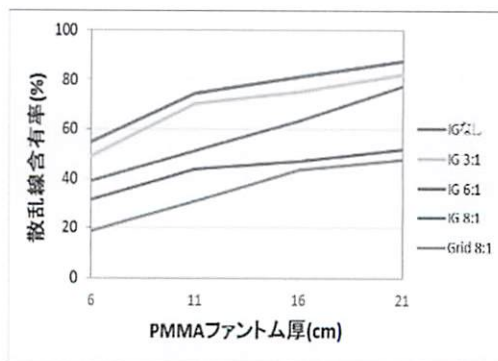


Fig.1 PMMA ファントム 80 kV 散乱線含有率

も高く、IG6:1 以上では減少傾向で、90kV および腹部 80 kV では IG の強度が強くなるほどコントラスト比・CNR とともに高くなったが、中でも物理 Grid もっとも高い結果となった。(Fig.3-5)

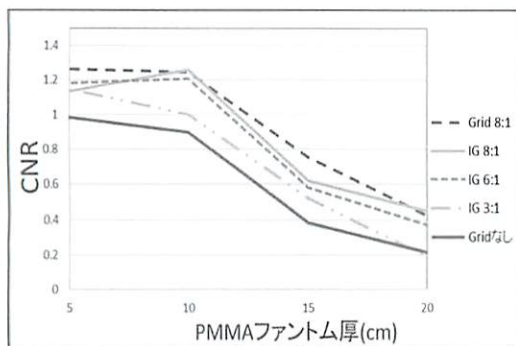


Fig.2 PMMA ファントム 80kV CNR

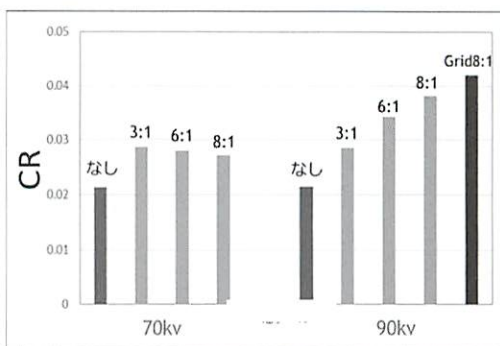


Fig.3 胸部 コントラスト比

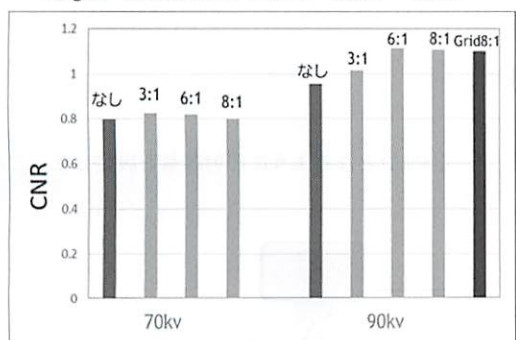


Fig.4 胸部 CNR

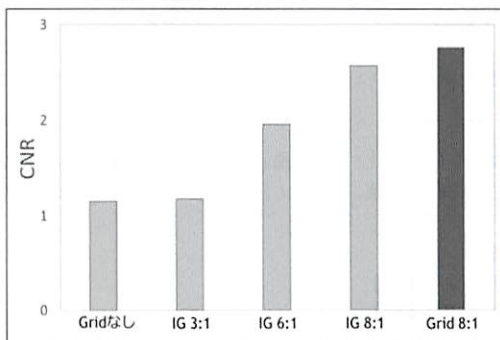


Fig.5 腹部 CNR

【考察】

胸部撮影において 70kV では IG6:1 以上の強度を使うとコントラスト比・CNR とともに減少傾向にあった。この要因として、IG 処理は被写体を透過した X 線のデータから散乱線を推定し除去処理を行うため、実際に生じる散乱線が少ない時には、推定された散乱線と IG で処理を行う散乱線に差が生じ、IG が適切に働かなかったことが挙げられる。当院でのポータブル撮影時の撮影条件では、管電圧 70kV にて IG6:1・8:1 を使用すると線量が不足したためこのような結果になったと考えられる。IG の強度が強いほど除去される散乱線は多いため、線量が少ない条件での強い IG 処理は不適であると考えられる。

また、胸部 90kV、腹部 80kV では物理 Grid を使用すると最も散乱線が除去されたが、IG8:1 を利用することで同様の画像を得ることができた。アライメント不良による X 線斜入時の濃度ムラや着脱時の手間といった物理 Grid のデメリットを考えると、ポータブル撮影やベッド上での撮影といった水平が担保できない条件化では IG を使用し、フラットな撮影台の上では物理 Grid を使用するのがよいのではないかと考えられる。

【結語】

IG と物理 Grid では類似した画像が得られるが、同一条件において物理 Grid が優位であった、しかし IG において同様の画像を得ることが確認できたので、当院で使用される撮影条件では、胸部撮影では管電圧 70kV において IG 3:1、90kV において IG 8:1、腹部撮影では IG8:1 を使い撮影を行うのが適切であった。

演題名 Virtual Gridにおける設定線量と撮影線量のミスマッチによる画質への影響

施設名 聖隷三方原病院

部署名 画像診断部

演者名 金子裕史

共同演者名 大橋輝也 名倉義和 田光史浩 山本英雄

【背景】

- ・当院ではポータブル撮影において散乱線除去処理、Virtual Grid (Fujifilm メディカル社製) を用いている。
 - ・Virtual Grid は実際に撮影した患者様の体厚に合わせた散乱線除去処理が可能である。
- 現在、線量設定値=Virtual Grid Parameter (以下:VGP)を固定しているため、実際の撮影条件とVGPにミスマッチが生じている。

【目的】

VGP と撮影線量のミスマッチによる画質への影響を検討した。

【方法】

各体厚1つに対して5画像を撮影し、被写体透過後の線量が一定(5mR)となるように照射線量を設定した。この時VGP固定、VGP適正值、グリッド使用時のCNRを算出し比較した。

撮影条件

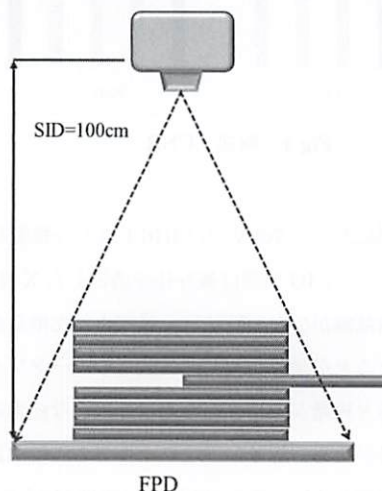
管電圧: 90 [kV]

SID : 100 [cm]

体厚 : 3, 6, 9...18 [cm]

線量 : FPD 到達線量 5 [mR]

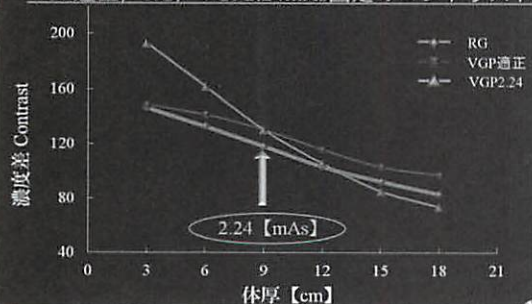
体厚 [cm]	撮影線量[mAs]	到達線量 [mR]			到達線量平均 [mR]
3	1.1	4.99	5.08	5.03	5.03
6	1.6	5.08	4.9	4.96	4.98
9	2.24	4.83	4.89	4.89	4.87
12	3.6	5.01	5.03	5.07	5.04
15	5.6	5.01	5.08	4.99	5.03
18	8.96	4.96	4.85	4.86	4.89



【結果】

【結果1】

VGP適正, RG, VGP2.24mAs固定のコントラスト



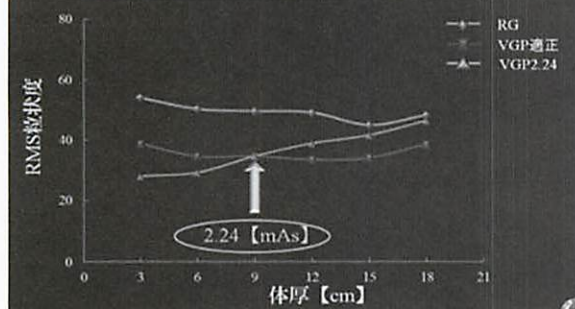
・コントラスト

VGP適正であるときRG使用時と同等のコントラストが得られた。

撮影線量がVGPより小さい値になるほどVGP適正值の時とくらべてコントラストは高い値を示した。
撮影線量がVGPより大きい値になるほどVGP適正值の時と比べてコントラストは低い値を示した。

【結果2】

VGP適正, RG, VGP2.24mAs固定のRMS粒状度



・ RMS 粒状度

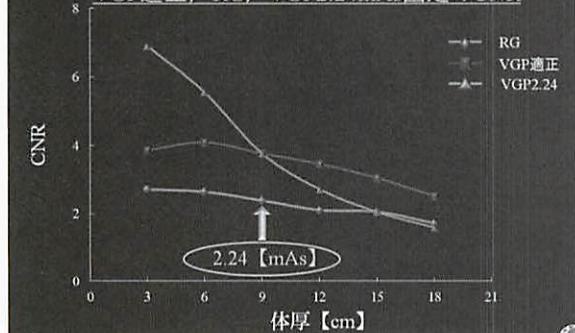
VGP 適正であるとき RG 使用時よりも RMS 粒状度は全体的に小さくなった。

撮影線量が VGP より小さい値になるほど VGP 適正値の時と比べて RMS 粒状度は小さい値を示した。

撮影線量が VGP より大きい値になるほど VGP 適正値の時と比べて RMS 粒状度は大きい値を示した。

【結果3】

VGP適正, RG, VGP2.24mAs固定のCNR



・ CNR

RG 使用時よりも VGP 適正値のほうが CNR は全体的に高くなった。

撮影線量が VGP より高くなると VGP 適正値の時と比べて CNR は小さい値を示した。

撮影線量が VGP より小さくなると VGP 適正値のときよりも CNR は高い値を示した。

【考察】

- ・ VGP が撮影線量よりも低い値の場合、体厚推定において実際の体厚よりも薄い体厚と計算され、散乱線除処理が弱めにかかってしまうと考えられる。
- ・ VGP が撮影線量よりも高い値の場合、体厚推定において実際の体厚よりも厚い体厚と計算され、散乱線除処理が強めにかかってしまうと考えられる。
- ・ VGP を撮影線量と同値にすることで、正確な体厚を推定できるため、適正な散乱線除去処理を行うことができると考えられる。
- ・ VG は、グリッドよりも粒状改善処理が強くなるため CNR が全体的に高くなると考えられる。

【結語】

- ・ 撮影線量と VGP がミスマッチすることで画像のコントラスト及び粒状度は異なる。
- ・ 撮影した画像の VGP を適性値に設定し直すことでグリッドと同等のコントラストを得ることが示唆される。

演題番号 12
演題名 手根骨・手指骨領域における最適な再構成関数の検討
施設名 聖隷浜松病院
部署名 放射線部
演者名 亀垣卓弥
共同演者名 水野孝一、高井彩、渡邊浩一、望月卓馬、松井隆之

【背景】

当院で使用している Discovery CT750HD (GE 社製) は高感度な検出器を搭載しており、通常の撮影モード (以下 N モード) と高分解能モード (以下 HD モード) が選択できるがその有用な使用方法や適用についての報告は少ない。

【目的】

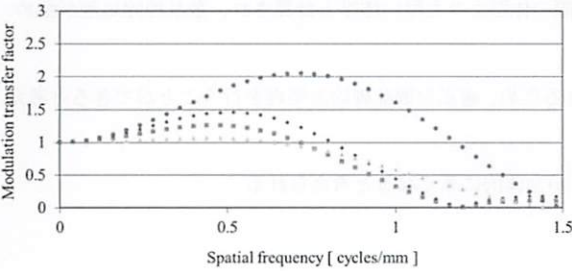
本実験では手根骨・手指骨領域における高分解能モードの有用性を示す。

【方法】

- ① 高コントラスト分解能評価
自作ワイヤーファントムをアイソセンターより 1 cm 離れた位置を Center、10cm 離れた位置を Off Center とし、ノーマルモード (以下 N モード)・高分解能モード (以下 HD モード) で Helical 撮影した。得られたデータより、N モード (bone+)、HD モード (bone+、HD bone+、HD Ultra) の関数で画像再構成を行い、ワイヤー法にて MTF を算出・比較した。
- ② 視覚評価
健常人ボランティア 1 名の手根骨をファントム同様に撮影・画像再構成した。得られた画像を Scheffe の対比較法にて技師歴 (2 ~ 28 年) の技師 10 名で評価した。

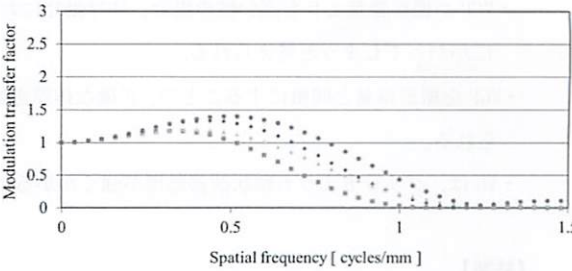
【結果】

- ① MTF 評価
- * ■ : N モード (bone+) ◆ : HD モード (bone+) ▲ : HD モード (HD bone+) ● : HD モード (HD Ultra)



	N bone+	HD bone+	HD HD bone+	HD HD Ultra
10%MTF	1.12	1.14	1.35	1.44
(最小解像度)	0.45mm	0.44mm	0.37mm	0.35mm

図 1. Center での MTF



	N bone+	HD bone+	HD HD bone+	HD HD Ultra
10%MTF	0.92	1.09	1.17	1.22
(最小解像度)	0.54mm	0.46mm	0.43mm	0.41mm

図 2. Off center での MTF

図1, 2共にHDモード(HD Ultra)が最も高周波数領域までグラフが延びており、10%MTFはCenterで1.12、1.14、1.35、1.44、Off centerで0.92、1.09、1.17、1.22となった。

② 視覚評価

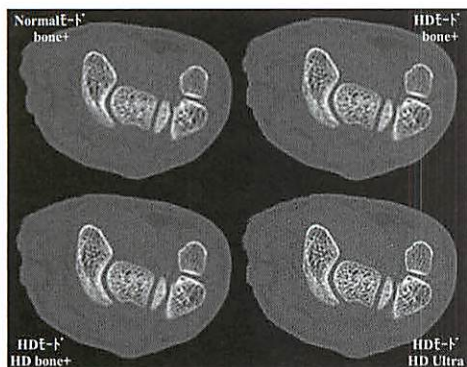
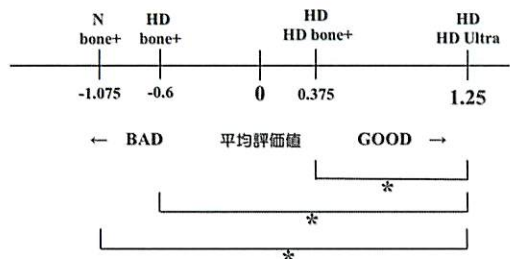


図3. Center : 各再構成関数での手根骨画像



* 有意差あり

図5. Scheffe の一対比較法による
Center での評価

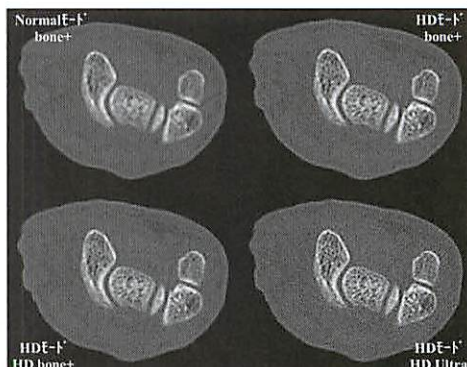
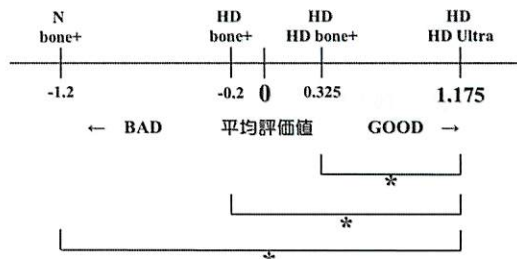


図4. Off Center : 各再構成関数での手根骨画像



* 有意差あり

図6. Scheffe の一対比較法による
Off Center での評価

平均評価値は図3, 4の通りNモード (bone+)、HDモード (bone+)、HDモード (HD bone+)、HDモード (HD Ultra)の順で高く、特にHDモード (HD Ultra)の平均評価値はその他の画像との比較において有意に差があった。

【考察】

HDモード (HD Ultra)はNモードに比べview数が多く、且つ最も高周波成分を強調するように組まれた関数であるために、CenterでもOff Centerでも最も高い空間分解能が得られたと推察される。また、臨床画像の視覚評価においても、より微細な構造物まで視認できたことから高い空間分解能を求められる領域においてはHDモード (HD Ultra)を使用すべきだと考える。

【結語】

手根骨・手指骨領域においてHDモード (HD Ultra)は有用である。

演題番号 13

演題名 股関節 CT 撮影における体位の検討

施設名 順天堂大学医学部附属静岡病院

部署名 放射線室

演者名 永徳一真

共同演者名 平入哲也 篠田雅弘 長谷川公彦 小野直人 佐藤朗 阿瀬川敏

【背景・目的】

X 線 CT 検査において、目的部位がガントリー中心に近づくほど、空間分解能が向上することが知られている。しかし、股関節 CT 撮影時には寝台の可動可能な範囲に限りがあることから、患側をガントリー中心に近づける事には限界がある。

そこで、目的として股関節 CT の撮影体位を変化させ、どの体位において空間分解能が最も優れているか評価した。

【使用機器】

- ・ VCT (GE Healthcare)
- ・ ランドファントム
- ・ Image J (NIH)
- ・ 自作ワイヤーファントム

【方法】

ランドファントムを用いて 4 体位の撮影を行い、アイソセンターから大腿骨頭までの距離を計測した。そして、ワイヤー法を用いてそれぞれの体位で得られたデータから Moduration transfer function (以後 MTF) を算出した。

撮影条件を以下の表 1 に示した。

表 1. ワイヤーファントム撮影条件

Tube voltage(kVp)	120
Tube current(mA)	100
Helical pitch	0.531
Reconstruction kernel	Bone, Bone plus
Rotation time(sec)	1.0
Slice thickness(mm)	2.5
Slice number	3
FOV(mm)	98

【結果・考察】

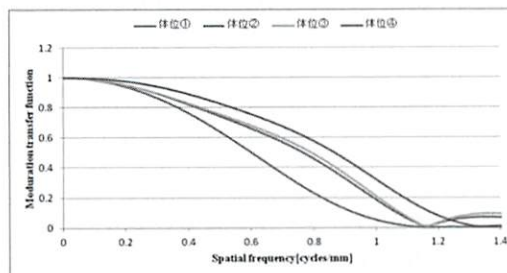


図 1. 体位別の MTF 比較結果 (関数:Bone)

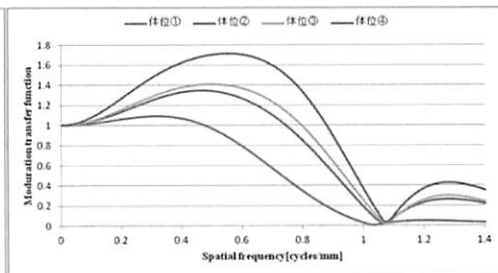


図 2. 体位別の MTF 比較結果 (関数:Bone Plus)

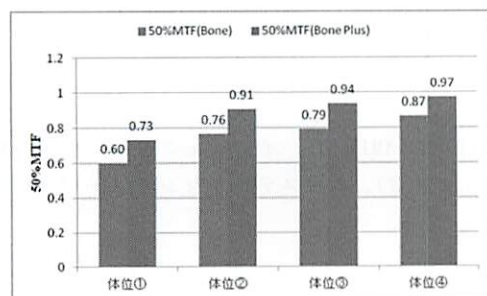


図 3. 50%MTF の算出結果

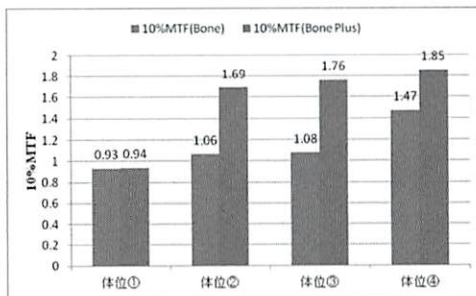


図 4. 10%MTF の算出結果

※体位①寝台に対しそのまま寝かせた仰臥位

体位②患側を寝台中心に寄せた仰臥位

体位③患側を寝台中心に寄せ、非患側を上げた斜位

体位④患側を寝台中心に寄せ、患側を上げた斜位

MTF の測定結果は患側を寝台中心に寄せ、患側を上げた斜位である体位④が最も高い値を示した。これは、体位④が最もアイソセンターに近く、幾何学的拡大が減り、空間分解能が向上したためだと考えられる。また、臨床において体位④にすることは画質向上にも有用であることが示唆される。

【今後の課題】

臨床で体位④の撮影を行う際、患者が不安定にならない補助具を作成したい。

患側をオンセンターにした場合、非患側が FOV 外となることがあるため、両股関節の比較には適さない。

また、本研究では空間分解能のみの評価であり、ノイズを含めた総合的な画質評価ではないので、今後、ノイズの評価も行っていきたいと思う。

演題番号 14

演題名 医源性 Air bubble 混入事例から冠動脈 CT を見直して

施設名 静岡県立総合病院

部署名 放射線技術室

演者名 渡邊真希

共同演者名 村田昌也 大石恵一 石上弘道 植松愛奈 杉山修一朗 中山僚 大川剛史 赤池宗紀

【背景】

冠動脈 CT 施行時、心臓内への空気混入事例が見られた。第 14 回 CT フォーラムにおいても、同様の報告がなされており、手技の不手際や施行医の意識により、ルート内に残存する空気があるのではないかと考える。

【目的】

空気塞栓におけるリスクを減らし、医源性 Air bubble 混入の低減を目的とする。

【使用機器】

Aquillion One Vision Edition (TOSHIBA 社)、ZIO STATION2 (AMIN 社)、インジェクター (根元杏林堂)、造影剤、生理食塩水、ダブルインジェクターチューブ (根元杏林堂)、エキステンションチューブ (根元杏林堂)、10mL シリンジ (テルモ)

【方法】

2016 年 1 月から施行した冠動脈 CT 100 例と、改善法を用いた 100 例とした。当院での冠動脈 CT の手技手順は、静脈穿刺、スカウト撮影、ミオコールスプレー舌下投与 (BP $\geq$ 100)、単純撮影 (Ca Score 撮影)、コアベータ静注 (HR $>$ 60)、本番造影撮影である。

1. 手技全体の改善

検査前の事前準備における手技を改善し、改善前後で手技全体の空気混入例を比較した。また、得られたデータからワークステーションを用いて体積を求めた。改善前は、技師によるチューブ内の空気除去、医師による静脈穿刺のみである。改善後は、技師によるチューブ内の空気除去の後に、看護師が三方活栓から空気除去を行う。また、医師による静脈穿刺後、医師、看護師が穿刺部位、チューブ内の空気除去を行う。

冠動脈 CT では、初めに造影剤と生理食塩水のシリンジをダブルインジェクターチューブで接続し、エキステンションチューブで延長する。改善前は、技師のみがルート内の空気除去を行っていた。改善後では技師による空気除去後に、看護師が三方活栓に生理食塩水のシリンジを接続し、両方向のチューブ内のエア抜きを行う。その後医師が静脈穿刺をし、留置針とエア抜きしたチューブを接続する。接続後、看護師が再び三方活栓に生理食塩水のシリンジを接続し、血液を引いて接続部の空気を抜く。穿刺部位、チューブ内の空気確認後、生食にて血液を体内に戻す。最後に両方向に空気がないことを確認し、検査の準備が完了する。

2. コアベータ使用有無による比較

コアベータ使用による空気混入件数の変化について改善法の前後で検討した。方法 1 と同様にワークステーションを用いて体積を計測した。

【結果】

1. 手技全体の改善

空気の混入件数を比較すると、単純では 25 件減少、造影では 35 件減少となり、どちらも大幅に減少した（図 1）。また、心臓内に空気が混入した結果から体積を示す（図 2）。改善前の単純と造影を比較すると、単純では 0.13cc 以上の空気混入は見られなかったのに対し、造影では最大 1.39cc の空気混入が見られ、混入量についても増加した。これはインジェクターからエクステンションチューブ内、コアベータ静注など、穿刺時には混入していない空気が混入している。改善前と比較すると、単純、造影とも、混入した空気の体積は大幅に減少した。最大値で比較すると、単純では最大 0.13cc から 0.05cc、造影では最大 1.39cc から 0.12cc となり、改善前と比較し、最大混入量が低下した。

2. コアベータ使用有無による比較

空気が混入している例からコアベータ使用の有無によって体積を比較した（図 3）。改善後は、施行医師のエア抜き意識が向上し、混入量が低下した。三方活栓に接続する回数が増加するほど、空気混入量が増加した。

【考察】

空気混入は、三方活栓が最も影響すると考えられる。手技施行者への意識改革が重要であり、改善前後で手技に関係する接続回数は変化しないものの、空気混入が減少した本法は有用であった。しかし、本法で完全に空気を除去できない症例は、穿刺部の固定や患者自身の血管走行、血管径、静脈圧などが要因であったと考える。

【結論】

改善法は、心臓内の医原性 Air bubble の混入を減少させることが可能となった。経静脈による空気塞栓は、20cc 以上で合併症が起こり、2～3cc の脳循環への注入で致死的と言われている。今回測定した体積から奇異性塞栓症の危険性は低いと言える。

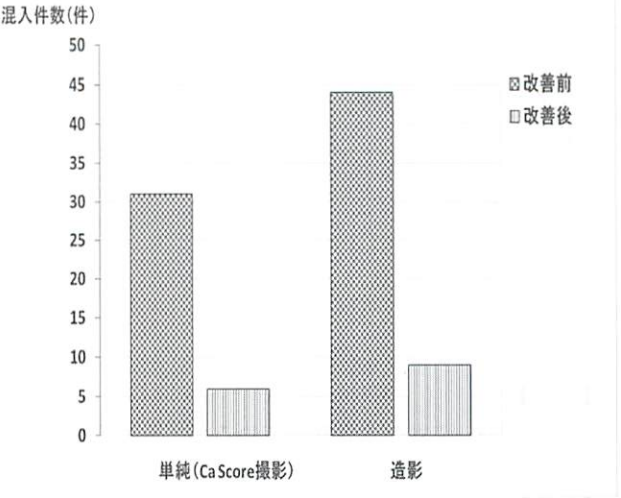


図 1 空気混入件数の比較

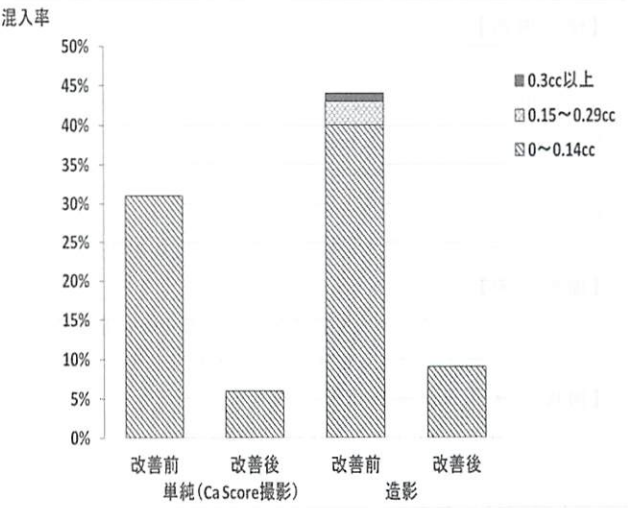


図 2 空気混入体積の比較

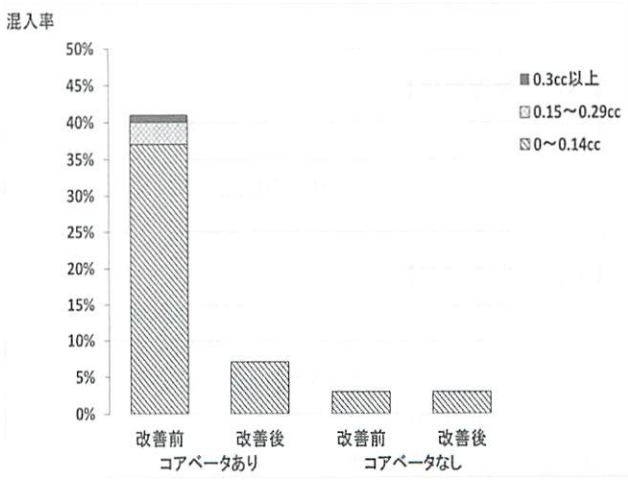


図 3 コアベータ使用有無での空気混入体積の比較

演題番号 15

演題名 当院 HDe 撮影室における足関節撮影の検討

施設名 聖隷浜松病院

部署名 放射線部

演者名 長谷川晋也

共同演者名

【背景】

当院では MRI 装置を 5 台有しているが、そのうち HDe 撮影室のみ足関節撮像における最適コイルの検討を行っておらず、足関節の検査を行っていない。

【目的】

HDe 撮影室に現存する様々なコイルを使用し足関節撮像に最適なコイルの検討をする。

【使用機器】

SIGNA HDe 1.5T (GE 社製)

SIGNA HDxt TWIN SPEED 1.5T (GE 社製)

- ・ 8ch BRAIN
 - ・ GP flex
 - ・ CTL SPINE
 - ・ QD EXTREMITY
- } SIGNA HDe
- } SIGNA HDxt TWIN SPEED

【撮影対象】

円筒ファントム (NiCl₂ 水溶液) : 直径 6.5cm, 高さ 61cm

健常ボランティア 4 名 (M:3 名, F:1 名)

【撮像パラメーター】

- ・ 共通 FOV: 14cm, matrix: 256*192
Thickness/Gap: 3mm/0.5mm
- ・ T1WI (FSE-XL)
TR: 600, TE: Min Full (7.6), NEX: 1, ETL: 3
- ・ STIR (FSE-IR)
TR: 4000, TE: 20, NEX: 2, TI: 150, ETL: 16

【方法①物理評価】

各コイルでファントムを Axial 断面で撮像し、S/N 比、均一性を求める。

S/N 比: 差分法 $SNR = \sqrt{2SI \textcircled{1} SI_{SUB}}$ 均一性: $US = \{1 - (S_{MAX} - S_{MIN}) / (S_{MAX} + S_{MIN})\} \times 100\%$

撮像コントラストは T1WI と STIR で行う。

【方法②物理評価】

各コイルで健常ボランティアの足関節を撮像し、靱帯描出能と総合的な画質を視覚により比較する。

撮像コントラストは T1WI と STIR、撮像断面は Axial で行う。

評価者: MRI に携わる放射線技師 6 人

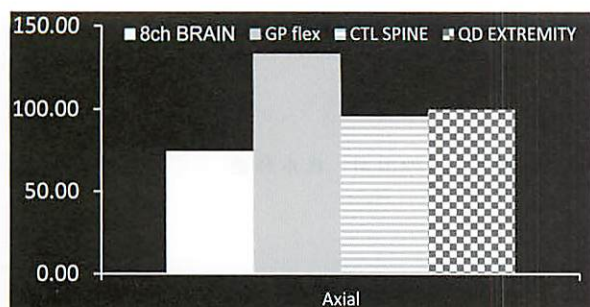
評価方法: QD EXTREMITY で撮影した画像を 3 点とし 5 段階評価

評価部位: 前脛骨筋 (腱), 後脛骨筋 (腱), アキレス腱, 長腓骨筋, 長趾伸筋 (腱), 総合 (全体像)

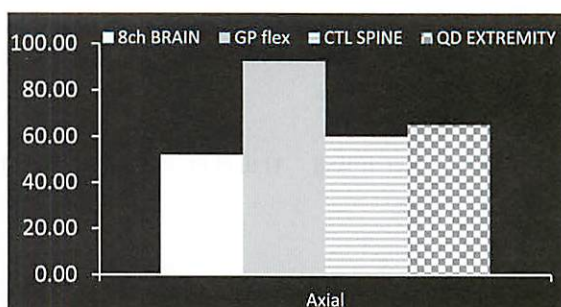
【結果①物理評価】

S/N 比

STIR

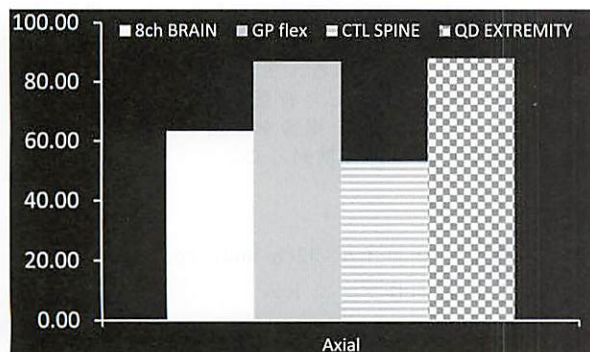


T1WI

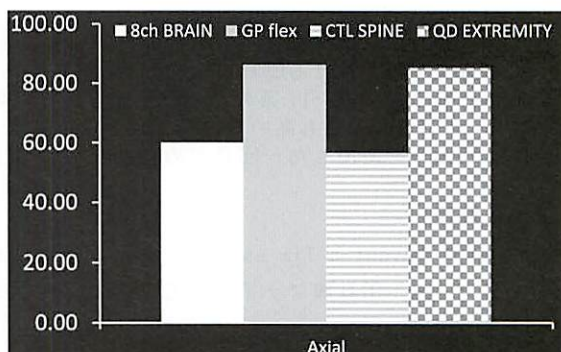


均一性

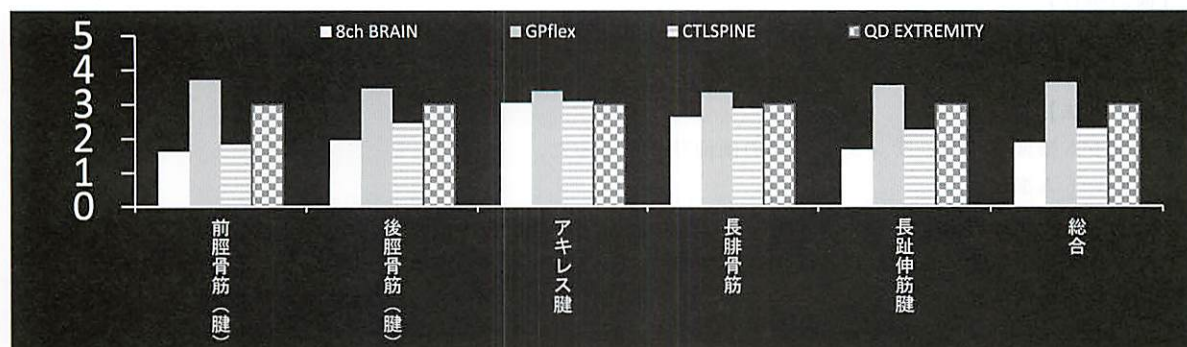
STIR



T1WI



【結果②視覚評価】STIR



【結果 まとめ】

- ・ S/N 比 STIR, T1WI 共に GP flex > QD EXTREMITY > CTL SPINE > 8ch BRAIN
- ・ 画像均一性 GP flex と QD EXTREMITY が均一性に非常に優れてた。
- ・ 視覚評価 総合評価は T1WI、STIR 共に GP flex > QD EXTREMITY > CTL SPINE > 8ch BRAIN
STIR において、どの評価部位でも GP flex は QD EXTREMITY より有意に評価が高い。

【考察】

- ・ 物理評価 GP flex の S/N 比が一番高い
→他のコイルに比べ対象物をエレメント近位にポジショニング出来るため
GP flex の画像均一性が QD EXTREMITY と同等に一番高い
→対象物をコイルの中心にポジショニング出来たため
- ・ 視覚評価 GP flex の視覚評価が一番高い→S/N 比、画像均一性が他のコイルに比べ高いため

【結語】

HDe 撮影室で GP flex コイルを用いることで足関節の撮像が可能となる事が示唆された。

演題番号 16

演題名 当院における一回息止め MRCP 撮像条件についての検討

施設名 静岡県立総合病院

部署名 放射線技術室

演者名 大石恵一

共同演者名 石上弘道 村田昌也 杉浦靖幸 大川剛史 赤池宗紀 神山司 松本恭徳

【背景・目的】

当院の MRCP 撮像は SPACE を使用し、横隔膜同期で撮像しているが、横隔膜同期では良好な画像が得られないケースをしばしば経験する。その際は、代替案として RARE を追加撮像している。しかしながら RARE では①観察角度が限定される②thin slice data を得られない、といった欠点がある。また横隔膜同期撮像が不良なケースの中には、T1 系の息止め撮像は良好であることがよくある。こうした背景から、息止め可能な患者において RARE よりも高いレベルで画質を担保するため、息止めによる MRCP 撮像を採用したいと考えた。今回は SPACE を使用した一回息止めによる MRCP 撮影の適正撮像条件について検討した。

【使用機器】

- ・MRI 装置: Avant a Tim and Dot System syngo MR D13 (1.5T) ・コイル: 32ch body coil
- ・ファントム: ①日興ファインズ工業(株) 90-401 型ファントム ②自作ファントム
- ・解析/表計算ソフト: Image J / Excel 2007

【検討項目】

①Turbo Factor ②iPAT ③TE ④TR の4項目について検討した。

【検討方法】

ファントム撮像とボランティア撮像での画像評価を行った。

①ファントム撮像

<信号強度・画像コントラスト計測>

生理食塩水(胆汁を模擬)、中性洗剤・78%PVA(背景信号を模擬)をそれぞれ挿入した円筒ファントムを用い、各種パラメータを変化させながら撮像し、その MIP 画像の信号強度・画像コントラストを計測した。画像コントラスト計測に用いた計算式は $\text{Image Contrast} = (\text{Sa} - \text{Sb}) / (\text{Sa} + \text{Ss})$ とした。

<Profile Curve 計測>

ストロー(直径 5mm)内を生理食塩水で満たした自作ファントムを、Turbo Factor を変化させながら撮像し、profile curve を作成した。

②健常ボランティア撮像

<信号強度・画像コントラスト計測>

健常ボランティア 5 名(平均年齢 29 歳)に対して、各種パラメータを変化させながら撮像し、その MIP 画像の信号強度と画像コントラストを計測した。計測部位として、描出対象である胆管と、背景信号の代表である肝臓・腎臓を選択した。

<視覚評価>

健常ボランティア撮像で得られた MIP 画像について、各パラメータ毎 5 段階評価、その総得点で比較・検討をした。

*撮像パラメータは①Turbo Factor: 200-450/②iPAT: 3-5/③TE: 400-700/④TR: 1600-2400 に変化させた。検討結果から 20s 程度の撮像時間で、画質低下を起こさない条件を選択した。

【検討結果】

<Profile Curve 計測>

Turbo Factor:350 以上で Profile Curve の裾野が広がり、ボケが増強した。

<信号強度・画像コントラスト・視覚評価>

各種パラメータの画質への影響をまとめた (Fig.1)。得られた結果から撮像条件を設定した (Fig.2)。

	胆管信号	背景信号	画像コントラスト	視覚評価	設定値
Turbo Factor	high	↓	±	・400以上で↓↓	300
	low	↑	±		
iPAT	high	±	±	・変化なし ・iPAT:5で展開エラー(+)	4
	low	±	±		
TE	high	↓	↓	・TE:500以上で横ばい ・TE:500で最大 TE:700で最小	500ms
	low	↑	↑		
TR	high	↑	↑	・緩やかな変動(+) ・TR:2000を境界に評価↑ (ベースラインはflat)	2000ms
	low	↓	↓		

Fig.1：各種パラメータの画質への影響

• SPACE Sampling Perfection with Application optimized Contrast using different flip angle evolution			
TR	2000ms	FOV	380mm
TE	500ms	Voxel Size	1.5*1.2*2.0
turbo factor	300	slice per slab	44
duration time	1055ms	matrix	320*230
iPAT	4	Slice partial fourier	6/8
Band Width	446Hz/pix	Trigger (TA)	Breath Hold (20s)
Flip Angle	140°	Restore magn	+

Fig.2：一回息止め MRCP の撮像条件

【考察】

<PACE・RARE・一回息止め MRCP 画像の比較>

既存の PACE・RARE と、今回検討した一回息止め撮像で得られた画像をそれぞれ MIP 処理し、5 段階の視覚評価を行いその総得点で比較した。一回息止め画像は PACE 画像には及ばないものの、RARE 画像よりも高い評価を得られた。一回息止め画像は RARE に比べ背景信号が高いが、MIP 処理後トリミングすることで背景信号を切り取ることができる。また任意に角度を変えて観察することも可能である。これらの点において視覚的に高得点を得られたのではないかと考えられる。PACE 画像と一回息止め画像との比較について、分解能を落としているため特にスライス方向において差が出たのではないかと考えられる。

<一回息止め MRCP 撮像が有効であった症例>

Mirizzi 症候群疑いにて MRCP 撮像依頼があった症例。ルーチン通り PACE で撮像したところ、自然呼吸が乱れモーションの多い画像が得られた (Fig.3-a)。検査前半の息止め撮像は良好であったため、今回検討した一回息止めの条件で撮像したところ、胆管のモーションが少なく膵管描出良好な画像を得られた (Fig.3-b)。読影レポートにおいて胆管・膵管の評価がされていたことから、今回設定した条件で得られる画像は診断可能なレベルであるということが示唆された。



Fig.3-a：PACE 画像 (TA:3m22s)

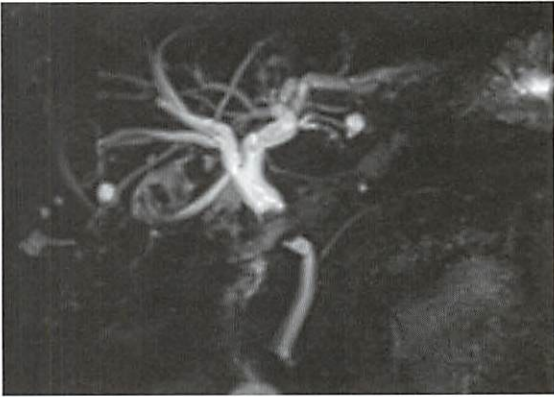


Fig.3-b：一回息止め画像 (TA:20s)

【結論】

息止め可能患者を対象として、SPACE を用いた一回息止め MRCP の撮像条件を設定したことにより、PACE 不良時に RARE よりも視覚的に高いレベルで画質を担保できるようになった。

【目的】

非侵襲的に局所脳血流を定量化する方法は、Xe-CT, SPECT, PET, MR など様々あります。但し、CT、SPECT に関しては、放射線被ばくの観点から Follow up としての複数回の検査がしやすいとは言えません。また、MR においても近年 ASL が登場し注目されていますが、遅延血流に関する補正方法がまだ確立されていません。Phase contrast 法では、遅延血流に左右されず、その血管の流速・血流量が直接、計測可能である。そこで今回、総頸動脈・内頸動脈に対し、phase contrast 法と頸部超音波ドップラ法における血流速度・血流量について比較検討を行った。

【使用装置・方法】

MR 装置は SIEMENS MAGNETOM Avanto 1.5T、超音波装置は SIEMENS ACUSON S2000 リニアプローブ 9MHz を使用し、MR 解析ソフトは、Argus (SIEMENS 社) を利用した。Phase contrast 法の撮影パラメータは以下のとおりである。TR:46.38ms, TE:4.38ms, flipangle:30°, FOV:200x162mm, Slice 厚:3.0mm, Average:2, Band Width:300Hz/pixel。心電図同期を使用し、phase 数は 25 とした。対象は、健常ボランティア 10 名 (男性のみ 年齢 26.1±2.4 歳 23-30 歳) とした。測定部位は、左右総頸動脈及び左右内頸動脈とし、乱流の影響を考慮し、総頸動脈は、頸動脈洞から 2.5cm 足側、内頸動脈は頸動脈洞から 2cm 頭側での計測とした。統計解析については、Excel2010 を使用し、相関図の作成、ピアソンの積率相関係数、単回帰分析を行い、phase contrast 法と頸部超音波ドップラ法との関連性について分析を行い、2 群間における値については、一対の標本による t 検定を行った。統計学的有意差の判断には $p < 0.05$ を使用した。

【結果】

1. 収縮期最大血流速度の比較

総頸動脈及び内頸動脈の収縮期最大血流速度に関して、ピアソンの積率相関係数は、総頸動脈:0.869, 内頸動脈:0.667 となり、良好な相関を得られた。(図 1, 2) また、測定値は、table1 に示すように、総頸動脈:超音波 127.05cm/sec, MRI 93.92cm/sec 内頸動脈:超音波 68.03cm/sec, MRI 46.79cm/sec となり、MRI による測定結果が有意に低い値を示す結果となった。

2. 血流量の比較

総頸動脈及び内頸動脈の血流量に関して、ピアソンの積率相関係数は、総頸動脈:0.556, 内頸動脈:0.566 となり、良好な相関を得られた。(図 3, 4) また、測定値は、table2 に示すように、総頸動脈:超音波 438.85ml/min, MRI 442.1 ml/min 内頸動脈:超音波 200.95ml/min, MRI 250.4ml/min となり、総頸動脈に関しては、MRI と超音波による測定値に差はなく、内頸動脈に関しては MRI による測定結果が有意に高い値を示す結果となった。(table2)

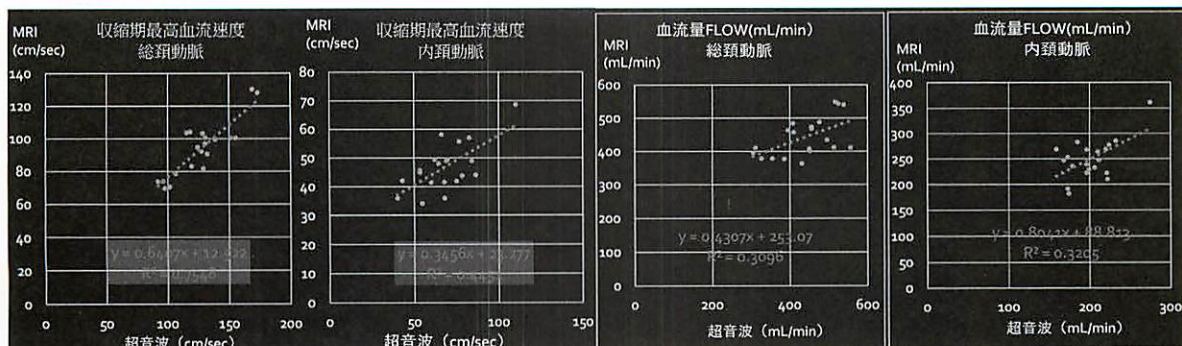


図 1. 相関図

図 2. 相関図

図 3. 相関図

図 4. 相関図

総頸動脈：収縮期最大血流速度 内頸動脈：収縮期最大血流速度

総頸動脈：血流量

内頸動脈：血流量

Table1.Mean of Peak Systolic Velocity measurements for different imaging techniques		
	総頸動脈(cm/sec)	内頸動脈(cm/sec)
	(平均値±標準偏差)	(平均値±標準偏差)
超音波 カラードップラー法	127.05±22.82	68.03±16.18
MRI Phase Contrast 法	93.92±16.83	46.79±8.38
ピアソン相関係数	0.869	0.667
t検定 (有意差 p<0.05)	1.02×10^{-10}	2.80×10^{-7}

Table2.Mean of blood flow measurements for different imaging techniques		
	総頸動脈(ml/min)	内頸動脈(ml/min)
	(平均値±標準偏差)	(平均値±標準偏差)
超音波 カラードップラー法	438.85±75.35	200.95±27.48
MRI Phase Contrast 法	442.10±58.32	250.40±39.03
ピアソン相関係数	0.556	0.566
t検定 (有意差 p<0.05)	0.82	1.78×10^{-6}

【考察】

今回の検討は頸部超音波ドップラ法とMRI-phase contrast 法における収縮期最大血流速度と血流量の比較を行った基礎的な検討であった。収縮期最大血流速度がMRI-phase contrast 法にて、有意に低い値となってしまった結果は、超音波とMRIの画像収集方法に原因があると考えられる。超音波においては、複数の心拍を得たのちに、その収集した心拍内での最大血流速度を収縮期最大血流速度としている。MRIにおいては、数百心拍のデータを収集し、画像再構成されているため、平均化された収縮期血流速度を示すことになる。さらに、時間分解能の観点からも、超音波では、連続的な波形の中でピーク値を捉えているのに対して、MRIでは今回25phaseと限定的なphase数である。以上の点から、MRIでは収縮期最大血流速度が低い値を示すと考えられた。次に血流量に関しては、超音波とMRIどちらも血流速度と血管断面積の積から求められる。超音波では、内膜間距離を計測したのち、この直径の円であると仮定して血管断面積が求められる。このため、血管の拍動による血管径の違いが考慮されていない。MRIにおいては、各phaseごとに手動でROI計測を行うため、

手動による計測誤差が問題となる。図5に示すように血管断面積に関しては、MRIにて、有意に大きな値を示した。この結果が影響し、総頸動脈では、測定値に有意差がなく、内頸動脈では有意差があるという結果になったと考えられた。

【結論】

Phase contrast 法と頸部超音波ドップラ法による血流速度及び血流量の測定値に関して有意な差が生じる結果となったが、強い相関を得ることができた。

セッションⅠ 放射線管理

座長 聖隷浜松病院 放射線部 松井隆之

セッションⅠでは放射線管理について3演題の発表がありました。

沼津市立市民病院の根岸会員より新旧装置でのI V R基準点における線量測定の結果がありました。新旧装置で設定されている透視モードとディテクタサイズを変更し入射線量の変化を報告されていました。会場からは通常の検査において透視の設定は3段階でいくつを使用しているかの質問があり、通常は「設定2」を使用しているが、患者の体型によって使い分けていると回答されていました。今後は担当医師とも相談して画質と線量のバランスを保ち線量を低減していくとの事です。

続いては中東遠総合医療センターの黒田会員よりX線TV用の自作プロテクターの防護効果の検討についてお話し頂きました。TV装置の管球側に鉛のエプロンをつけることで検査室の線量分布がどのように変化するかを報告されていました。以前に管球に対して3面、4面のプロテクターを使用した線量分布の検討もされていましたが医師よりスルーボットの向上を求められ、1面のプロテクターを用いるようにしたとの事です。プロテクターの使用の有無で最大80%の線量低減ができるという事は非常に驚きでした。E R C Pでは場合によっては長時間透視を使用する事もあり、術者の被ばくが問題になることが当院でもあったので非常に興味深い報告でした。会場からは、なぜ1面のプロテクターにしたのかという質問があり、スルーボットもあるがプロテクターの裾が長い為3面にすると患者の様子を観察することが難しくなるため安全面を考慮したという回答でした。今回の取り組みは担当医師の被ばく線量が多いため、技師が率先して被ばく低減の為にプロテクターを作成したとのことでした。放射線科医師以外の診療科は割と被ばくに関心が無い医師が多いと感じていたので、進んでこのような取り組みをされたことに非常に感動しました。

最後に市立島田市民病院の池谷会員より検査機器の時刻同期の運用と今後の課題について報告がありました。これは部内にタイムサーバーを設け各診療機器がこれと同期する事で時刻を自動で修正するという物です。以前は2メーカー18台が同期されていたそうですが、現在では8メーカー47台がタイムサーバーと同期をしているとのことです。以前医療訴訟があった際に装置の時刻が大幅にずれ

ていたのをきっかけにこのような取り組みをされているそうでしたが、実際同期をしても受付時間よりも撮影時間が早い事がありチェックの結果、装置によっては1週間でも数分ずれてしまうとの事。その様な自体を防ぐためにもスタッフがチェック表を活用し確認することでズレを防いでいるとの事です。会場からはタイムサーバー設置の際に、情報室とのやり取りは大変では無かったかと質問がありました。タイムサーバーを設置するときには情報室は非常に協力的であったそうです。またなぜ部門サーバーを置いたのか、H I Sサーバーと同期が取れなかったのという質問には、H I Sサーバーと同期をするとH I Sが変わった際にI Pアドレスの設定を全ての装置において行わなければならない労力がかかるためと回答されていました。更に、C Tで画像を再構成する際に作成時間ではなく、撮影時間が載ってきってしまうがどのように対処されているかという質問に対して、P A C Sの更新時間が一つの目安になるのではないかと回答されていました。

慣れない座長で発表者の皆様にはご迷惑をお掛けしましたが非常に勉強になりました。演者の皆様、会を企画された皆様に感謝をしております。ありがとうございました。

セッションⅡ 核医学・放射線治療

座長 富士宮市立病院 診療技術部 中央放射線科 小林邦和

核医学・放射線治療のセッションでは、核医学2題、放射線治療1題の演題発表がありました。3題とも実務に直結する演題であり、有意義なセッションでした。

演題4 「塩化タリウム心筋シンチにおける CardioBull と 4DM-SPECT を用いた washout rate の評価」

浜松医療センター 診療放射線技術科 鈴木僚

【要約】

心筋シンチ解析ソフト CardioBull、4DM-SPECT において、不整脈などにより、設定した標準測定時間と収集時間との間にズレが生じた場合の washout rate についての報告であった。収集時間自動補正を搭載していない CardioBull では収集時間が5分変化すると washout rate は約20%の誤差が生じた。CardioBull では収集時間を標準測定時間に入力することにより、誤差が少なくなり問題とならない数値となった。収集時間自動補正を搭載している4DM-SPECTでは収集時間を変化させても誤差が生じなかった。この結果から、収集時間が変化した場合、CardioBull では収集時間を標準測定時間に入力しないと

正確な washout rate を算出できないが、4DM-SPECT では、収集時間を入力する事無く正確な washout rate を算出できる。

【質疑応答】

Q、現場での収集方法は？

A、45sec/1view で収集。心拍が、設定している R-R 波間隔から外れた場合、心電図同期データから除いて収集を行っている。それに伴い、収集時間が延びる。不整脈の患者では収集時間が変化する収集方法である。

Q、収集時間が変化する収集法なので収集時間自動補正を搭載していない心筋シンチ解析ソフトでの運用は難しいのでは？

A、収集時間自動補正を搭載していない心筋シンチ解析ソフトでは毎回、収集時間を計測し、標準測定時間に入力する必要がある大変である。収集時間自動補正を搭載しているソフトを使用した方が良い。

演題 5 「 ^{201}Tl および ^{123}I による 2 核種同時収集心筋シンチグラフィにおける基礎的検討」

浜松医療センター 診療放射線技術科 杉村洋祐

【要約】

^{201}Tl および ^{123}I による 2 核種同時収集心筋シンチグラフィにおいて、TEW を使用した最適な ^{201}Tl のエネルギーウィンドウ (EW) についての報告であった。 ^{201}Tl のみを封入したファントムと ^{201}Tl 、 ^{123}I を 1:1 となるように封入したファントムを作成し収集。TEW を使用しない ^{201}Tl のみ EW $\pm 10\%$ の画像をリファレンスとし、各 EW において視覚評価、コントラスト、NMSE の比較を行った。視覚評価、コントラスト、NMSE いずれも EW $\pm 20\%$ で結果が良好であった。TEW の有無による収集カウントを算出した。その結果からも収集カウントの減少は EW $\pm 20\%$ が最も少なかった。これらの結果より TEW を使用した ^{201}Tl の最適な EW は $\pm 20\%$ である。

【質疑応答】

Q、2 核種同時収集において最適な収集条件を決定する事は難しいと思うが、この研究プロトコルはどのようにしてできたのか？参考文献などはあるのか？

A、1 核種収集の画像と同一となる 2 核種同時収集の画像を視覚評価でみつけて、根拠となる物理評価を行った。文献も調べたが、自分たちで考えた研究プロトコルである。

演題 6 「TBI における肺補正フィルタの測定方法の検討」

浜松医療センター 診療放射線技術科 青島由季

【要約】

TBI における肺補正フィルタの測定方法についての報告であった。従来法から簡易的な垂直法を考案した。従来法では TBI の専用ベッドを使用、SCD450 cm、ガントリ角度 90 度、コリメータ角度 45 度、600MU で測定していたが、垂直法では寝台ベッドを使用、SCD150 cm、ガントリ角度 0 度、コリメータ角度 0 度、200MU に変更した。水等価ファントムの形状、SCD、装置条件の変化を検証、従来法と垂直法を比較した。水等価ファントムの形状の変化により透過率は約 1% 高値、SCD 変化により透過率は約 0.8% 低値、装置条件の変化については影響がなかった。垂直法の透過率は従来法より 0.3% 高値になった。従来法では約 40 分の測定が、垂直法では約 20 分で行える。今回の結果を考慮すれば従来法から垂直法への移行は可能である。

【質疑応答】

Q、従来法はガイドラインなどにある測定方法？または肺補正フィルタメーカーの推奨測定方法なのか？

A、当院で考案した測定方法である。

Q、この垂直法は実際の現場では使用を開始しているのか？

A、今回の結果より医師に許可を得て垂直法の使用を開始する予定である。

セッション III X 線撮影

座長 菊川市立総合病院 診療放射線科 高橋洋一

このセッションは 5 題の演題発表があり、ほかのセッションに比べてボリュームが多いセッションとなった。各演題とも FPD に関する発表である。そのうち 3 題は CR と FPD の比較に関する内容、2 題は新しい技術である X 線グリッドを用いず散乱線を除去する Intelligent Grid、Virtual Grid による内容であった。

演題 7 「FPD システムと CR システムの比較検討」

磐田市立総合病院 第 2 放射線診断技術科 板倉直矢 会員

同施設では、一般撮影にてコニカミノルタ社製 CR システムから FPD システムに更新された。CR の画質を保ちつつ、被ばく線量をどの程度低減できるか検討した。入出力特性、解像特性、ノイズと特性を比較した。入出力特性は、FPD の方がグラフが上方にあり、傾きとダイナミックレン

ジはシステム間の差は認められない。解像特性は CR の副走査方向とほぼ同等、NNPS は FPD の方が良い結果となった。DQE は各管電圧で FPD の方が優れている結果となった。

質疑応答では、PreSampled MTF の算出について、電圧によりチャートを変えているかとの質問に対し、高電圧用と低電圧用で変えていると返答があった。矩形はチャート法では高周波側で電圧依存性の場合誤差が生じる可能性があるため注意が必要との指摘があった。

演題 8 「ポータブル撮影における CR と FPD の比較」

聖隷浜松病院 放射線部 信岡亮太 会員

同施設では、救急外来での FPD によるポータブル撮影の運用が始まった。胸部ファントムを用いた画質の比較をした。予備実験で CR と FPD の DQE を求めた結果より、FPD では CR の半分以下の線量で撮影可能であると示唆された。この結果より CR は 2.8mAs、FPD は 1.4mAs と 1mAs について ROC 解析、CNR を比較した。ROC 解析では 95%信頼区間において有意差なし、CNR は 0~10cm で FPD の方が高い値となった。DQE が示唆するように FPD は CR の 1/2 の線量で撮影可能である。CNR は、FPD はノイズ特性が優れるためと考察されていた。

質疑応答、模擬腫瘍の配置に関する問いに対し、すべて同じ種類同じ位置になるようにしたと回答があった。模擬腫瘍は造影剤だと管電圧が上がると見えにくく、牛脂だとその逆になると思うが、見え方の違いは管電圧に関係ないかとの問いに対し、あからさまに見え方が変わると ROC 解析に影響が出る可能性があると思い前実験で濃度を試したという回答だった。

演題 9 「手指骨撮影における CR/FPD の画質評価」

聖隷浜松病院 放射線部 山口友花里 会員

同施設ではほとんどの撮影は CR から FPD 撮影に移行したが、手指骨撮影は FPD 画像では不鮮明であると、医師から指摘され CR で撮影していた。FPD のパラメータを調整することで手指骨撮影も FPD へ移行した。CR と FPD 物理評価として MTF、骨折線があるファントムを作成し骨折線を含むプロファイルカーブを比較。視覚評価として Scheffe の一対比較法にて骨折辺縁と骨梁の見え方を評価した。FPD では画像処理に周波数帯域で処理がかかるハイブリッド処理であったが、現在は従来のスタンダード処理を使用している。MTF は CR、FPD でほとんど変わらないが、4~5cycle/mm で CR が優位となった。プロファイルカーブはほとんど変わらない結果となった。視覚評価は、骨折線では F 処理が重要、骨梁の評価では現在使用している

ものが高評価であった。コントラストの有意差はなかった。MTF で CR の方が優位であったのはピクセルサイズが影響している。この差を埋めるためにスタンダード処理で高周波側の強調を得て CR より高い画質が担保できた。軟部から骨領域まで幅広い周波数がある場合はハイブリッド処理が有用であるが、手指骨撮影では特定周波数強調のスタンダード処理が有用と考察された。

質疑応答では、FPD に移行するにあたり、画質に差が出たのは読み取りピッチの差が影響しているのかとの質問に対し、それが原因の一つと考えられるが、今回周波数処理を変えることにより解決できた。CR から FPD に移行するにあたり医師からの評価はあったかとの質問に、医師からは FPD の画像で大丈夫であると了承を得ていた、との回答があった。

演題 10 「散乱線補正処理 (Intelligent Grid) と物理 grid における画像の物理評価による比較検討」

磐田市立総合病院 第 1 放射線技術科 永井香奈枝 会員

同施設ではコニカミノルタ社製 AeroDR を使用し、散乱線補正処理 Intelligent Grid (IG) を導入した。そこで IG 使用時と物理 grid 使用時の画像に差異があるか、IG と物理 grid の散乱線含有率、CNR、実際の撮影条件でのコントラスト比、CNR、プロファイルカーブを比較した。散乱線含有率、CNR は IG 強度が高くなるにつれよくなり、物理 grid が最も優れている。実際の撮影条件では管電圧 70kV では線量が不足し、IG 強度が高くなると CNR が低下する。そのため線量が少ない条件では IG は不適切と考察されていた。また、胸部 90kV、腹部 80kV では IG より物理 grid の方が画質が改善されるため、グリッドの水平が保たれない場合は IG、水平の場合は物理 grid が適切ではないかと考察された。

質疑応答では、当院では体厚が正確に測れていない懸念があり IG をまだ使用できていないが、IG は撮影後に強弱を選択できるが、しているかとの質問に対し、特にしていない、腹部等では G 値やコントラストを変えて出力することもあると回答された。

散乱線補正技術は各社まだ出てきたばかりの技術であるため、今後さらに検討されていくであろう。今後も検討したことがあったら発表をお願いしたい。

演題 11 「Virtual Grid における設定値と撮影条件のミスマッチによる画質への影響」

聖隷三方原病院 画像診断部 金子裕史 会員

同施設では、病棟ポータブル撮影で Virtual Grid (VG) を使用しているが、実際の撮影条件と Virtual Grid

parameter(VGP)にミスマッチが生じている。ミスマッチによる画質への影響を検討した。アクリル板の厚さを変化させ、パネル到達線量を 5mR と一定として、コントラスト、RMS 粒状度、CNR を計測した。VGP 適正值とリアルグリッドでは同等のコントラストなる。RMS 粒状度はリアルグリッドより VGP 適正值は小さい値となった。CNR はリアルグリッドより VGP 適正值の方が全体に高い値を示した。VGP を適正值にすることで正確な体厚を推定でき、適正な散乱線除去ができる。また、VG では粒状改善処理がかかるため、CNR が高くなると考察された。

質疑応答、VG は撮影後に VGP を変更できるが、実際にはどうしているかとの質問に対し、VGP を 1.4mAs 固定しており、撮影条件は体圧により変化させているが、VGP が周知されていないため撮影後に変更していないと回答があった。今後臨床的な実験で VGP のズレの許容範囲をだそうと検討しているそうである。

セッションⅣ X線 CT

座長 中東遠総合医療センター 診療放射線室 鈴木康章

手根骨・手指骨領域の最適な再構成関数の検討 1 題、股関節領域の体位の検討 1 題、冠動脈 CT 検査施行時の Air bubble 混入軽減の検討 1 題であった。

演題 12 「手根骨・手指骨領域における最適な再構成関数の検討」

聖隷浜松病院 放射線部 亀垣卓弥

GE 社製 Discovery CT750HD の高分解能モード (HD モード) を使用して手根骨・手指骨領域の有用性を通常モードと 3 種類の関数により物理評価・視覚評価を行い検討した内容の発表です。

座長質問：HD モードを使用してから貴院での検査のスルーブットに何か変化はありましたか？

回答：HD モードを使用するとデータ量が標準モードと比べて 2.5 倍になるため、従来よりも画像再構成時間がかかるようになりました。

座長：それでは通常撮影後、必要に応じて HD モードへ画像再構成を行っているのですか？

回答：プロトコルでオート再構成処理を行うように設定してあります。したがって、画像を確認するまでに時間を要します。

会場質問：日常的に運用開始されているのですか？

回答：数例の撮影した画像を整形外科医へ確認依頼をし、

HD-Ultra の関数を使用した画像が優れているとご評価をいただきましたので、後は 3D-VR 用関数の検討がまとまり次第、運用を開始していく予定です。

会場質問：スライドで示された HD-Ultra の関数を使用した画像の MTF は、オーバーシュートを起こしているものもあるようにみえたのですが、アーチファクトの検討はどのようにお考えですか？

回答：メーカーによると、HD モードを使用することによりアーチファクトは低減できるという報告を受けましたので、今回は確認していませんが、MTF によると HD-Bone+または HD-Ultra で比較すると、好みはあるとは思いますが、整形外科医のご評価通り HD-Ultra を採用していく予定です。

今後、ますます診断に有用な撮影法や画像再構成は装置特有のものも存在します。したがって、本演題のように物理評価や視覚評価を取り入れて検討をしていくのは重要であると考えられます。

演題 13 「股関節における体位の検討」

順天堂大学医学部付属静岡病院 放射線室 永徳一真

ランドファントムを使用して、股関節の撮影体位を 4 通り撮影 (通常仰臥位、患側をガントリ中心に近づけた仰臥位、患側を下にした斜位、患側を上にした斜位) し、アイソセンタから大腿骨頭までの距離を測定し、それと同じ位置の自作ワイヤーファントムを用いて物理評価をおこない空間分解能の向上を検討した内容の発表です。

座長質問：評価の最も高かった撮影体位 (患側を上にした斜位) で検査を行う場合でのポジショニングを維持するための現時点でのご検討はされていますか？

回答：確かに不安定ですので、現時点では患者固定具を股関節部のみではなく、体幹部まで延長させ、固定バンドで止めることで安定をさせています。

股関節撮影において、画質向上における撮影体位の試みはとても興味深く、体動の問題もあるとは思いますが、検討された撮影体位は今後臨床での活用も期待できるのではないかと思います。

演題 14 「医原性 Air bubble 混入事例から冠動脈 CT を見直して」

静岡県立総合病院 放射線技術室 渡邊真希

造影検査を行う際、ルート接続時やインジェクターへの接続、β ブロッカー投与など、手技時の空気混入により冠動脈 CT 検査の撮影画像に Air bubble が混入してしまう施設は少なくないのではないかと思います。その改善策を取り入れ、導入前後での比較検討をされた内容の発表です。

座長質問：造影ルートが長いほど、ルート内のエア抜きが難しいと思いますが今回の検討事項にありましたか？

回答：当院での造影ルートは、100 cmの造影ルート 1 種類しか採用されていないため、そのような検討はしていません。ただし、手技毎に三方活栓へ接続した生食シリンジへ逆血させているため、その点も含めて今後の検討課題とさせていただきます。

医源性 Air bubble による医療事故は少なからず報告されています。それぞれの手技毎に空気混入の有無を確認することにより、検査に関わる多職種のスタッフと協力することで Air bubble の減少につながった報告を受けて大変感心しました。

セッションV MRI

座長 浜松医療センター 診療放射線技術科 有谷航

当セッションで発表された演題は、最適なコイルの検討、撮像条件の最適化、解析精度に関する検証の3題であった。どの演題も臨床に直結する内容であり、日ごろ MRI 撮像をする上で大変参考になる内容であった。要約は以下の通りである。

演題 15 「当院 MRI 検査室における足関節撮像コイルの検討」

聖隷浜松病院 放射線部 長谷川晋也

演者の施設では、MRI 装置を複数所有しており、これまで足関節撮像を行っていなかった装置でも撮影を行う必要性が生じた。そこで、対象装置で足関節が撮像可能なコイルについて、磁場強度が同一な従来装置のコイルと比較検討を行い、発表された。検討は物理評価と視覚評価で、物理評価では円筒ファントムを対象に T1 強調画像と STIR 画像を撮像し、差分法による SNR と画像均一性を評価していた。一方、視覚評価では健常ボランティアについてファントムと同一コントラストの撮像を行い、靱帯描出能と総合画質について5段階で評価を行っていた。すべての画像は横断像で取得されていた。検討の結果、従来装置で使用していた QD EXTREMITY コイルに比べ、GP flex コイルが、SNR、画像均一性ともに優れる評価になった。また、視覚評価においても同等以上という結果になった。今後は、対象装置においては GP flex コイルを使用することとし、感度補正などを含めて臨床使用のためにさらなる検討を行う予定とのことであった。

MRI では、使用コイルはすべての撮像法の信号強度や均

一性に影響を与えるため、性能差を把握しておくことは大変重要である。この演題発表は、コイル選択の重要性を再認識させるものであり、その検討方法についても参考になる発表であった。今後臨床で使用していく中で、固定のしやすさや他断面の画質等について、さらに検討を深められることを期待する。

演題 16 「当院における1回息止め MRCP 撮像についての検討」

静岡県立総合病院 放射線技術室 大石恵一

演者の施設では、MRCP 依頼時には 3D VRFA-TSE である SPACE を使用した安静呼吸同期が第一選択であり、低画質の場合には息止めに RARE の撮像を行っている。安静呼吸同期が低画質であっても、20 秒程度の息止めが良好な方が多いこと、また 3D でデータを取得することの有用性を考慮して、1 回息止めによる 3D の MRCP 撮像に関する検討を行い、発表された。検討は、TR や TE、Turbo Factor (TF)、iPAT を変化した場合について、ファントム画像による信号強度、コントラスト、プロファイルカーブ形状の評価、健常ボランティア画像による信号強度、コントラストおよび視覚評価が行われていた。

検討結果を踏まえ、TR、TE、TF、iPAT を設定し、その他のパラメータを含めて息止め時間 20 秒程度になるように撮像条件を決めていた。この条件で撮られた正常ボランティア画像の視覚評価では、2D である RARE に比べて 3D 撮像の評価が高い結果になっており、その理由として 3D 撮像では MIP 作成時に背景信号をカットできること、任意の角度で観察できることなどを挙げていた。発表の最後には、息止め MRCP 撮像が有用であった症例の画像呈示がなされた。

本検討は 1.5T 装置、32ch のローカルコイルを使用したものである。安静呼吸同期や RARE に比べると、息止めの 3D 撮像では特に SNR に制限が生じる。コントラストや解像度をできるだけ維持したまま、息止め可能な撮像時間になるよう、詳細な検討が行われていた。

質疑では、撮像範囲を増やした場合など、そのままでは撮像時間が延長してしまう場合に、何を犠牲にし、どのように条件を変えるか、質問がなされた。演者の施設では、呼吸による息止めが第一選択であり、撮像時間が延びた場合は吸気による息止めとすることで対応していく予定である、との回答であった。

演題 17 「Phase contrast 法と頸部超音波パルスドップラ法による血流速度・血流量の比較」

静岡県立総合病院 放射線技術室 大川剛史

演者の施設では、頭蓋内動脈ステントや STA-MCA 吻合術後の評価において、Phase contrast 法を用いた血流解析を行っており、本発表では Phase contrast 法と頸部超音波パルスドップラ法による血流速度・血流量の比較結果について報告された。

評価の対象は、総頸動脈および内頸動脈で、正常ボランティアについて MRI および超音波撮像を行い、血流解析結果を比較していた。計測にあたり、MRI と超音波とで各血管の測定レベルおよびサンプルボリュームを同一としていた。解析にはエクセルを使用し、統計解析にて両者の関係性を評価していた。結果は、血流速度においては、比較的關係がとれていたが、血流量では比較的關係が弱く改善の余地があるとされた。理由として、MRI と超音波では解析画像取得に必要な心拍数や時間分解能が異なること、使用する画像の解像度が異なること、超音波では内頸動脈描出が難しい場合があることなどを挙げていた。

質疑では、超音波と Phase contrast 法のどちらがより精度が高い方法といえるのか、また解析結果に関して活発な討論がなされた。

今回の報告で、超音波と Phase contrast 法の血流解析結果の相関が示された。今後は、血流量解析の精度向上や、各値の真値との関係など、Phase contrast 法の解析精度についてさらなる検討を期待する。

第21回静岡県放射線技師学術大会 抄録集

平成28年7月29日発行

発行所 : 〒420-0064 静岡市葵区本通1丁目3-5 フェリス本通り202
公益社団法人 静岡県放射線技師会

発行人 : 山本 英雄

編集者 : 山本 智久

印刷所 : 松本印刷株式会社

〒420-0054 静岡市葵区南安倍1丁目1番18号

TEL(054)255-4862 FAX(054)253-2309

事務所案内

執務時間：月曜日～金曜日 午前10時より午後1時まで

TEL(054)251-5954

執務時間外は留守番電話にてお受けいたします。

TEL(054)251-9690

URL <http://shizuhogi.jp>

E-mail address : shizuhogi@ac.auone-net.jp