



JAPANESE  
SOCIETY  
OF  
RADIOLOGICAL  
TECHNOLOGY

Mar. 2016

# 撮影部会誌

Journal of The Subcommittee of Imaging Techniques and Research

## よりよい撮影技術を求めて

Pursuing Better Imaging Techniques in Radiology

Vol.24 No.1 通巻 66

### 第66回撮影部会

期日：平成28年4月14日（木）～17日（日）

場所：パシフィコ横浜

■第66回撮影部会 2016年4月14日(木)～17日(日) パシフィコ横浜

■テーマA：安全な腹部MR

司会：奈良県立医科大学附属病院(撮影部会委員) 中前 光弘

教育講演 『腹部臓器に対するMR(画像下治療)の現状』

講師：慶應義塾大学放射線診断科 中塚 誠之 (2)

ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて(その128)～『チームで考える安全な腹部MR』

座長：帝京大学(撮影部会委員) 岡本 孝英  
川崎市立井田病院(撮影部会委員) 三宅 博之 (6)

(1)「血管撮影装置の変遷」

兵庫医科大学病院 松本 一真 (7)

(2)「腹部MRの実際」

大阪市立大学医学部附属病院 高尾 由範 (11)

(3)「腹部MRでの放射線管理」

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇 (15)

(4)「患者の気持ちに寄り添ったチーム医療を考える」

国立がん研究センター中央病院 浅井 望美 (18)

■テーマB：X線CT撮影の標準化

司会：東千葉メディカルセンター(撮影部会長) 梁川 範幸

教育講演 『X線CT撮影の標準化に期待するもの』

講師：大阪大学大学院医学系研究科 渡邊 嘉之 (20)

ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて(その129)～『X線CT撮影の標準化～GALACTIC(第2版)～』

座長：国立がん研究センター東病院(撮影部会委員) 村松 複久

藤田保健衛生大学病院(撮影部会委員) 井田 義宏 (21)

(1)「胸部CT撮影技術ガイドライン」

栃木県立がんセンター 萩原 芳広 (22)

(2)「循環器CT撮影技術ガイドライン」

独立行政法人地域医療機能推進機構 北海道病院 山口 隆義 (25)

(3)「整形CT撮影技術ガイドライン」

労働者健康福祉機構 富山労災病院 野水 敏行 (29)

(4)「X線CT撮影標準化におけるCT-AEC」

国立がん研究センター東病院 野村 恵一 (33)

(5)「標準化における造影技術」

さいたま赤十字病院 寺澤 和晶 (37)

■テーマC：MRI安全性アップデート：患者さんの安全のために

司会：さいたま市立病院(撮影部会委員) 藤田 功

教育講演 『MRI恐怖症の理解と対応』

講師：さいたま市立病院 仙波 純一 (42)

ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて(その130)～

『MRIの安全性アップデート 高磁場環境と条件付きMRI対応インプラントの取り扱いについて』

座長：群馬県立県民健康科学大学(撮影部会委員) 林 則夫

さいたま市立病院(撮影部会委員) 藤田 功 (45)

(1)「MRI検査の安全管理：操作者に望むこと」

大阪大学医学部附属病院 土井 司 (46)

(2)「体内埋め込み型医療デバイスに対するMRIの物理特性」

東海大学情報理工学部情報科学科 黒田 輝 (51)

(3)「条件付きMRI対応インプラントの取り扱い：CIEDsを中心に」

高崎総合医療センター 小林 幸史 (55)

(4)「条件付きMRI対応インプラントの取り扱い：人工内耳を中心に」

福島県立医科大学附属病院 清野 真也 (57)

■第65回撮影部会報告

テーマA「デジタル技術の活用と撮影技術の再考」

奈良県立医科大学附属病院(撮影部会委員) 中前 光弘 (60)

テーマB「医用画像の新たな活用」

東千葉メディカルセンター(撮影部会長) 梁川 範幸 (61)

■平成27年度 放射線撮影部会事業報告

東千葉メディカルセンター(撮影部会長) 梁川 範幸 (62)

平成28年度 撮影部会事業計画

■お知らせ・編集後記

## 『歩きながら考える』

りんくう総合医療センター（撮影部会委員）

西池 成章

昨年度より、撮影部会委員として部会活動に参加させていただいた。振り返れば、私自身、撮影部会の事業展開に受動的な一年だった。そこで、今一度、撮影部会の役割、活動について考え、今後の部会活動への戒めとしたい。

撮影部会では、総会学術大会・秋季学術大会において、教育講演やワークショップを開催しているのは皆様のご承知の通りである。加えて、“X線 CT撮影の標準化”に代表される撮影指針の構築、基礎から先端技術の情報提供などを行っている。これらの部会事業は、“より良い撮影技術”を構築するというグランドデザインのもと、臨床に直結した放射線技術学を推進することを目的としている。

“より良い撮影技術”の確立には科学的根拠が重要であり、科学的根拠となる研究支援が撮影部会として重要な活動の一つと考える。ここで、研究活動と部会活動について、昨年度、NHK 大河ドラマの主人公（楫取美和子）の兄である吉田松陰の名言を例に挙げ知見を述べる。吉田松陰の数ある名言の一つに、“知行合一”がある。ご存知の方も多いと思われるが、自分なりに要訳すると、知ること（知っている、知ったこと etc.）と行動することは同じということになる。この“知行合一”的な考え方には“知先行後”がある。こちらは、知る（極める）ことが重要であり、行動はその後であるという考え方である。研究は、テーマや実験方法などをデザインし、かつ、文献検索やベースとなる知識が必要であり、行動（研究）を起こすまでの基本的な知識の習得が重要となることが多いことから“知先行後”的といえる。一方、部会活動は、過去（基礎）、現在（専門）、未来（先端）を視野に置いた活動であり、じっくり腰を据えた活動というよりは、何かを企画することと部会活動がほぼ同次元であるため、“知行合一”的といえる。“知先行後”，“知行合一”どちらも研究活動と部会活動に参考になる考え方であり、いずれかを当てはめる事は適当ではないが、本来、研究活動と部会活動は同じではない。ただし、「社会への還元」としてとらえると、その方向性は双方同じである。研究成果は科学的な根拠になると同時に、“より良い撮影技術”的な構築につながる。繰り返しになるが、研究につながる事業展開が部会事業として重要な役割といえる。

現在、撮影部会が担務している検査は、一般撮影、消化管撮影、血管撮影、CT検査、MR検査、超音波検査と私たち診療放射線技師が日常診療で携わるほとんどの検査をしめている。これらの領域で、常に結果を残してきた諸先輩方には敬意を表さないわけにはいかない。今回、私自身の考える撮影部会の役割を簡単にまとめた。諸先輩方が築いてこられた土台に胡坐をかかず、とりわけ、「科学技術の進歩が著しい」、「学会の国際化」といわれて久しい現在、“立ち止まって”考えていては対応できない変革の世の中である。“より良い撮影技術”的な構築につながる事業展開を目指し“歩きながら“考え取り組んでまいりたい。

皆様方におかれましては、撮影部会委員が企画した事業にご参加いただき、叱咤激励、忌憚ないご意見をいただければ幸いである。

## 『腹部臓器に対する IVR (画像下治療) の現状』

An Overview of Interventional Radiology for Abdominal Organs

慶應義塾大学 放射線診断科

中塚 誠之

### 1. IVR (画像下治療) とは

IVR (Interventional Radiology) はそもそもわかりにくい言葉である。IVR 学会は 2014 年に「画像下治療」という和名を定義した。非医療人の理解を得るために取り組みの一つである。そもそも IVR とは、放射線診断装置（透視、超音波、CT など）をガイドとして、カテーテルや針を用いて治療（あるいは診断）を行う手技（Radiologic Intervention）である。

IVR は、放射線科医のみならず循環器内科医が行う PCI (Percutaneous Coronary Intervention)、脳外科医が行うこともある CAS (Carotid Arterial Stenting) など、他診療科医師が行う手技をも包含する広い概念であり、決して放射線科医が行うもののみを意味するわけではない。ただし、IVR 施行に際しては、「正確な画像解剖、画像所見の理解」、「優れた治療技術」、「適切な患者管理」が必要である。定型的な末梢血管の狭窄等を判断する場合は複雑な画像解剖や画像理解は必要としないが、一般的に腹部領域の IVR ではまさに「正確な画像解剖、画像所見の理解」が必要となる。

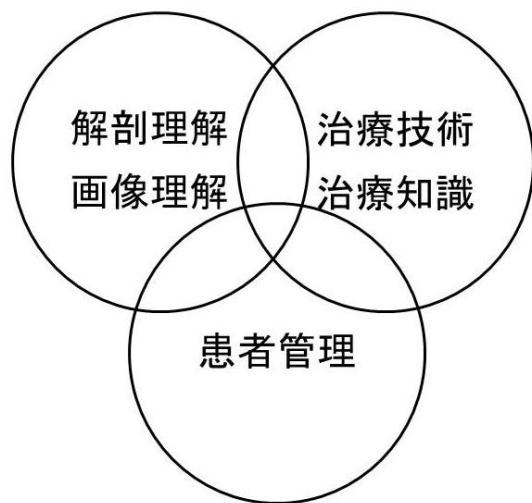


図 1 IVR 施行に必要な要素

### 2. IVR の動向

IVR 学会では、2007 年より修練機関での実施手技の web 登録を義務付けている。2010 年は 169 施設が 58,160 件、2015 年は 213 施設が 67,923 件の手技を登録している。手技の大分類は、血管系では緊急止血や腫瘍に対するものを含めた血管塞栓術、血管形成術、動注術、カテーテルなどの留置術があり、非血管系ではドレナージ術、生検術のほか組織壊死術（アブレーション）などがある。

術式の詳細術式では、最多の腹部 IVR は肝細胞癌に対する化学動脈塞栓術 (TACE) であり、毎年 15,000 件前後の件数が登録されている。ただし、5 年間で修練機関数が 3 割程度増加しているので、各施設当たりの TACE の件数は減少傾向であるといえる。さらに、肝癌に対する動注術、リザーバーカテーテル

留置術はともに半減している。リピオドールを用いた conventional TACE が行いにくい症例は従来は動注術が選択されていたが、2014 年以降治療直後の肝障害が少ない球状塞栓物質（ビーズ）による TACE が選択された可能性がある。

EVT では腹部大動脈瘤に対するステントグラフトは登録施設に増加を上回って増加傾向であるが、その他の EVT は微減である。IVR 医の大半が放射線科医であり、血管外科医や循環器内科医により行われる手技が増えていることによると予想される。

肺腫瘍生検の増減はないが、その他の腫瘍生検（骨腫瘍、肝腫瘍）が著明に増加している。腫瘍の病理診断により適切な抗癌剤治療がなされることが当たり前となってきていることを反映している。また、一部の腫瘍の関与する遺伝子変異が明らかとなり、分子標的薬による個別化医療が日常臨床として行われている。近年は分子標的薬耐性獲得後の治療も発展しており、超音波ガイド、CT ガイドとともに腫瘍生検の需要はさらに高まっていくと予想される。

そのほか、腹部膿瘍に対するドレナージ術、消化管出血や腹部実質臓器に対する止血術が増加傾向である。救急医療における IVR の認知、重要性の高まりを意味する部分もあるが、手術後合併症に対するリスク低減のための IVR も少なからず含まれている。過去に膿瘍などの感染症に対して抗生素質を使い続け耐性菌の出現が問題となったこと、手術後の合併症に対し適切な治療が遅れると問題が大きくなりうるという医療の背景に影響されていると考えられる。また、CV ポート、CV カテーテル挿入や透析シャントに対する血管形成術は増加傾向であり、前者は医療安全の観点から IVR 医の下で透視下に行われる施設が増加傾向であることを意味する。

| 詳細術式                | 2015 年 | 2010 年 | 増減 (%) |
|---------------------|--------|--------|--------|
| 総施設数                | 213    | 169    | 26     |
| 総登録数                | 67923  | 58160  | 17     |
| 肝細胞癌に対する TACE       | 14350  | 15186  | -6     |
| CV ポート+CV カテーテル挿入   | 12510  | 9112   | 37     |
| CT ガイド下肺生検          | 2949   | 2842   | 4      |
| 腹腔膿瘍 ドレナージ          | 2919   | 1634   | 79     |
| 透析シャントに対する血管形成術     | 2404   | 1011   | 138    |
| 下肢動脈に対する血管形成術       | 1924   | 1863   | 3      |
| 肝癌に対する動注術           | 1513   | 2880   | -47    |
| CT ガイド下骨生検          | 1482   | 993    | 49     |
| 経皮経肝的胆管ドレナージ (PTBD) | 1170   | 1106   | 6      |
| 腹部大動脈ステントグラフト       | 1072   | 681    | 57     |
| 消化管出血に対する止血術        | 915    | 576    | 59     |
| 腹部実質臓器に対する止血術       | 906    | 584    | 55     |
| 肝生検                 | 899    | 467    | 93     |

表 1 2015 年と 2010 年の IVR 術式 Web 登録数の変化

### 3. 腹部領域の IVR

腹部領域の IVR はおもに Interventional Oncology, Interventional Palliation, 救急医療における IVR, リスク低減のための IVR が挙げられよう。Interventional Oncology には TACE を含めた動脈塞栓術、動注術、肝・腎腫瘍に対するラジオ波焼灼術 (RFA), 凍結治療がある。Interventional Palliation としては癌性疼痛を伴う骨腫瘍に対する RFA, 凍結治療や、悪性胆管閉塞に対する胆管ステント留置がある。

救急領域のIVRの代表は動脈塞栓術である。動脈塞栓術は金属コイルやゼラチンスポンジで行われてきたが、医療用接着剤(NBCA)の利用がIVR学会の教育プログラムを通じて全国に広がり、従来の塞栓物質では止血困難であった播種性血管内凝固症候群(DIC)症例の塞栓術に大きな進化をもたらした。カテーテルを挿入する技術だけでなく、適切な塞栓物質を選択する知識を含めて「優れた治療技術」とすべきであろう。さらに血管を温存しなければならない動脈からの出血は、ステントグラフトを留置することにより止血を得ることができ、IVR学会では血管形成止血術とあらたな術式を定義している。

リスク低減のためのIVRは今後その必要性が高まり、さらに広まっていくと考えられる。手術後早期の出血に対する動脈塞栓術や血管形成止血術だけでなく、胆汁瘻や膣液瘻に対するドレナージ術、途絶した胆管の交通性を回復させる胆管形成術などが挙げられる。これらに対しては、手術(Surgical Intervention)により対応する方法もあるが、少なくとも手術後早期の再手術は患者負担を考慮すると一般的には得策ではなく、侵襲の少ないIVRは優れていると考えられる。

#### 4. 腹部領域のIVRへの診療放射線技師、看護師の関与

IVRが治療である以上、「優れた治療技術」、「適切な患者管理」も必要であるが、特に後者ではIVRに関わる看護師と協力する必要がある。

腹部領域のIVRの特徴は、頭頸部、骨盤領域同様、解剖が複雑であり、画像所見が難解であることが少なくないことがある。放射線科出身のIVR専門医はすでに放射線診断専門医を取得しており、「正確な画像解剖、画像所見の理解」には長けているはずである。ところが、過去の治療等により解剖が複雑となっている症例など、IVR施行医が治療技術に集中せざるを得ない場合など、画像解剖、画像所見の理解に関しては、画像診断に関して目の肥えた放射線技師の助言、協力が必要となる。救急の症例では、看護師とともに患者状態の管理に目を配る必要があり、優れた放射線技師の実績に裏打ちされた助言が必要である。

IVR中では、具体的には動脈塞栓術の際の栄養血管の同定、塞栓禁忌血管の指摘である。これらはIVR前のdynamic CT、術中画像からの再構成画像等の作成、助言も貴重である。胆管<sup>1)</sup>、門脈の閉塞に対するIVRにおいてもCT画像の再構成が有用である。そのほか、血管造影室外、CT室等では、IVRが必要と思われる症例の発見に積極的に関与し、IVR医への連絡など、放射線科医、IVR医との協力が望まれる。

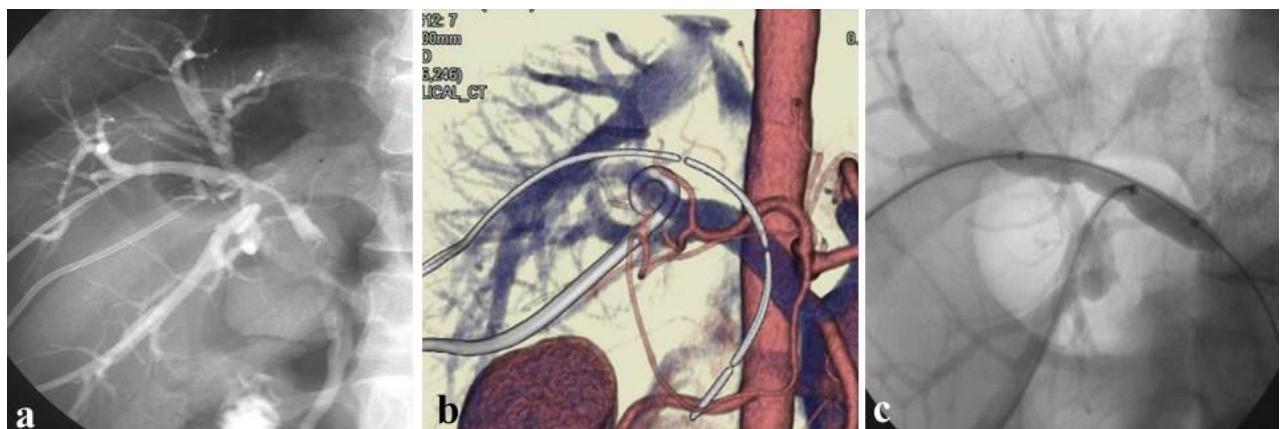


図2 60歳代男性、左葉切除8か月後、術後胆汁瘻による晚期胆管狭窄。前区域枝は容易に内外瘻化できたが後区域枝は2回内外瘻化不成功(a)。CTで後区域胆管枝と前区域枝の間に主要な血管がないことを確認し(b)、透視下バルーン穿刺(c)、内外瘻化。バルーン拡張を行い、tube抜去後12年が経過。

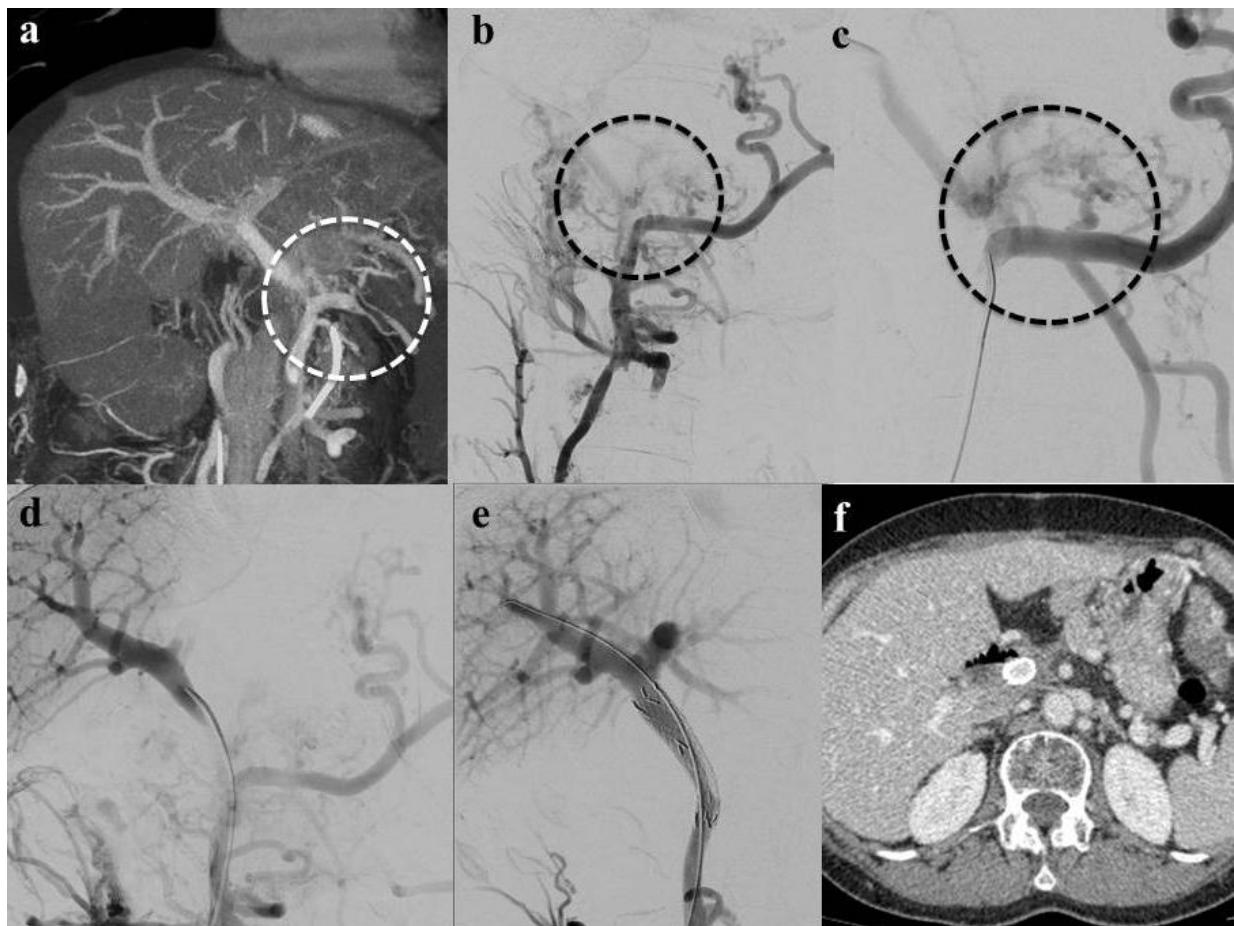


図3 40歳代女性、脾頭十二指腸切除後2年。術後脾液漏による晚期門脈閉塞、難治性腹水。CT冠状断像にて門脈閉塞部は短区域であることを確認(a)。小開腹で経回結腸静脈経由で上腸間膜静脈造影を施行し(b)、狭窄部に到達(c)、短区間の閉塞を穿通し(d)バルーン拡張およびステント留置を行った(e)。1年後のCTで門脈の開存と腹水の消失を確認(f)。

## 5.まとめ

IVRの現状、腹部領域のIVRの動向を記載した。診療放射線技師、看護師、IVR医はチームとしてIVR診療にあたることが望まれる。

## 参考文献

- 1) Hwang S, Lee SG, Sung KB, et al. Long-Term Incidence, Risk Factors, and Management of Biliary Complications After Adult Living Donor Liver Transplantation. *Liver Transpl* 12: 831-838, 2006.
- 2) de Jong EA, Moelker A, Leertouwer T, et al: Percutaneous Transhepatic Biliary Drainage in Patients with Postsurgical Bile Leakage and Nondilated Intrahepatic Bile Ducts. *Dig Surg* 30: 444-450, 2013.

## 『チームで考える安全な腹部 IVR』

座長：帝京大学（撮影部会委員） 岡本 孝英

川崎市立井田病院（撮影部会委員） 三宅 博之

血管内治療が施行され数十年が経った。現在の Interventional Radiology (IVR) は治療手技での新しいアイディア、それをサポートするべく多くの診療材料が開発されたことで手技が煩雑化している。また血管撮影装置のデジタル化に伴い、リアルタイムに適切な対応が求められ、より高いレベルを診療放射線技師は求められている。そして施行医はより超選択的にカテーテルを進め、手技時間が長くなるため医師の負担が増えてきた。診療放射線技師は医師の求める画像やプロトコルを瞬時に判断し、スムーズに治療が進むように努めなければならない。IVR 施行中、患者は同じ体位で動くことができず、看護師の存在はこのような患者の苦痛・不安を軽減するためにも必要である。看護師が患者を看護することにより、医師は安心して治療を施行することができる。このように IVR を安全安心に施行するには医師・看護師・診療放射線技師を中心としたチーム医療が不可欠であり、もう一度チーム医療について皆で考える必要性がある。

今回、一般撮影分科会は腹部 IVR について開催する。教育講演では「腹部臓器に対する IVR (画像下治療) の現状」と題して、慶應義塾大学の中塚誠之 先生にご講演をお願いしている。IVR に携わっている技師およびこれから携わる技師に対して腹部 IVR の解説、検査中の技師への要求、また検査前に知っていて欲しいことなどをご教授していただく。

ワークショップでは「チームで考える安全な腹部 IVR とは」と題して、4 名の先生方にご講演していただく。

### 1. 「血管撮影装置の変遷」

兵庫医科大学病院 松本一真 先生

### 2. 「腹部 IVR の実際」

大阪市立大学医学部附属病院 高尾由範 先生

### 3. 「腹部 IVR での放射線管理」

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇 先生

### 4. 「患者の気持ちに寄り添ったチーム医療を考える」

国立がん研究センター中央病院 浅井望美 先生

松本先生には血管撮影装置・診療材料などについて講演していただく。高尾先生には IVR の手技に合わせたプロトコルについて CBCT などを含めて講演していただく。坂本先生には医療被ばくの低減および管理について講演していただく。そして浅井先生には看護師の立場から IVR を安全に進めるための看護師の役割などについて講演していただく。

今回のワークショップでは安全に IVR を施行することを皆様と一緒に考えていきたいと思っている。より多くの方に参加していただき、活発な意見交換ができるることを期待している。

（文責：三宅）

## 『血管撮影装置の変遷』

The change of the angio machine

兵庫医科大学病院

松本 一真

### 1. 背景

1895 年に Wilhelm Conrad Röntgen 博士によって発見された X 線は、それから 120 年を経た今日においても現代医療では欠かせない診断ツールとなっていることは言うまでもない。その X 線を利用した IVR は、1953 年に Seldinger, S.I. により経皮的血管内カテーテル挿入法が報告されてからその手技は確立され、現在に至るまで、適応は増加の一途をたどっている<sup>1)</sup>。当然のことながら血管撮影装置も発展を遂げ、表示形式は F.S. からデジタルへ、検出器は I.I. から FPD と進化し、それに伴い付随するアプリケーションのイノベーションも手技の高度化に寄与してきた。IVR に欠かすことができない造影剤や塞栓物質においても時代とともに常に変化し続けてきた。今回、IVR における装置や造影剤、塞栓物質の変遷を述べるとともに、最新の IVR について情報提供をしたいと思う。

### 2. 血管撮影装置の変遷

当院における血管撮影装置の歴史を紐解くと、1973 年に腹部血管撮影装置(Fig.1)と心臓血管撮影装置が導入されている。当時の血管撮影は肉体労働そのもので、重たいフィルムレシーバとサーバを持って、暗室と血管撮影室を何度も走りまわっていた。装置の安全機構も不十分で、レシーブマガジンが装着されていなくても撮影が可能であるなど、今では考えられないような機構も多々あったように思う。

1989 年には DSA 装置が導入されている(Fig.2)。フィルムレシーバが I.I. に付随しており、可倒式に入れ替えることで、DSA と F.S. によるカットフィルム撮影が可能であった。また、ステレオ X 線管による撮影も可能で、3D 撮影など不可能であった当時はよく利用されていた。



Fig.1 トリトロス-5S (SIEMENS)



Fig.2 ポリトロス 80 (SIEMENS)

1992 年になるとひとつの部屋に血管撮影装置と CT 装置を配置した IVR-CT システムが開発され、当院にも 1995 年に導入されている(Fig.3)。本装置の登場により、腹部領域の IVR において経動脈性門脈造影下 CT

(CT during arterial portography: CTAP) や肝動脈造影下 CT(CT during hepatic arteriography:CTHA) (Fig. 4)が容易に施行可能となり存在診断の精度向上や、目的血管の選択が容易になるなど、現在の腹部領域の IVR の礎となっていることは言うまでもない。



Fig.3 SF-VA20・CT-W2000(日立)



Fig.4 CTAP(a)と CTHA(b)

2000 年代初頭には回転撮影による 3D 表示が可能な装置が開発され、当院にも 2004 年に導入された (Fig.5)。本装置は主に脳血管の撮影に用いられ、ワーキングアングルの設定や血管径の計測が容易なことから脳血管領域の IVR は飛躍的に進歩した (Fig.6)。

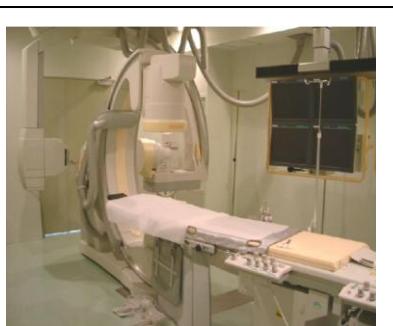


Fig.5 Integris Allura (PHILIPS)



Fig.6 3D 画像のワーキングアングル

2006 年には FPD 搭載コーンビーム CT 機能付血管撮影装置が導入された。これは全国でも先駆けての導入であった。とはいっても、撮影前に毎回キャリブレーション用の回転撮影が必要であったり、コーンビーム撮影時には補償フィルタの装着が必要であったりと、まだまだ汎用性には乏しい中、使用していた感があった(Fig.7)。



2000 年代初頭に FPD が搭載された血管撮影装置がリリースされてから現在に至るまで、ハードウェアの革命的なイノベーションはさほど見受けられない。しかしながら、血管撮影装置に搭載される演算装置については家庭用 PC を見てもわかるように、かなり高速化かつ大容量化しており、それに伴い付属のソフトは著しい進化を遂げている。さまざまな画像処理技術も進歩し、コーンビーム CT の CTAP や CTHA の画像も TACE に充分使用可能なほど進化を遂げた(Fig.8)。また、血管撮影装置と外科手術用の寝台を組み合わせたハイブリッド型手術室も普及はじめ(Fig.9)、血管撮影装置は日々発展を遂げている。

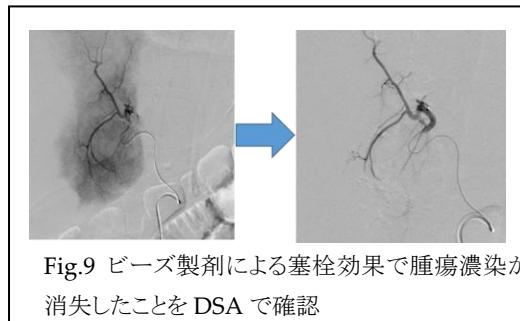


### 3. IVR に用いる造影剤と塞栓物質の変遷

IVR に用いる造影剤は、ヨード造影剤が基本となる。ヨード造影剤は、1927 年にポルトガルの神経学の教授 Moniz により世界ではじめて脳血管撮影に用いられて依頼、現在も広く使われている。1970 年代に入って現在も使用されている非イオン性ヨード造影剤が開発された。非イオン性ヨード造影剤が使用されるようになってからは、アレルギー様症状や血圧が低下するなどの重篤な合併症は激減した。ヨード造影剤を使用する際に考慮するべき事として、前述した合併症の他に造影剤腎症がある。腎機能障害患者に対する IVR の際は、

欧洲泌尿生殖器放射線学会(ESUR)のガイドラインを参考に, 血清クレアチニン(S-Cr)が 1.5mg/dL 以上で, eGFR が 60mL 以下の場合には, 非適応にするか炭酸ガスによる造影で IVR を行うことが望ましい. また, ヨード造影剤によりアレルギー様症状を呈する患者には, ステロイドを予め投与し, 可能な限り少量で済ませることが原則である<sup>2)</sup>.

腹部の IVR で主に使用される塞栓物質は, 一時塞栓物質としてゼラチンスポンジ, 多孔性ゼラチン粒, でんぶん小球体, リピオドール, 永久塞栓物質として金属コイル, エタノール, NBCA と近年登場したビーズ製剤がある. それぞれ, PTPE ではゼラチンスポンジ, 多孔性ゼラチン粒など, PTO では金属コイル, エタノールなど, PSE では金属コイル, BRTO では金属コイルと硬化剤として ethanolamine oleate iopamidol(EOI)など, 手技によって使い分けられている. 腹部の IVR の中でもっとも一般的である肝動脈塞栓術では, リピオドールと抗癌剤の混合液(リピオドールエマルジョン)の注入後に塞栓物質として多孔性ゼラチン粒を注入していたが, 近位の血管で凝集することなく末梢に流入し, ビーズの径に近似した血管まで到達し塞栓することが可能なビーズ製剤が用いられるようになった. ビーズによる肝動脈塞栓術では塞栓後に CT を撮影しても塞栓効果の確認が不可能なので, 一定の注入後に DSA 撮影を行い, 肿瘍濃染の消失を確認する必要がある(Fig.10).



#### 4. さいごに

今回は血管撮影装置のみならず, IVR に用いられる造影剤や塞栓物質についての変遷と近年の特徴を述べた. それぞれの進歩により IVR の需要はさらに高まつくることが予想される. 血管撮影装置の機能が多様化したり, 造影剤や塞栓物質が増えるとともにそれに従事する診療放射線技師も日々研鑽が求められる. それぞれの特徴を理解し, 熟知した上で手技に従事することが必要である.

- 1) 森田 穣. IVR の歩んできた道, 歩む道. IVR 会誌 Jpn J Intervent Radiol 23:285-299, 2008.
- 2) 廣田 省三. IVR と血管造影-治療における造影剤の役割-. 日獨医報 第 56 卷 第1号:41-48, 2011.

## 『腹部 IVR の実際』

A practical support in the abdominal interventional radiology

大阪市立大学医学部附属病院

高尾 由範

### 1. はじめに

Interventional radiology (IVR) は画像下に行われる治療手技の総称であり、今回のテーマである腹部領域の血管系 IVR に限定した場合でも、様々な臓器や血管（動脈、門脈、静脈）を対象に動注療法、血管塞栓術、血管形成術・ステント留置術、生検や血液サンプリングなどが施行されている。

IVR における診療放射線技師の役割は、カンファレンスやタイムアウトを通じた情報の共有、参照画像の提示によるルートナビゲーション、ワーキングアングルの提案、放射線被ばく低減などの診療支援であり、チームの中で与えられた役割を果たしながら術者とともに最良の結果（手技の成功）を目指す。臨床では、進捗に合わせたリアルタイムな支援が求められることから、術者とのコミュニケーションは欠かせない。これは、初学者が IVR に対して感じる難しさ（壁）となっているが、IVR に従事する面白さでもある。本稿では、腹部の塞栓術を例に挙げ、腹部 IVR で求められる画像と支援のポイントについて述べる。

### 2. 支援に必要な情報

IVR の支援では特に形態情報が重要視され、2 次元の形態情報と血流情報（時間情報）が得られる血管撮影と 3 次元の形態情報が得られる CT (CBCT) 像が多用される。腹部に限らず IVR に必要な情報は、位置（どこに）、形態（どんな病変が）、性状（血管撮影でどのように見えるか）の 3 点である。術前から術中（治療）にかけては、これらの情報を元に病変を特定し、病変（治療部位）へのアクセスルートを明らかにする。特に腹部の血管は破格や蛇行が多いため、術者が血管解剖を正確にイメージし、手技に反映できることが成功の鍵といえる。また、術中（治療）から術後にかけては、手技が適切に行えていることを評価する。特に肝癌の IVR では、病変の造影効果の消失や病変への塞栓物質の分布が手技のエンドポイントとされる。

### 3. 透視・撮影プロトコル構築のポイント

IVR では、透視下にカテーテルやワイヤなどのデバイスを操作する。そのため、透視ではデバイスを確実に視認する必要がある。また、撮影では細い血管だけでなく腫瘍濃染や門脈、静脈などの淡い造影効果についても描出することを求められる。以下に例を示す。

肝動脈化学塞栓術 (TACE) は、HCC をはじめとする多血性肝腫瘍の症例を中心に腫瘍の根治や肝機能を維持した腫瘍のコントロールを目的として施行されている。そのため、塞栓術は亜区域枝以遠までカテーテルを選択的に挿入して行う選択的な塞栓術が推奨されている。そのため、透視ではマイクロカテーテルを視認する必要があり、DSA では細かな流入血管だけでなく、腫瘍濃染に代表される淡い造影効果や流出血管についても描出することが求められる（図 1）。

バルーン閉塞下逆行性静脈塞栓術(B-RTO)は、大循環短絡路に形成された静脈瘤の破裂予防を目的として施行される。透視ではTACEと同様にカテーテルの先端を描出することが求められ、複数の排血路が顕著に発達した症例では、金属コイルによる塞栓が追加されることもある。硬化剤を注入する直前に施行するBRTVでは静脈瘤の形態を確認するだけでなく、バルーンによる閉塞効果(順行性の血流が残存していないこと)や逆行性に描出される排血路や門脈を描出することが求められる(図2)。

#### 4. 血管造影下 CT(CBCT)プロトコル構築のポイント

CT(CBCT)は、血管の3次元的な血管解剖を明らかにするだけでなく、腫瘍の性状診断や塞栓範囲の確認、流入動脈の同定などを目的として施行される。特に肝腫瘍性病変の診断・治療では、IVR-CTを使用して塞栓術を施行した場合に治療効果が高いことが知られており、腹部IVRに欠かすことのできないツールとしての位置付けとなっている。最近では、CBCTの画質が向上したことにより撮影速度(回転速度)も向上することで腹部領域でもCBCTの活用が進んでいる。しかしながら、CTと比較してCBCTは、装置構成上の欠点を有していることから臨床で活用するためには、様々な欠点を補うようにプロトコルを構築する必要がある。CT during arterioportography (CTAP)とCT during hepatic arteriography (CTHA)を例に挙げ解説する。

CTAPでは、腫瘍と肝実質のコントラスト差を描出するだけでなく、門脈、肝実質、肝静脈についても描出することが求められる。そのため、門脈、肝実質、肝静脈の造影効果が十分に得られ、さらに心臓から駆出される造影剤の再循環により腫瘍濃染が生じないタイミングで撮影することが必要となる。先行研究より推察される肝臓のtime density curve (TDC)ならびに当院のCB-CTAPの撮影プロトコルを示す(図3)。適切な撮影タイミングで撮影を行うことで、CTだけでなく、CBCTを用いても肝実質と腫瘍の適切なコントラストを得ることができる。

CTHA早期相で腫瘍濃染と栄養動脈を描出し、後期相でリング状の造影効果(コロナ像)を描出することが求

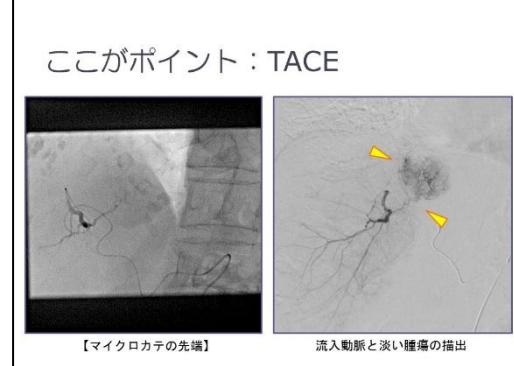


図1. プロトコル構築のポイント(TACE)

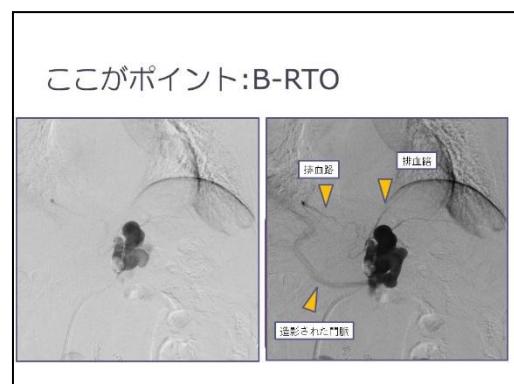


図2. プロトコル構築のポイント(B-RTO)

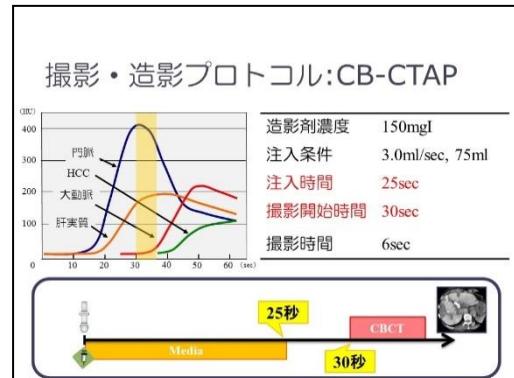


図3. プロトコル構築のポイント(CB-CTAP)

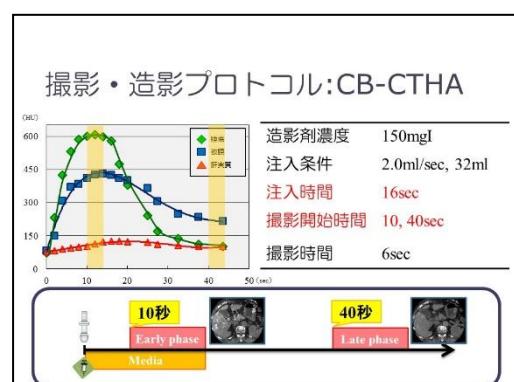


図4. プロトコル構築のポイント(CB-CTHA)

められる。CTHA は CTAP や経静脈性の CT と異なり、血管床を介さず直接血管や腫瘍を造影するため各部の造影効果が急速に変化する。single level Dynamic CTHA の TDC ならびに当院の CB-CTHA の撮影プロトコルを示す(図4)。通常サイズの腫瘍であれば、造影剤注入後 10 秒程度で腫瘍実質と被膜を合わせた濃染が得られる。鮮明な血管像を得るために早期に撮影を開始した場合には、被膜の造影効果や肝実質の造影効果が乏しいことが解る。CBCT を使用する場合には、急速に造影される腫瘍や被膜により肝実質にアーチファクトを生じることもあるため、撮影タイミングには十分な配慮が必要である。また、コロナ像は、造影剤の注入を停止した直後より現れるが、明瞭なリングを呈するのは造影剤の注入を停止してからおおよそ 25 秒後である。その後、造影効果はゆっくりと消失するため、造影剤の注入を停止して 25 秒から 35 秒程度が最適な後期相の撮影タイミングである。

## 5. リアルタイムな支援を実現するために

IVR で活用される血管撮影像や CT(CBCT) 画像は、呼吸や体動により容易にアーチファクトを生じる。簡単な後処理でアーチファクトを減じることができる場合もあるが、強くアーチファクトが生じた場合には、処理時間の延長が生じるだけでなく画像の正確性も損なってしまう。様々な撮影プロトコルの工夫により画質を改善することも大切ではあるが、撮影に際しては、患者に呼吸停止や体動抑制の必要性を十分に説明し協力を求め、呼吸停止や体動に起因するアーチファクトが最小となるよう努めることが大切である。

## 6. 展望

腹部領域に限らず IVR の適応は広がるばかりである。機器やデバイスの進歩は、新たなアイデアのもと新たな手技と適応を生み出している。MDCT を搭載した IVR-CT システムの登場は、血管造影下 CT を用いた広範かつ詳細なアクセスルートイメージングを可能とした。また、ボリュームデータが容易に取得できるようになったことで、動脈造影下の 4D イメージングなども可能となっている。

新たな画像情報は腹部 IVR に新しいアイデアを与えるだけでなく、IVR の適用拡大や精度向上に寄与すると考える。さらに近年普及しつつある金属アーチファクト低減処理は、これらの技術の適用を広げると考える。

## 7. まとめ

機器の進歩によって得られる情報の精度と量は飛躍的に増加している。また、IVR はデバイスの進歩によって繊細さを増している。われわれ診療放射線技師が術者とともに最良の結果を得るために実施すべき診療支援とは、術者が必要とする情報を正確に抽出し、リアルタイムに伝えることと考える。また、腹部 IVR では、患者の協力を得て実施する呼吸停止などの体動抑制は不変である。装置の操作のみならず患者に対する支援にも注力する必要がある。

## 8. 参考文献

- 1) 栗林幸夫, 中村健治, 廣田省三, 吉岡哲也. IVR マニュアル 第 2 版. 医学書院. 2011
- 2) 市田隆雄, 高尾由範, 文屋 季代, 他. デジタル化時代での放射線技師の役割分担-血管像の画質, 被ばく低減の最適性を保障するために-. 日本冠疾患学会雑誌;2013(19)2:101-107
- 3) 放射線医療技術学叢書(34) Interventional Radiologic Technology. 公益社団法人 日本放射線技

術学会. 2015:120-131

- 4) 長瀬大輝, 佐藤順一, 原田邦明, 他. CT-AP における至適 Delay Time の検討. 北海道放射線技術雑誌;2001(61):31-34
- 5) 上田和, 柳沢新, 山崎幸恵, 他. コロナ濃染の今日的意義. 肝胆膵画像;2009(11)1:25-31
- 6) 市川隼. 血管撮影装置における新世代コーンビーム CT. 日本放射線技師会雑誌;2016(63)756:99-105

## 『腹部 IVR での放射線管理』

Radiation management for abdominal IVR

山梨大学医学部附属病院

坂本 肇

## 1. はじめに

血管撮影・IVR 領域は当初より医師（術者），看護師，診療放射線技師が協力し合い早くからチーム医療が実践されてきた領域である。チーム医療では安心・安全で高度な医療を提供するため各々が高い専門性を発揮する必要があり，血管撮影領域での診療放射線技師の専門性は撮影技術，画像作成や解析，装置管理，線量管理など多岐に及んでいるが，IVR では確定的影響である患者の皮膚障害や術者の白内障などの事例が報告されていることから放射線安全管理が重要な項目となっている。ここでは特に，腹部領域血管撮影・IVR での患者および術者の放射線被ばくの現状と線量測定法および放射線防護について述べる。

## 2. 腹部領域血管撮影・IVR での患者被ばくの現状について

血管撮影領域では確定的影響である皮膚障害が実際に起こっているため，入射皮膚線量の管理が重要となる。

図1に各種 IVR における thermoluminescence dosimeter (TLD)を用いて測定した症例ごとの最大入射皮膚線量を示す。腹部領域 IVR は最小 240mGy，最大 2839mGy， $1378 \pm 646$  mGy (平均値土標準偏差) となり，入射皮膚線量の平均値は心臓領域 IVR に比較し高く，頭部領域 IVR に比較し若干低い傾向となつた<sup>1)</sup>。しかし，心臓領域や頭部領域 IVR での突出した高い線量の症例は少ない状況であった。

また，図2に多施設における腹部領域診断検査とIVR 時の装置表示線量値を示す。診断(a)に比較し IVR(b)では平均値，75%値において約 2 倍の線量となつた。特に IVR では 7000mGy に達する表示値も存在するため皮膚障害に注意をする必要がある<sup>2)</sup>。

## 3. 腹部領域での患者線量管理について

腹部領域は，心臓領域や頭部領域に比較し手技時の設定方向 (C アーム角度) に変化が少ないため装置表示値や面積線量値からの入射皮膚線量推定が簡便である。ファントムを用いた実験により，線量計を日常臨床での患者皮膚位置へ配置し検査テーブルの影響と後方散乱線を含んだ空気カーマ値を実測し，その時の装置表示線量より式(1)にて変換係数 (TF) を求める<sup>3)</sup>。

$$TF = (K_{air} \times D_{tiss}/D_{air}) / K_{ID} = (K_{air} \times 1.06) / K_{ID} \quad \text{--- (1)}$$

TF：装置表示線量から入射皮膚線量への変換係数

$K_{air}$ ：線量計より求めた空気カーマ [mGy]

$K_{ID}$ ：装置の表示線量値 [mGy]

$D_{tiss}/D_{air}$ ：組織線量変換係数 ( $D_{tiss}/D_{air} = 36.0/33.97 = 1.06$ )

ファントムを用い求めた変換係数 (TF) より，臨床における患者入射皮膚線量は(2)式で求めることができる。

$$ESD = K_{ID} \times TF \quad \text{--- (2)}$$

$K_{ID}$ ：臨床での装置の表示線量値 [mGy]

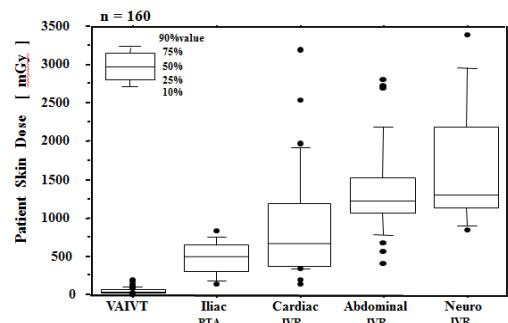
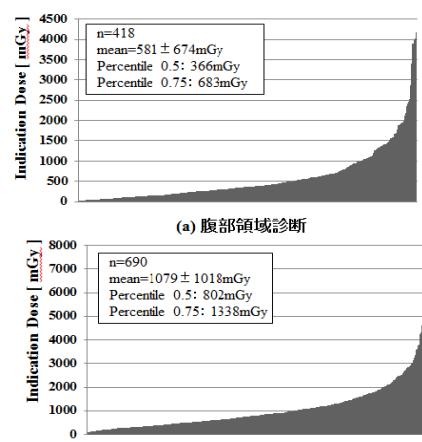


図1 各種IVRでの1症例あたりの患者入射皮膚線量

図2 臨床時の多施設における  
1症例あたりの装置表示線量

## ESD：入射皮膚線量[mGy]

以上の方法により、装置表示線量より入射皮膚線量への変換を行うことができ、簡便に臨床中の表示線量を利用することが可能となる。この方法を利用して装置表示線量値から計算した線量と実測した入射皮膚線量値の比較を図3に示す。簡便で精度よく入射皮膚線量が推定されている。また、IVR-CTシステムにより手技中にCT撮影を行う場合には、CTDIを利用すると線量管理を行うことが可能となる。

手技中に術者より患者被ばく線量についての問い合わせがあった場合、リアルタイムに患者入射皮膚線量を提示可能となり皮膚障害等のリスク回避に向け有用である。

## 4. 腹部領域血管撮影・IVR での術者被ばくの現状について

術者の被ばく線量は医療被ばくと異なり法令により線量限度が定められているため、線量限度を遵守し、最適な放射線防護を行わなければならない。このため、線量測定は必須であり線量管理が重要となる。

図4にTLDを用い頸部と防護衣内胸部の1cm 線量当量より不均等被ばくの算定式に基づき測定した各種IVRでの実効線量の比較を示す。術者における1症例あたりの実効線量は腹部領域IVRで $0.05\text{mSv} \pm 0.02$ 、四肢領域VAIVTで $0.03\text{mSv} \pm 0.02$ 、腸骨動脈PTAで $0.07\text{mSv} \pm 0.03$ 、頭部領域IVRで $0.06\text{mSv} \pm 0.04$ 、心臓領域IVRで $0.04\text{mSv} \pm 0.03$ となった。

図5に腹部IVRにおける1症例あたりの術者等価線量( $70\mu\text{m}$  線量当量)を示す。術者は左肩(0.56mSv)、左手(0.67mSv)、右第2指(0.71mSv)の線量が高い結果となった<sup>4)</sup>。通常臨床時に測定を行っている頸部(0.32mSv)に比較し左肩、左右手指部の線量が高い結果となったことより、術者は測定されていない部位に最大被ばく部位があることを認識しなければならない。術者が安全に手技を施行するためには、防護器具や用具を効果的に使用し防護の最適化を実現することが重要となる。

## 5. 腹部領域血管撮影・IVR での術者水晶体線量について

術者の等価線量は皮膚において $500\text{mSv}/\text{年}$ 、水晶体において $150\text{mSv}/\text{年}$ を限度としている。水晶体は白内障のしきい値線量を $7.5\text{Gy}$ とし $7500\text{mSv}/50\text{年}$ より $150\text{mSv}/\text{年}$ を限度と定められているが、ICRPより水晶体の組織線量評価を「線量限度:5 年間平均 $20\text{mSv}/\text{年}$ かつ単年で $50\text{mSv}$ を超えない。」が発表され<sup>5)</sup>、より厳しい評価となったことから眼の水晶体に対する放射線防護を再認識する必要がある。

腹部領域血管撮影・IVRにおける防護メガネ(0.07mmPb)の使用による術者水晶体への線量低減効果を図6に示す。防護メガネの外側の線量に比較し内側の線量は約 50%低減され防護効果が示されている。今回使用した防護メガネのファントム実験における低減率は 65% (カタログ値は 66%) であるが、臨床使用では低減率が異なるため、防護効果については臨床時の評価が必要となることを理解しなければならない。なお、図6の結果より1人の術者において1年間に実施可能な症例数は、現行法令で防護メガネ装着時に 1821 例、未装着時に 834 例となり、提言された線量限度では防護メガネ装着時に 242 例、未装着時に 111 例と推計できる。水晶体防護には防護メガネ、防護板の使用が有効であるため、各施設の現状に合わせ効果的に使用することが重要である。

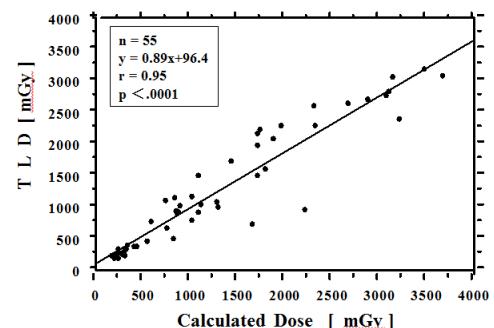


図3 腹部領域IVRでの装置表示値からの推定計算値と実測の患者入射皮膚線量との比較

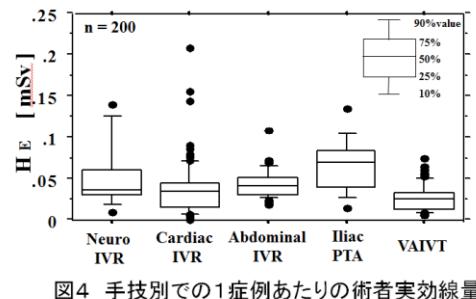


図4 手技別での1症例あたりの術者実効線量

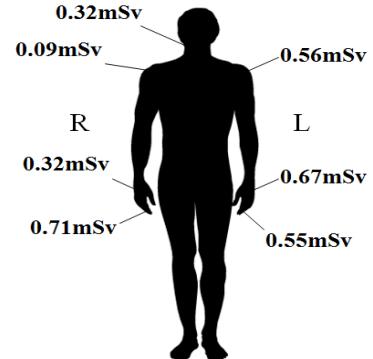


図5 腹部IVRでの1症例あたりの術者等価線量

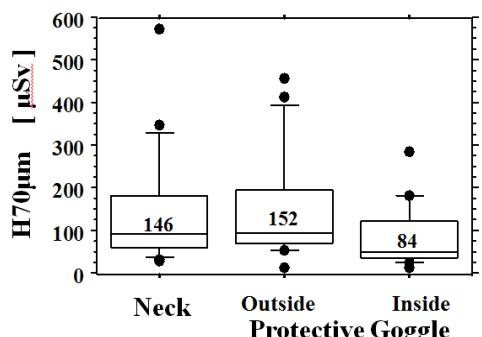


図6 臨床における防護メガネ(0.07mmPb)の効果

## 6. IVR 領域での診断参考レベル(DRL)の活用

2015 年 6 月に医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) より最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定として「診断参考レベル(DRL 2015)」が公表された<sup>6)</sup>。血管撮影・IVR 領域では、透視時の各施設にて通常使用されている装置設定条件でファントムをアクリル 20cm として患者照射基準点(インターベンショナル基準点)の位置へ線量計をセットして測定された入射表面線量を線量指標として、透視線量率で「20mGy/min」を DRL と設定した。

この DRL は装置の出力線量であるが、出力線量を高く設定すれば患者線量と術者線量は上がり、低く設定すれば両者は下がる。このため、各施設にて測定した線量と DRL を比較し、超えていた場合には画質を考慮しながら線量を低減する方策を実行し、極めて低い線量であった場合には画質を再度検討するなど、DRL を有効に活用して防護の最適化を図ることが患者と術者の線量管理に重要となる。

## 7. おわりに

血管撮影・IVR 領域は色々な職種のスタッフによるチーム医療で成り立っている。これらの医療スタッフは、患者に対し安心で安全に高度で複雑な IVR を行うため、各々高い専門性を有し医療安全管理に努めている。患者および術者被ばく管理もその一部であり、チーム内において放射線に関する知識が高い放射線技師は放射線安全管理の重要性を説明し、患者および従事者被ばく防護の最適化に努めなければならない。そのため放射線技師は、患者および術者被ばく低減、皮膚線量のリアルタイム化、DRL の有効活用などの対応が求められる。本ワークショップが、腹部 IVR での放射線管理の一助となれば幸いである。

## 参考文献

- 1) 坂本 肇ほか: BAIVT における術者と患者の被曝線量. 日本透析医学会雑誌, 36(6), 1199-1205, (2003).
- 2) 坂本 肇: 放射線医療技術学叢書(34) Interventional Radiologic Technology  
第 5 章 X 線防護と被ばく. 日本放射線技術学会, 京都: 36-39, (2015).
- 3) 坂本 肇ほか: 放射線計測の臨床応用 6. 血管撮影領域の計測. 日放技学誌, 68(1):117-125, (2012).
- 4) 坂本 肇ほか: 面積線量計による術者被曝線量推定に関する検討. 日放技学誌, 62(7), 951 -960, (2006).
- 5) ICRP Publication 118: ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. Annals of the ICRP, (2012).
- 6) 最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定, 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) ホームページ (<http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf>)
- 7) 坂本 肇: 血管造影検査および IVR における患者被ばく管理. 臨床画像, Vol.31(12):1468-1476, (2015).

## 『患者の気持ちに寄り添ったチーム医療を考える』

Team care for patients in interventional radiology

国立がん研究センター中央病院

浅井 望美

### 1. はじめに

IVR におけるチーム医療. 皆さんは何を連想するでしょう？技師の方は、画像などを瞬時に判断しスムースに治療が行えるようにすることを挙げられるかもしれません。「スムースに治療が行える」という言葉は、看護師の間でもよく聞かれます. それでは、このスムースとはいいったい何でしょう？

IVR チームの目標が、最善の IVR を患者さんに提供することであるのは言うまでもありません. でも、腕の良い医師と撮影技術の高い技師が揃っても、良い IVR を提供できる訳ではありません. 当たり前ですが、意識があるまま治療を受ける患者さんの気持ちを第一に考え、その患者さんを中心に提供しなくては、良い IVR は成立しません. スムースの言葉の先には、常に、意識のある患者さんが存在しているのです. IVR でのチーム医療は、医師・技師・看護師がそれぞれの立場から、患者さんの目線で何が必要かを考え、相談し、協働していくことから始まるのだと思います. このように、自分たちの立場から患者さんを中心に考えた意見を相談し協働していくためには、それぞれの職種が行っている業務内容を理解する必要があります.

それでは、私たち看護師が IVR を受ける患者さんへどのような看護を行っているのか課題も含めて述べたいと思います.

### 2. IVR における看護

Fig.1は、IVRに従事する看護師の業務内容調査<sup>1)</sup>より、TAEの看護業務内容を分析しカテゴリー化したものです. IVR は患者さんが意識のある状態で治療を受けるため、看護師は治療内容に合わせ予測した行動をとりながら患者さんの観察を行います. バイタルサインの測定はもちろんのこと、患者さんの表情や行動など全体を把握し、安全にそして患者さんが安心して治療を受けられるようメンタルケアを行っています. また、IVR は同一体位での治療であり、局所麻酔を行うなど患者さんにとっては少なからず苦痛を伴います. 意識がある状態での治療だからこそ、患者さんの協力なしでは成功しません. そのためには、看護師が IVR における専門的知識を身につけ、常に患者さんの心

理的サポートを行う必要があります. また、患者さんの心理的サポートを行うには、看護師ひとりでは成功しません. なぜなら IVR は、医師はもちろんのこと、その特殊な治療環境の中に多職種が存在しチームとなって治療を行っているからです. チーム員全員が、患者さんの気持ちを考えながらお互いの役割を果たせるよう協働することが重要となります.

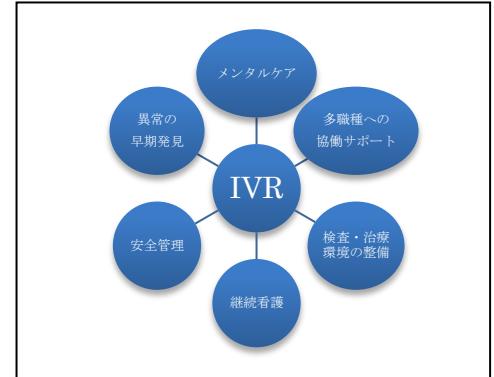


Fig.1 IVR における看護業務

### 3.IVR におけるチーム医療～看護師の立場から～

IVR におけるチーム医療とは、医師・技師・看護師がそれぞれの立場から患者さん目線で考え協働することが重要であることは言うまでもありません. 細田は「チーム医療が成り立つには、異なる「知識」と「情報」を持つものの同士の自由なコミュニケーションが前提にある」<sup>2)</sup>と述べています. しかし、IVR の場面で、患者情報や手技に

に関する情報交換や多職種間でのコミュニケーション作りといった場面が設けられていないという意見も、未だ少な  
くありません<sup>3</sup>。)これからの中のチーム医療は、患者さん自身も治療に対する不安や要望を表出できるような患者参  
画型のチーム医療の実践が重要となります。今後、さらにチーム間でコミュニケーションをとる時間や場面を設け  
なければチーム医療の提供は不可能となるでしょう。IVR チームの看護師の役割は、患者さんを中心とした情報  
を的確に判断しチーム内に伝達すること、そして常に円滑にコミュニケーションがとれるような環境作りを推進す  
ることがあげられます。そのためには、IVR 看護の専門家として根拠ある意見や提案が行えるよう  
EBN(Evidence-based nursing)を確立していくことが重要と言えます。

#### 4.まとめ

IVRにおけるチーム医療は、それぞれの立場から患者さんの気持ちになって考え行動し協働することが重要で  
す。そして最善の IVR の提供はチームでなければできません。そのためには、日頃からチーム内の良好なコミュ  
ニケーションが鍵をぎっています。また、IVR を受ける患者さんの全てがよりよいチーム医療を受けられるよう、  
自分達には何ができるのか固定概念にとらわれず進化していくことも大切な鍵ではないかと思います。

#### 参考・引用文献

- 1) 浅井望美、野口純子、黒田正子、他. IVR に従事する看護師の看護業務内容調査-4 施設で行われた  
TAE の業務内容の分析から一. 第 36 回日本看護学会論文集(成人看護 I );2005:246-248
- 2) 細田満和子:「チーム医療」の理想と現実.日本看護協会出版会;2003:79
- 3) 野口純子、浅井望美、今井裕子、他.看護職からみた IVR における患者を中心としたチーム医療の捉え方と  
現状.IVR 会誌;2010:55-61
- 4) 中谷春美.病棟との連携を強化せよ！－チーム医療の重要性－.循環器ナーシング vol.5 No.5;医学書院;  
2015:78-86

## 教育講演

テーマ B (CT) : X 線 CT 撮影の標準化

# 『X 線 CT 撮影の標準化に期待するもの』

Expectation of CT acquisition standard statement

大阪大学大学院 医学系研究科 放射線医学講座

渡邊 嘉之

### 1. はじめに

日本には世界的に見て多くの CT 装置が設置されている。それは日本において CT 検査の利用が容易であり、多くの病院での医療レベルを維持できている要因の一つといえる。多くの CT 装置が存在するが故に、すべての装置に放射線診断医の管理が行われていないことが多い、画質・被曝管理における診療放射線技師の役割は大きい。日本医学放射線学会からは画像診断ガイドライン 2013、日本放射線技術学会からは X 線 CT 撮影における標準化(改訂2版)が出版され、これらを活用して日本の放射線技術の標準化、質の向上を期待したい。

### 2. X 線 CT 撮影の標準化<sup>1)</sup>

2015 年 9 月に「X 線 CT 撮影における標準化(改訂2版)」が公表、出版されている。これは 2010 年に出版された第1版の改訂版であり、進歩の著しい画像診断内容を踏まえアップデートされている。特に、後述する画像診断ガイドラインとの整合性を考えており、両者を参照することでより標準化が進むことに期待している。CT 装置が他のガイドラインに関して難しい点は、装置により性能が異なることである。診療放射線技師は各施設の CT 性能を理解し、最大限の能力発揮できるようにしていただきたい。

### 3. 画像診断ガイドライン<sup>2)</sup>

日本医学放射線学会においても画像診断ガイドライン 2013 を刊行し、2016 年に改訂予定としている。その中では撮像法などにも標準的なものを載せているが、撮影条件など詳細なものについては詳しくは述べられておらず、上記標準化本と併用していただきたい。ガイドラインはエビデンス(過去の文献)に基づいて作成されるものであるが、画像診断、特に撮影法についてはエビデンスの乏しいものも多い。また日本と欧米では CT へのアクセスが異なり(日本では CT が容易に撮影可能)、検査適応などで合致しないことが多い。画像診断ガイドラインではエビデンスのないところは専門家の意見として推奨を述べている。各診療科のガイドラインや癌取り扱い規約に合うように作成しており、日常臨床の参考にしていただきたい。

### 4. 標準化に期待するもの

ガイドライン、標準化といわれるものの大きな目的は、全体のレベルの底上げである。診断参考レベルでの X 線量の調査でも明らかなように各施設での撮影線量は広い分布を取ることが多い。撮影技術に関しても下 1/4 に位置している施設を平均に持ち上げることで、全体のレベル向上が期待できるものである。CT で難しいのは線量を上げることで画像の質が向上することである。多くの医師は高画質の画像を要求するのでそれに従えば被曝量が増加する。診断精度を保った最低線量での撮影が望まれ、近年の被曝低減ソフトは併用するのが望ましい。各装置における撮影の最適化は放射線診断医、診療放射線技師が協力してできるものであり、高品質の画像診断を行うことで医療の質が向上することを期待したい。

### 参考文献

1) 日本放射線技術学会 撮影部会編 放射線医療技術学術書(27) X 線 CT 撮影における標準化—GALACTIC-(改訂2版) 2015 年 9 月 日本放射線技術学会

2) 日本医学放射線学会、日本放射線科専門医会・医会 ガイドライン作成委員会 画像診断ガイドライン 2013 年版 2013 年 7 月 金原出版

## 『X 線 CT 撮影の標準化～GALACTIC(第 2 版)～』

座長：国立がん研究センター東病院（撮影部会委員） 村松 祐久  
藤田保健衛生大学病院（撮影部会委員） 井田 義宏

### 1. GALACTIC 発刊の経緯

撮影技術に対する標準化の必要性は広く認識されているものの、標準化を具体的に進めていくためには医療施設の方針や装置性能の差などがあり撮影条件が多岐にわたり容易ではない。この問題に対し撮影部会では、過去から連綿と継続しているシンポジウム、ワークショップさらに技術学会の研究成果などを踏まえて、CT の標準化進める方針を打ち立てた。初版はその成果として発刊できたことに大きな意義があると考えられた。しかしながら内容は不十分な点もあり多くの意見を受けることとなった。第 2 版は初版から 5 年経過し技術も医療環境も変化した中、2015 年 9 月に日本放射線技術学会の放射線技術学叢書として「X 線 CT 撮影における標準化～GALACTIC～（改訂 2 版）」が発刊された。現状の医療水準に合わせることと、初版で不十分であった点にも見直しを加えて改訂された。

### 2. 第 2 版 GALACTIC の特徴

第 2 版は 16 列（冠動脈では 64 列）以上の装置を対象にしており、他の診療ガイドラインや論文などを精査し出来うる限りのエビデンスを背景に定められた。診療ガイドラインに記載があるものを「推奨プロトコル」として、また、診療ガイドラインに記載されていないが現状は「事実上の標準（デファクトスタンダード）」として使用しているものを「参考プロトコル」として記載し、医療現場で使用する上での利便性と、学術的なエビデンスの重要性を尊重した。さらに CT 検査を支える多くの項目を Appendix に記載し、この叢書一冊で X 線 CT 検査技術の多くの網羅できるようにした。

### 3. 今回のワークショップ

今回のワークショップでは、胸部、循環器、整形領域のプロトコルに関することと、CT-AEC、造影技術に関するこの 5 題で構成した。X 線 CT が最も得意とする胸部（肺）領域と、近年冠動脈 CT をはじめ適応を格段に広げてきた循環器領域、さらにデファクトスタンダードとしては多くの有用性認められ、今後標準化に関して重要な整形領域を取り上げた。また CT-AEC も年々進歩しており、メーカーごとに特徴があること、さらに造影技術では、近年の造影剤腎症に対して造影剤使用量の最適化が求められる中、安定した造影効果を得るために重要な項目として挙げた。

今回 GALACTIC 第 2 版から抜粋したこれらの重要項目について演者と参加者でディスカッションされることを期待している。

### 4. GALACTIC の今後

日本放射線技術学会撮影部会としては、学会の使命として得られたエビデンスを社会に還元していくために今後も標準化の活動を支援していく方針である。このため現在標準化で不足しているエビデンスの構築のため、研究発表を推進させ論文化を充実させていく事が課題となっている。

また、今回、医学放射線学会から多くの協力が得られた。これをさらに推進させ、医学放射線学会の「画像診断ガイドライン」と GALACTIC が互いに連携を強くしていく事を望んでいる。

## 『胸部 CT 撮影技術ガイドライン』

Guidelines for the techniques of chest CT

栃木県立がんセンター

萩原 芳広

### 1. はじめに

2015 年 9 月に改訂された X 線 CT 撮影の標準化～GALACTIC～(改訂 2 版)<sup>1)</sup>では、部位・疾患の見直しと追加が行われ、画像診断ガイドライン 2013 年度版<sup>2)</sup>に CT 検査に関する記載がある推奨プロトコル 43 部位(疾患)、画像診断ガイドライン 2013 年度版に CT 検査に関する記載はないが臨床では今後標準化が必要と研究班で判断された参考プロトコル 9 部位(疾患)と、CT 検査に必要とされる情報を集約した Appendix は 3 項目を改訂し 8 項目を追加した内容で構成されている。

胸部では、悪性リンパ腫を含む胸腹部・肺・乳房・食道の 4 部位(疾患)の推奨プロトコルを改訂し、肺がん CT 検診の推奨プロトコルを新たに 1 部位(疾患)追加した。

プロトコルシート自体の見直しを行い、より CT 撮影室の現場で利用しやすいようにし、CT-AEC を使用した場合の画質設定方法を画像 SD として表記した内容となっている。

今回は、胸部で改訂したプロトコルの内容と、追加されたプロトコル内容の解説をする。

### 2. 胸腹部(悪性リンパ腫を含む)

マルチスライス CT の登場により、広範囲を一回の息止め時間で撮影することができるようになった。一回のスキャンで胸腹部を同時に評価できることから、病期診断や経過観察において胸腹部を対象とした CT 撮影<sup>3・4)</sup>が日常的に行われている(Fig.1)。

胸部から骨盤までの体幹部全体を撮影するには線量が低減可能な部位と、線量が必要な部位とが存在するため、撮影部位ごとの画質を担保することや、撮影線量適正化のため CT-AEC は必須と考える。ただし胸腹部撮影において CT-AEC の画質設定に明確なエビデンスは存在していない。一方肝臓検査においては、CT-AEC 設定の多くの検討が行われ、ある程度現状でのエビデンスが確立している。

CT-AEC の画質設定を撮影途中で切り替えることができる装置も存在するが、一般的には CT-AEC の画質設定を撮影途中で切り替ることなく検査が行われている。胸腹部検査では 肝臓も撮影範囲に含まれるため、CT-AEC の画質設定は肝臓検査に合わせ、体幹部標準閾数の 5mm スライス厚で画像 SD が 10～12 度となるように設定とした。

造影時相は 80～90s 前後の 1 相撮影としているが、検査主目的が肝臓腫瘍性病変精査などの場合は目的臓器のシートに記載され造影法に準じて造影時相選択し、造影多時相撮影の場合は造影時相のどこかに胸部の範囲を追加する。胸部腫瘍性病変がある場合は必要に応じて HRCT 作成も行う。

悪性リンパ腫の場合、リンパ腫の病型、病期、年齢、症状、全身状態によって治療法が選択され、広がり方に

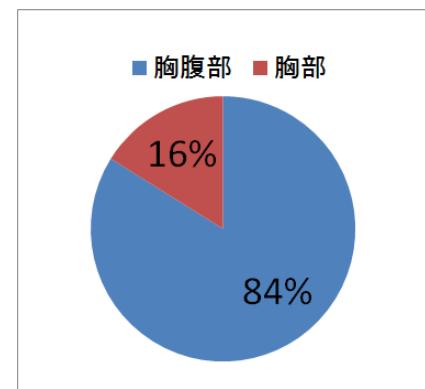


Fig.1 当センターでの検査割合

よって病期分類されるため、全身に広がるリンパ組織から発生する腫瘍の同定と広がり診断を行うため、頸部リンパ節評価もできるように、撮影範囲は頸部(眼窓下縁)～骨盤(坐骨)とした。

### 3. 肺

初版では肺(腫瘍性病変)・肺結節の HRCT・肺(びまん性疾患)とプロトコルシートが別々に存在していたが、今回の改訂により肺と 1 つのプロトコルシートにまとめた。

肺に腫瘍性病変が認められた場合必要に応じて HRCT を作成するが、HRCT 画像は既存構造との関係把握のため装置の分解能を考慮した FOV とスライス厚の設定が必要となる。研究班では MPR 画像再構成での分解能の担保も加味し、再構成スライス厚は 1mm 以下とすることを推奨している(Fig.2・Fig.3)。

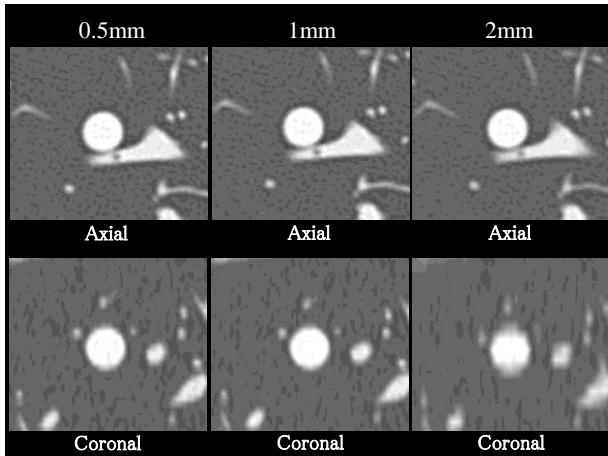


Fig.2 スライス厚の違いが MPR 画像におよぼす影響

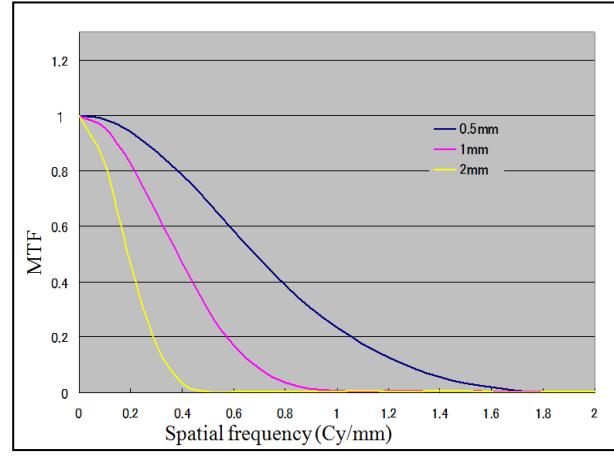


Fig.3 スライス厚と Z 軸分解能の比較

肺 CT 検査では CT-AEC 設定を低くし現状よりも線量低減できる可能性もあるが、肺 CT 検査における検出目標結節や縦隔の画質設定が明確となっておらず、CT-AEC の画質設定に数値を提示できるエビデンスが現段階では存在しない。研究班では HRCT 作成を再度撮影での被ばくを避けるため、全肺野撮影したデータを使用した画像再構成することを推奨している。前記したが、HRCT 作成のスライス厚は 1mm 以下の再構成を推奨しているため、全肺野撮影時に設定された CT-AEC で取得したデータより 1mm 画像再構成が行われると想定すると、体幹部標準閾値 5mm スライス厚で画像 SD が 10 となるよう撮影されたデータを元に 1mm 画像の再構成を行った場合に画像 SD は 20 程度となる(Fig.4・Fig.5)。主観とはなるが HRCT 画像としての画像 SD は 20～25 程度までにしておいた方が良いと考えるため、全肺野撮影時の CT-AEC 設定は体幹部標準閾値の 5mm スライス厚で画像 SD が 10～12 程度とすることで、HRCT 作成にも対応できるデータが取得できると考える。

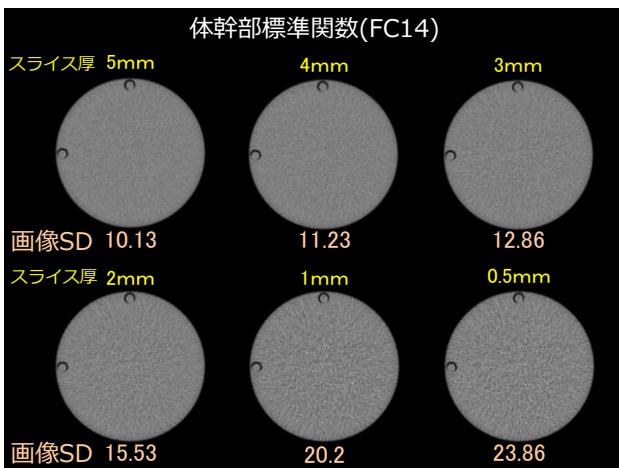


Fig.4 スライス厚変化と画像 SD の関係\_ファントム画像

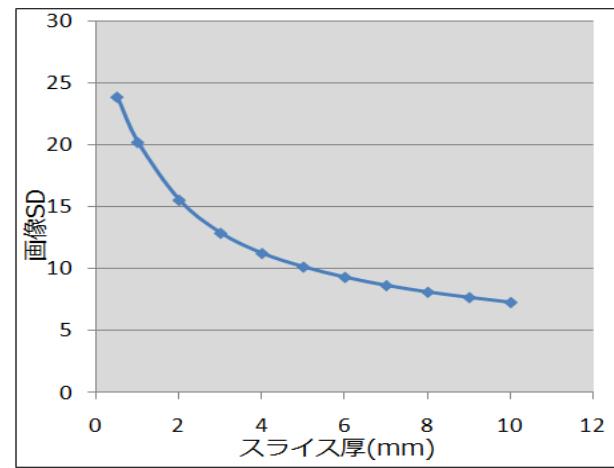


Fig.5 スライス厚変化と画像 SD の関係\_グラフ

#### 4. 肺がん CT 検診

X 線 CT 撮影における標準化改訂2版では、16列以上の CT 装置を想定しプロトコルシートの記載を行っているが、肺がん CT 検診シートでは検診現場で使用されている装置の現状を考慮し4列以上記載とした。

我が国の肺がん検診ガイドラインで肺がん CT 検診は、死亡率減少効果の有無を判断する証拠が不十分であるため、対策型検診としては勧められていない<sup>5)</sup>。臨床現場での撮影条件を用いた非低線量 CT は、被曝の面から健常者への検診として用いるべきではないとあり<sup>5)</sup>、CT 装置で肺がん検診を行う場合、線量管理は重要で低線量になるようつとめるべきである。

画像診断ガイドライン 2013 年度版では撮影線量 50mAs 超の撮影条件では健常者の検診として行うべきではないとあるため<sup>1)</sup>、撮影線量 50mAs 以下とした。低線量 CT による肺癌検診のあり方に関する合同見解 2003<sup>6)</sup>では4列 MDCT の条件例とし管電流 10～30mA、米国 Society of Thoracic Radiology では4列 MDCT の管電流 20～60mA など撮影線量の記載はまちまちではあるが低線量肺癌検診 CT 関連書籍に記載されている線量の大まかな中央値が 25mAs 近辺にあると判断し研究班としては 25mAs 以下の設定を望む。

ただし mAs 値の表記だけではピッチが考慮されていないため、検査被ばくを的確に表現できていない可能性がある。一例を示すと、収集スライス厚 1mm 収集列数 32 列 管電圧 120kV 管電流 30mA 回転時間 0.5 秒と収集スライス厚 1mm 収集列数 32 列 管電圧 120kV 管電流 60mA 回転時間 0.5 秒と記載された場合、被ばくは管電流に比例するため管電流 60mA の方が被ばくは多いことになるが、前者の PF が 0.687、後者の PF が 1.406 だった場合は両者とも CTDIvol: 約 1.9mGy DLP: 約 62.0mGy・cm となり被ばく線量はほぼ同等の値となる。

mAs 値表記だけでは検査被ばくを的確に表現できない可能性があるため、診断参考レベルにも採用されている CTDIvol 表記の数値を、低線量 CT 肺がん検診の佐川班(2011 年)では、低線量 CT 撮影の目安として、CTDIvol 4mGy 以下を推奨していると解説に追記した。CTDIvol はピッチが考慮され、診断参考レベルでも CT 検査被ばくの指標として採用されているため、肺がん CT 検診に診断参考レベルは存在しないが、設定した撮影条件で CTDIvol がどのくらいの数値になっているかも確認していただきたい。

プロトコルシートの条件表に記載はないが、低線量 CT による肺癌検診のあり方に関する合同見解 2003 では、40 歳未満の男女を検診対象者として勧められないとあり、若年者は被ばくによるリスクが受診者集団の救命を超える可能性があることから、検診受診対象者としないことが望まれる。

#### 参考文献

- 1) 日本放射線技術学会:X 線 CT 撮影における標準化～GALACTIC～(改訂 2 版). 放射線医療技術学叢書 (27) 2015
- 2) 日本医学放射線学会、日本放射線専門医会・医会編: 画像診断ガイドライン 2013 年版. 金原出版. 2013
- 3) 日本肺癌学会: 肺癌診療ガイドライン [2013 年度版], 金原出版. 2013
- 4) National Comprehensive Cancer Network: NCCN Clinical Practice Guidelines in Oncology™,
- 5) 祖父江、他. 平成 18 年度 厚生労働省がん研究助成金「がん検診の適切な方法とその評価法の確立に関する研究」班: 有効性評価に基づく肺がん検診ガイドライン, 2006
- 6) 低線量 CT による肺癌検診のあり方に関する合同委員会見解 2003, 肺癌 2003(43)985-992

## 『循環器 CT 撮影技術ガイドライン』

Guidelines for the techniques of cardiovascular CT

独立行政法人地域医療機能推進機構 北海道病院

山口 隆義

### 1. はじめに

循環器領域の CT 撮影では、造影剤のファーストパスを捉える CT angiography が中心となるため、CT 装置の進歩に伴う撮影速度の向上等に伴い、撮影方法や造影方法の最適化が常に必要となる。今回の改訂では、他の領域と同様に、心臓以外では 16 列以上のマルチスライス CT 装置を対象としているが、既に 64 列相当の CT 装置の普及スピードを考えると、各施設において、このガイドラインを基にした最適化が求められる所である。一方、冠状動脈 CT 検査では、改定前と同様に 64 列相当の CT 装置を対象としているが、近年普及が著しい area detector CT (ADCT) や dual source CT (DSCT) では撮影方法が大きく異なるため、従来の option と同様の形式で、別に解説を付け加えた。また、種々の心臓 CT に関するガイドラインにおける冠動脈以外の疾患等への適応拡大の現状も踏まえて、その代表的な検査に対する撮影方法に関する appendix に追加掲載された。

### 2. 冠状動脈

今回の改訂においてもガントリ回転速度が 0.35s で 64 列以上の CT 装置の使用が推奨されている。

撮影範囲や呼吸制御の項目に関しては、特に大きな変更はないが、心電図同期による helical scan では、低い pitch factor が選択される場合も多いため、被曝線量の観点から、範囲の設定は慎重に行なわれる事が望ましい。また、ベータブロッカー等による心拍数抑制に関しては、冠動脈 CT 撮影専用の短時間作用型の静注薬である塩酸ランジオロールが使用可能となった事から、安全面などに配慮した薬剤の使用方法が望まれる。

撮影条件の項目に関しては、以前は option としていた ECG mA modulation 機能の併用や prospective gating scan 法の使用を推奨項目に加えた。近年の 64 列相当の CT 装置には、これらの撮影機能が標準的に実装されるようになったため、積極的な使用を促す事を意図している。また、低管電圧を用いた撮影に関しては、冠状動脈の評価に着目した場合には、CNR 向上効果による被曝低減効果や造影剤減量などが期待できるため、選択肢の 1 つとなるが、高度石灰化や STENT 治療後などでは注意が必要である。線量に関しては、前回と同様に、最小スライス厚で SD25 程度と表記されている。種々の心臓 CT に関するガイドライン上では、線量に関する記載のない場合が多く、あっても適切な CNR が得られる線量という表現に留まっている。しかしながら、近年は心電図同期撮影に対応した auto exposure control (AEC) 機能の搭載や、逐次近似応用再構成法を用いた論文などから、画像 SD 値が表記されるようになってきた。ばらつきはあるものの SD20～30 の範囲での評価が多く見受けられる。また、我々の行った模擬血管ファントムを用いた検討では、標準的な画像再構成フィルタ関数において、2mm 径程度の冠状動脈の描出を想定した場合には、血管内腔の CT 値は 300～400HU 程度で、最小スライス厚における SD 値は 20～25 程度が適切な条件かと考えられた。さらに、視覚的評価において最適画像 SD 値は 25 とした検討結果もあり、今回表記した SD 値が現実的に妥当な設定値であるものと考えている。

再構成条件の項目に関しては大きな変更はない。改定前と同様に、再構成スライス厚に関しては、他の部位と異なり 0.625mm 以下を推奨している。これは、appendix の「冠動脈 CT 画像表示方法」にもあるように、Axial 画像に加えて multi planner reformation (MPR) 画像や curved MPR 画像で評価されるためである。中には、アーチファクトや画像ノイズ等の面から、撮影時の最小スライス厚とは異なる再構成スライス厚が用いられる場合もあるが、最低でも 2mm 程度の冠状動脈の狭窄病変が評価対象になる事を考えると、1mm 未満の再構成スライス厚が望まれる。

造影法の項目に関しては大きな変更はないが、撮影タイミングの取得方法として test bolus tracking 法が追加された。

ADCT 及び DSCT に関しては、prospective gating scan 法の適応拡大や撮影時間短縮による造影方法の最適化を求めており、撮影時心拍数に応じた適切なプロトコルを構築し、特に ADCT においては、不要な複数心拍スキャンを行わない様に注意されたい。

バイパスグラフト術後の評価における各種条件に関しては、冠状動脈の項に準じるが、撮影範囲が広範囲となるため、必要な造影持続時間に見合った注入時間および使用量とする。また、可変ピッチファクタによる撮影や prospective gating scan 法などの被曝低減に有効とされる撮影方法の選択が推奨される。画像表示条件および画像処理に関しては、吻合部を含めたバイパスグラフトの評価に加えて、新たな冠状動脈病変も評価対象となるため、それに必要な画像構築が求められる。

### 3. その他の心臓領域

心電図同期による心臓 CT 検査は、冠動脈病変以外の心臓疾患にも有用である。改定前では胸痛症候群および心膜疾患を取り上げていたが、今回の改訂では、各種のガイドライン上で CT での評価が適切とされている疾患として心臓弁膜症および心構造評価を取り上げた。また、エビデンスレベルはやや低いものの、臨床現場におけるニーズが高い項目として胸痛症候群も取り上げ、参考プロトコルとして掲載された。

弁膜症に関しては、弁の稼働性評価に加えて冠状動脈とは異なる心位相における各種計測などが必要となるため、基本的には全心周期が撮影される。特に大動脈弁における transcatheter aortic valve replacement (TAVR) 術前評価に CT を用いるべきとされている。この際、胸部大動脈から大腿動脈までの撮影も同時に行われる。

心構造評価に関しては、成人先天性心疾患や心膜構造の評価、心房細動に対する心臓電気生理学的アブレーション術前における肺静脈の解剖学的評価、心臓再同期療法時の左心室リード植え込み前における冠静脈マッピングなどに心臓 CT が有効とされている。各種の評価に適した造影技術に加えて、必要な心位相も異なるため、それぞれの疾患に対する検査目的を充分に理解した上で撮影に臨む事が重要である。

### 4. 大動脈

大動脈疾患は、急性期または慢性期と区別してとらえる事で、必要な撮影時相がより明確となるが、特に、急性期においては夜間等の緊急 CT 検査の頻度も多いため、適切な撮影となるような撮影プロトコルの構築および緊急性を有する所見の拾い上げを意識した対応が求められる。

急性期における単純相では、瘤を含めた大動脈の拡張、解離による内膜石灰化の偏位や偽腔内血腫、血清心タンポナーデ、破裂または切迫破裂による大動脈周囲の血腫などの重要な所見が得られるため、必要性は高いとされる。さらに、動脈相では、解離腔の有無および伸展範囲、偽腔内血流の有無、分枝動脈への解離伸展や閉塞、壁在血栓および解離腔内血栓、解離および破裂部位などが評価される。一方、平衡相では、遅い偽腔内血流や臓器虚血などが評価される。

また、近年ではカテーテルによるステントグラフト留置術が施行されるようになり、その術前プランニングおよび術後のエンドリック評価に CT が用いられている。

撮影条件および画像再構成条件に関しては、改定前の recommendation と比べて大きな変更はない。但し、ステントグラフト症例における再構成スライス厚は 3mm 以下が推奨される。また、Stanford A 型が疑われる場合には、心電図同期再構成による上行大動脈解離の評価を考慮するとしており、冠状動脈への波及も合わせて評価する事で、緊急手術の術式決定に重要な情報を提供できる。

造影法に関しても大きな変更はないものの、必要な撮影時相が解りやすく表記された。造影時の動脈相の撮影時には、ボーラストラッキングまたはテストインジェクションの使用が推奨されている。ボーラストラッキングは緊急時でも簡便に用いやすい方法であるが、モニタリング位置や造影剤注入時間のミスマッチによって、不適切なタイミングでの撮影となる場合がある。モニタリング位置から撮影開始位置までのテーブル移動時間や、実際の撮影時間などを確認し、適切な造影プロトコルを構築する。

## 5. 下肢動脈

下肢動脈 CT は、主に閉塞性動脈硬化症の診断や治療後のフォローアップに用いられる。よって、動脈の早期造影相を的確に捉えた画像から、血管の狭窄や閉塞病変、側副血行路、ステントやバイパスグラフトの開存性等が評価される。間歇跛行では腸骨動脈から膝下動脈における血管内治療のエビデンスレベルは高い。一方、Critical limb ischemia (CLI)では、救肢目的に膝下動脈以下も治療対象となる事がある。しかしながら、強い石灰化を有する場合には、CT のみでの評価が困難となる。

撮影条件および画像再構成条件、造影法等含め全ての項目に関しては、改定前の recommendation を推奨しており、大きな変更はない。しかしながら、撮影範囲が長く、それぞれの部位における造影タイミングが異なるため、CT 装置の性能に合わせたプロトコルの作成が求められる。具体的には、撮影時間と造影剤注入時間、撮影タイミング取得方法の組み合わせ方が重要で、血管閉塞等による造影タイミングの左右差が出現する可能性も考慮し、末梢側の追加撮影も考慮する。

## 6. 肺動脈・下肢静脈

肺動脈血栓症における肺動脈内の血栓描出およびその原因となる下肢静脈内の血栓描出に CT は有用とされており、エビデンスレベルも高い。特に、急性期では検査へのアクセスが良好であり、下大静脈フィルタ留置術を施行する上でも、CT は有用と考えられる。最近では、慢性血栓塞栓性肺高血圧症に対するバルーン肺動脈形成術も施行されるようになってきている事に加えて、dual energy CT によるヨード密度画像や、3 次元のボリュームデータを用い造影相から単純相を差分して得られる造影剤の分布画像による肺血流評価が行われるようになってきており、CT 検査の有用性はさらに高まる事が予想される。

撮影条件および画像再構成条件、造影法等含め全ての項目に関しては、改定前からの大きな変更はない。肺動脈優位相の撮影では、それ程多くの造影剤を必要としないものの、下肢静脈内の血栓描出を考慮し、造影剤使用量は 600mgI/kg 以下となっている。また、下肢静脈の最適な撮影タイミングは症例によって前後するため、造影効果を確認し場合によっては追加撮影を考慮する。

## 参考文献

- 1) 冠動脈病変の非侵襲的診断法に関するガイドライン. Circulation Journal 2009 Vol. 73, Suppl. III
- 2) 2010 Appropriate Use Criteria for Cardiac Computed Tomography. 2010 JACC Vol. 56 (22) November 23: 1864-94
- 3) ASCI 2010 contrast media guideline for cardiac imaging: a report of the Asian Society of Cardiovascular Imaging cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging

guideline working group. *Int J Cardiovasc Imaging* 2010; 26: 203–212

- 4) SCCT guidelines for performance of coronary computed tomographic angiography: A report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 2009; 3: 90–204
- 5) SCCT guidelines on radiation dose and dose-optimization strategies in cardiovascular CT. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography* 2011; 5, 198–224
- 6) ACR–NASCI–SPR Practice Guideline for the Performance and Interpretation of Cardiac Computed Tomography. 2011; Res.38
- 7) 山口隆義: CT 値確保できたら…こうなります！造影理論と実践. *INNERVISION* 2007; 22(11): 10-14
- 8) 岸本淳, 酒匂敏雄, 他 CT-AECを用いた胸部単純CTから推定した心臓CT検査における個別管電流設定の検討. *日本放射線技術学会雑誌* 2013; Vol. 69 (5): 508-13
- 9) SCCT expert consensus document on computed tomography imaging before transcatheter aortic valve implantation (TAVI)/transcatheter aortic valve replacement (TAVR). *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*. 2012; 6; 366–380
- 10) Triple-Rule-Out CT Angiography for Evaluation of Acute Chest Pain and Possible Acute Coronary Syndrome. *Radiology* 2009; Volume 252: Number 2
- 11) Guidelines for Diagnosis and Treatment of Aortic Aneurysm and Aortic Dissection. *Circ. J* 2013; 77: 789–828
- 12) 画像診断ガイドライン 2013 (金原出版, 東京, 2013)
- 13) 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM Guidelines for the Diagnosis and Management of Patients With Thoracic Aortic Disease: Executive Summary. *JACC* 2010; Vol. 55, No. 14: 1509–44
- 14) Diagnosis and management of aortic dissection -Recommendations of the Task Force on Aortic Dissection, European Society of Cardiology. *European Heart Journal* 2001; 22: 1642–1681
- 15) 末梢閉塞性動脈疾患の治療ガイドライン. *Circulation Journal* 2009; Vol. 73, Suppl. III
- 16) Management of Patients With Peripheral Artery Disease (Compilation of 2005 and 2011 ACCF/AHA Guideline Recommendations). *J Am Coll Cardiol.* 2013;61(14):1555-1570
- 17) ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of peripheral artery diseases. *European Heart Journal* 2011; 32: 2851–2906
- 18) Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II). *JOURNAL OF VASCULAR SURGERY* Volume 45, Number 1, Supplement S
- 19) Guidelines for the Diagnosis, Treatment and Prevention of Pulmonary Thromboembolism and Deep Vein Thrombosis *Circ. J.* 2011; 75: 1258 – 1281
- 20) Guidelines on the diagnosis and management of acute pulmonary embolism. *European Heart Journal* 2008; 29: 2276–2315
- 21) Management of Massive and Submassive Pulmonary Embolism, Iliofemoral Deep Vein Thrombosis, and Chronic Thromboembolic Pulmonary Hypertension. *Circulation* 2011;123: 1788-1830

## 『整形 CT 撮影技術ガイドライン』

Guidelines for the techniques of orthopedics CT

労働者健康福祉機構 富山労災病院

野水 敏行

### 1. はじめに

整形外科領域の疾患は、CT や MRI の登場によって、精密な診断や早期の発見が可能となり、その技術は急速に普及した。CT に目を向けると、1 列のノンヘリカル CT 時代からスライスを積み重ねた multi planar reconstruction(MPR)画像により得られた冠状断・矢状断像の存在は大きかった。1998 年にマルチスライス CT が登場し、1mm 以下の等方ボクセルデータが収集できるようになると、より精細な MPR 像の作成が可能となり、装置の普及とともにその技術は急速に全国に広まった。また、ワークステーションの進歩も目覚ましく三次元的立体描出いわゆる volume rendering(VR) 法を用いた立体画像の作成技術も広まっていった。現在の臨床現場では日常的に多くの施設で整形領域の撮影が行われており、四肢骨・関節の診断、治療には欠かせないツールとなっている。特に、骨折や人工関節などの術前では、術式の決定や手術シミュレーションとしての役割は大きくなっている。しかし従来からの X 線撮影のように確立された撮影法を明記した文献は存在せず、各施設の経験や工夫により検査が行われていたのが現状であった。そこで X 線 CT 撮影の標準化を目指し、2010 年に日本放射線技術学会の叢書として「X 線 CT 撮影における標準化ガイドライン GuLACTIC」が発刊され、その中で整形領域についても一定の指向性が示された。

今回、発刊より 5 年が経過し、CT 装置の性能向上と検査技術の進歩に対応するため、改訂 2 版「X 線 CT 撮影における標準化 GALACTIC」として研究班が組織され、初版の改定作業が行われた。本稿では、ガイドライン GALACTIC 改訂第 2 版の概略とその改定の要点を述べる。

### 2. ガイドラインの構成と改訂ポイント

今回の改訂 2 版では、推奨プロトコルとして 8 部位、参考プロトコルとして 1 部位、Appendix として「四肢骨・関節 CT の解説と画像作成法」を記述した。推奨・参考プロトコルの計 9 部位に関しては、初版のプロトコルの見直しと X 線 CT 装置における自動露出機構(CT-AEC)使用の方向性を示した。Appendix には、プロトコルページに記載しきれなかったプロトコル決定の方向性や MPR・VR 画像作成のポイント、MPR の基準線、腱描出の詳細などを記載した。改訂において、エビデンスが不足している箇所や未だ解析中の部分も存在するが臨床上の有益性、実用性を重視し、その他の診断・臨床ガイドラインなどを考慮しつつ班員との協議により実践的に記述した。

整形外科領域の CT 撮影においては、撮影体位と MPR の画像作成断面の規定化は再現性を担保する上で重要であることには変わりがなく、本稿の肝である。撮影プロトコル的には、新しい試みとして CT-AEC 使用における目標 SD 値を「体幹部標準または骨用関数の最少スライス厚にて SD○○程度」と部位ごとに提示した。手指屈筋腱・伸筋腱の描出についても要望が多く、新設した項目である。以下に、それらの概要を記述する。

### 3. 撮影体位について

CT の撮影は、目的部位をスキャンセンターに配置することが原則であり、四肢骨・関節の CT 撮影でも同様である。特にこの領域では、目的疾患が極めて小さいことが多い、オフセンターでは画質低下が顕著である。四肢の場合、体軸を中心に左右に大きく離れて部位が存在するため、スキャンセンターに目的部位を配置する工夫が必要である。また、他の部位(頭部や腹部、反対側)を



図 1. 肘関節半側臥位撮影法

含めたスキャン断面での撮影では、アーチファクトの発生や線量の増加が問題となるため、可能な限り目的部位単独での撮影体位が望ましい。上肢は挙上、下肢は反対側を屈曲しスキャンセンターに近づけることが基本である。可能であれば、一般撮影の正面もしくは側面撮影に近似した肢位が望ましい。今回、肘関節の体位に関して、痛みが強く進展不可能な場合が多いため半側臥位撮影法を推奨した(図 1)。

#### 4. 撮影条件について

管電圧は通常の撮影では、120kVを推奨する。術後の金属インプラントを含む場合、ビームハードニングの影響を低減するため高管電圧撮影を推奨する。管電流の設定は、分解能を重視するため小焦点となる管電流の設定が望ましいが、脊椎、肩関節、股関節など線量不足となるケースでは大焦点や回転時間の延長が必要である。回転時間は、目的部位がオフセンター配置となることを考慮し高い view 数が得られる回転時間を設定する。各装置の view 数変化の回転時間を認識し設定することが必要であり、特にオフセンターの場合は注意する。

#### 5. 再構成関数について

骨描出が主たる目的の場合は、骨用関数を用い MPR を作成する。骨腫瘍や周囲筋組織を観察する場合は、体幹部用標準関数も追加して用いる。VR 作成用の再構成関数は、基本的には体幹部用標準関数を用いるが、四肢関節の高精細な VR 画像が要求される場合は、骨用や肺野用関数が有用である(図 2)。しかし、画像ノイズが上昇するため注意が必要である。いずれにせよ、骨用、体幹部標準関数とともに、装置によっては数種類あるため施設にて十分検討して決定すべきである。



図 2. 関数の違いによる VR 像

#### 6. CT-AEC について

整形外科領域での CT-AEC の論文や報告は少なく、適正な設定根拠となるエビデンスは無いといえる。また、ごく小さい被写体に関しての CT-AEC の精度についても検証が待たれるところであり、使用にあたっては各施設にて十分検討して使用すべきである。目標 SD 値の決定に関しての指標は、VR 像が正しく作成できることを条件とし日常の臨床画像を Retrospective に検討した。

脊椎、肩・股関節においては体幹部を含む撮影となるため胸腹部のプロトコルを参考にした。四肢関節においては班員施設の臨床画像を参考にしたことと、心臓冠状動脈撮影の CT 値と SD 値を参考にし、班員との協議により、ある程度余裕を持つ数値として提示した。

- ・ 脊 椎 : 体幹部標準関数 5mm スライス厚にて SD10~12
- ・ 四肢関節 : VR 像を体幹部標準関数で作成する場合 体幹部標準関数 最少スライス厚 SD20 程度  
VR 像を骨用・肺野用関数で作成する場合 骨・肺野用関数 最少スライス厚 SD40 程度

AEC の使用に関しては、骨は個々の患者および部位によってさまざまな CT 値を示し一定の範囲に収まらないことと、装置によって再構成関数が異なること、オフセンター配置の場合など不確定要因が多々あり、今回の目標値はあくまでも目安と考えていただき、各施設で十分検討して使用することが前提である。

#### 7. 画像の表示法について

MPR 像は、目的部位に必要な断面方向を作成するが、そのスライス厚には根拠となる文献は少ない。特に四肢関節に関しては、骨折精査目的や関節面への骨折の波及など微細な描出が要求されることもあり、パーシャルボリウムがより少ない薄めのスライス厚の選択が必要である(図 3)。脊椎では 2mm 以下を、四肢関節では 2mm 以下推奨であるが骨折精査や目的部位を考慮し、1mm 程度も積極的に使用を推奨する。

スライス断面の決定は、画像の再現性を担保する上では重要であり、各関節に基準線を設定し規定化することが望ましい(後述)。また今回、画像の向き、表示順序に関しての一例として、一般撮影と同調させる方法をappendixに記載した。

VR像の作成は、目的部位の全体像の把握、関節面の描出などに加え、小切開低侵襲手術や関節内視鏡手術を支援する画像を積極的に作成するべきと考える。その場合、術者とのコミュニケーションを十分取り有意義な画像作成を行うこと。

骨幹部から関節面にかけてのらせん状骨折や線状骨折にて、MPR表示では1断面で骨折線を追うことが困難な場合や、パーシャルボリュームにより骨折線が追えない場合が存在する。このような場合、Partial-MIP表示を行うことにより、明瞭な骨折線描出をすることができ有用である。また、骨折線の断端や曲面の骨折線の描出も明瞭となる(図4)。参考として、四肢ではPartial-MIPの厚みは5~10mm程度とし、間隔は2~3mm程度とすることで良好な画像が得られる。

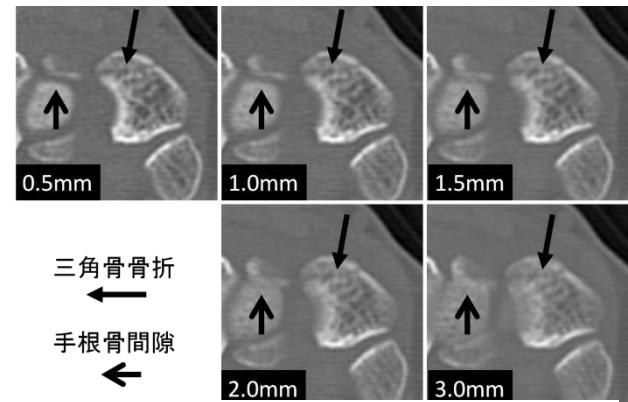


図3. MPRスライス厚の違いによる骨折描出

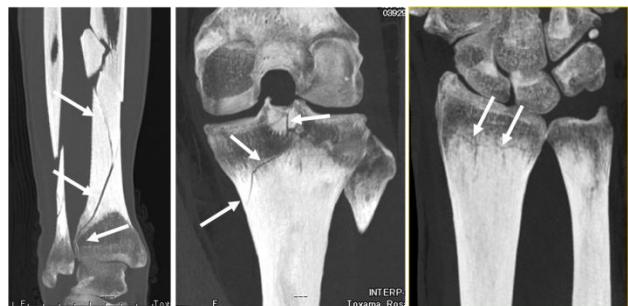


図4. MIP表示が有用だった症例

## 8. MPR作成法と基準線の推奨例

MPRの画像作成断面の規定化は、整形領域のCT検査の標準化において重要なポイントである。本研究班では、再現性のあるMPR像を作成するために初版からMPR基準線というものを提案してきた。改訂2版でも同様である。

四肢関節のMPR作成に関しては、関節面と長軸骨骨軸に対して正確な冠状断・矢状断が求められる。最も重要な点は、寝台に対しての関節の回旋を補正することである。施設によってはMRIの撮像断面と同一断面にそろえる施設もあるが、MRIは関節面・軟骨・韌帯など局所観察に適する断面である。しかし、四肢骨折CTでは関節面の状態把握が最重要であるが、骨折病態全体の観察も重要であるため、長軸骨骨軸もある程度含めた断面設定が有用であると考える。

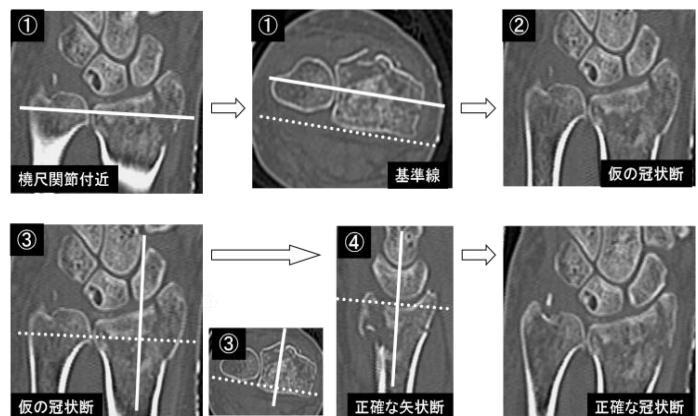


図5. 手関節のMPR作成手順

### <MPR作成手順のながれ>(図5)

- ① 関節面に近い水平断を利用し、基準線を決定する。
- ② 基準線に平行に冠状断を観察し、最も全体が観察できる断面を選択する。(仮の冠状断)
- ③ 仮の冠状断の関節面に対して、垂直および骨軸に合わせ正確な矢状断を作成する。
- ④ その矢状断に対して関節面および骨軸に合わせ正確な冠状断を切り出す。  
※ 骨折転位が大きい場合や関節が中間位ではない場合は、全体が把握できるような断面に調整する。  
(全体が観察できた方が、骨折転位や骨片のオリエンテーションがつきやすいため。)
- ⑤ 正確な冠状断から水平断を切り出す。

<MPR 基準線の例> (図 6~11)

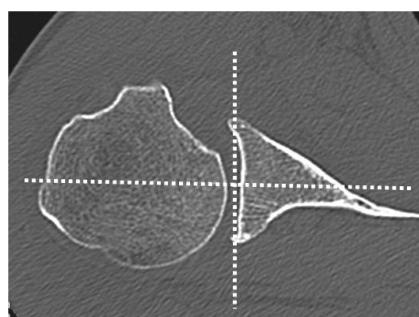


図 6.肩関節の基準線

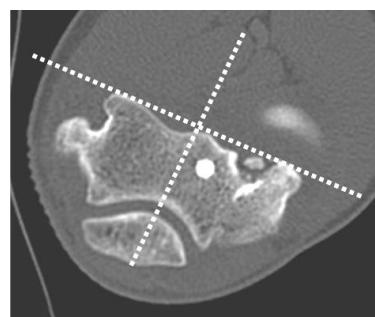


図 7.肘(上腕骨)の基準線

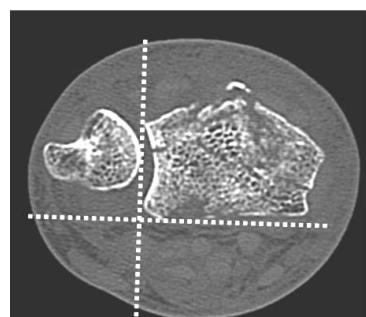


図 8.手関節の基準線

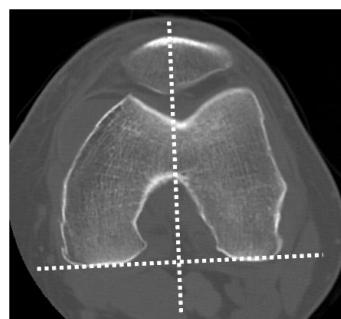


図 9.膝(大腿骨)の基準線

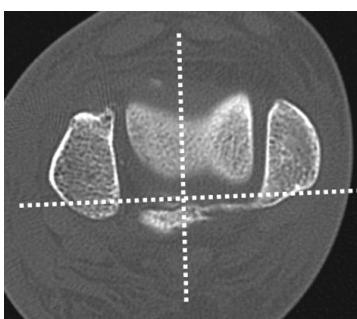


図 10.足関節の基準線

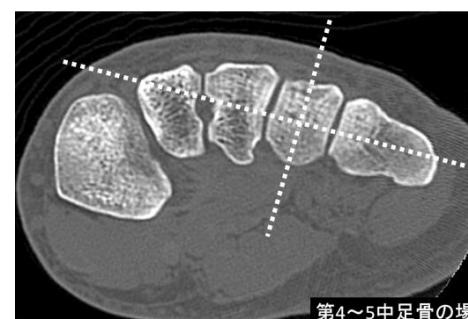


図 11.第 3~5 中足骨の基準線

第4~5中足骨の場

#### 9. 手指屈筋腱・伸筋腱の描出について

近年、手指屈筋腱・伸筋腱の断裂部位特定や手術支援目的として CT による腱描出の依頼が増加してきた。断裂診断に関しては MRI が感度が高く有利であるが、CT は撮影範囲の長さ、骨との位置関係の把握など手術に直結するための画像依頼が多いと推察する。腱の CT 描出はそのほとんどが 3D による VR 像であるため、周囲の筋肉などとの CT 値差が少ない物質との識別が必要であり、非常に優れた低コントラスト検出能が要求される。そのため撮影は、画像ノイズの少ない画像が求められ 200mAs 程度の線量を使用し、再構成スライス厚も 1mm 程度以上とあえて厚くしノイズ低減を考慮している。また管電圧に関しては、腱のコントラストを上げる目的で高管電圧を使用する。再構成閾数は、低コントラスト検出能が高い閾数が必要である。VR 画像作成にあたっては、微妙なオパシティーカーブの調整と色調調整が必要であり、ワークステーションの性能と作成者の能力が要求される(図 12)。

#### 10. おわりに

本稿では、整形外科領域の X 線 CT 撮影における標準化 GALACTIC について概要を述べた。あくまでも標準的な撮影が可能となる指標であり、確定的なものではない。実際の臨床の場では、各施設で医師と協議しプロトコルを再考していただきたい。本稿が良好な整形外科領域の CT 撮影を行う参考になれば幸いである。

#### 参考文献

- 1) 日本放射線技術学会 高木 他編. X 線 CT 撮影における標準化 GALACTIC 改訂2版. 放射線医療技術学叢書(27). 2015
- 2) 日本医学放射線学会・日本放射線科専門医会・医会協同編集 画像診断ガイドライ 2013 年版, 金原出版, 東京
- 3) 梁川範幸, 野水敏行, 他 整形外科領域の CT 撮影プロトコルを考える. 京都: 放射線撮影分科会誌, 2009: 32-50.
- 4) 市川勝弘, 山口功, 編. X 線 CT 認定講習会テキスト. 日本 X 線 CT 専門技師認定機構, 2011.
- 5) 野水敏行. 骨・関節領域に対する CT の適応と臨床応用. エーザイ株式会社 アールティ 2011;49:12-15

## 『X 線 CT 撮影標準化における CT-AEC』

Standardization of CT scan protocols with CT-AEC

国立がん研究センター東病院

野村 恵一

### 1. はじめに

X 線 CT 装置における自動露出機構(CT Automatic Exposure Control: CT-AEC)は X 線の管電流出力をコントロールするアプリケーションであり、現在もさまざまな撮影や部位において臨床応用されている。CT-AEC は、位置決め撮影画像または直前の投影データを基に、被写体の X 線透過度を推定し、X 線出力、主に管電流を自動的に変調する機構である。従来、放射線技師の経験や勘に頼っていた X 線出力、主に管電流の選択は、CT 装置側によりほとんど自動的に決定される。

CT-AEC 技術そのものは 2010 年の GuLACTIC(初版)発刊当時と大きく変わっている部分はない。しかしながら、16 列以上のマルチスライス CT を有する施設は 2013 年に 62%となり<sup>1)</sup>当時よりも CT 検査における CT-AEC の適応範囲が広がっていることが予想される。GALACTIC(改訂 2 版)では画像診断管理における診療放射線技師の役割の中に、臨床要求に対する最適な撮像条件の設定、診断情報を担保した被曝低減のための撮像条件設定が記載されている。CT-AEC の理解を深め、さらに臨床応用を進めることができ CT 検査の質の向上と被ばくの最適化に必要であるといえる。

### 2. 標準化(GALACTIC)における CT-AEC

初版では CT-AEC は使用を推奨するという記載にとどまっており、mAs が併記されていた。一部の撮影部位を除き、改訂 2 版ではさらに CT-AEC の使用を広げるために数値を具体化した。プロトコルシートには装置の標準再構成関数使用時、filtered back projection(FBP) 法の臨床画像の SD 値を目標値として画像スライス厚と共に記載している。(記述例 CT-AEC は体幹部標準関数の 5mm スライス厚で画像 SD が 10~12 となるように設定する)

CT-AEC を使用時に得られる各検査部位の画像 SD 値については、エビデンスが少ないため各班員が今までの撮影データを基に目標となる SD 値を設定した。この値は、目標値であり更なる研究による成果を否定するものではない。今後エビデンスに有用なデータが発表されることを期待したい。

### 3. 各社の CT-AEC の機能分類と CT-AEC ファントムにおける動作特性

CT-AEC は位置決め画像や直前の投影データから、スライス毎の被写体サイズや形状を解析し、管電流を設定、変調する機構である。各メーカやバージョンによって動作は異なるが、2 種類のコンセプトに分かれる<sup>2)</sup>(Fig. 1)。1 つはユーザが事前に画像ノイズ(NI: noise index, SD)を設定し、そのノイズが得られるように管電流が変調するタイプである。GE, HITACHI, TOSHIBA が採用しており、画質設定機

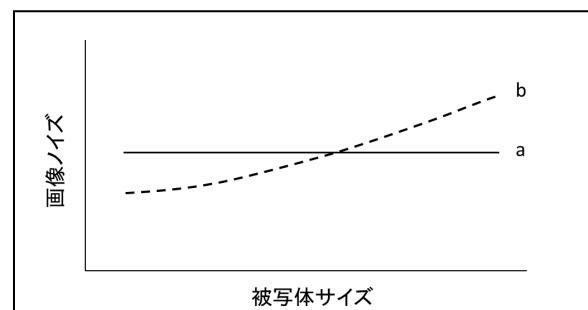


Fig. 1 CT-AEC のコンセプト分類

a: Constant noise systems

b: Adequate noise systems

能がついた CT-AEC (Constant noise systems) である。2つめは被写体サイズによるノイズの増減幅を固定管電流撮影時よりも緩やかな傾斜にすることで、被ばく低減を考慮した CT-AEC (Adequate noise systems) であり、PHILIPS と SIEMENS が採用している。

各社の動作原理と円錐形 CT-AEC ファントム(京都科学)を用いた動作特性について述べる。GE の CT-AEC は Smart mA, Auto mA および両者を統合した 3DmA Modulation (Fig. 2) の 3 種類が提供されている。両者とも位置決め撮影画像から各スライス位置における水等価に置換した面積および短径と長径比を推定し適正な管電流を決定する。Smart mA は XY AEC に相当し、投影角度により管電流が変調する。Auto mA は Z-axis AEC に相当し、管電流は 1 回転毎に制御される。3DmA Modulation は 3D AEC に相当し、1 回転の中で管電流が 4 回変調される。Auto mA および 3DmA Modulation は画質設定機能を有しており、設定 SD (NI) の入力が必要である。

HITACHI の CT-AEC は、IntelliEC adaptive-mA モード、SD モード、CNR モードの 3 種類が提供されている。adaptive-mA モードは、ユーザが設定する管電流を最大とし、スキャン中に取得する透過線量の比に基づいて XY AEC と Z-axis AEC を切り替え、回転角度方向または体軸方向の管電流を最大 30% 制御している。SD モード、CNR モードは 3D AEC に相当し、位置決め画像から各スライスの被写体情報とユーザが設定した目標画像 SD 値に基づいて管電流を制御している (Fig. 3)。更に CNR モードでは造影検査における視認性を考慮して管電流が制御され、管電圧の変更に応じて設定された目標画像 SD 値が自動調整される機能も備わっている。

PHILIPS では、Dose Right ACS (automatic current selection), Angular-DOM (angular dose modulation) および Z-DOM (z-direction dose modulation) が提供されている (Fig. 4)。ACS は Patient-size AEC, Angular-DOM は XY AEC, Z-DOM は Z-axis AEC に分類される。ACS は位置決め画像から、スキャン範囲内の最大径を推定する。

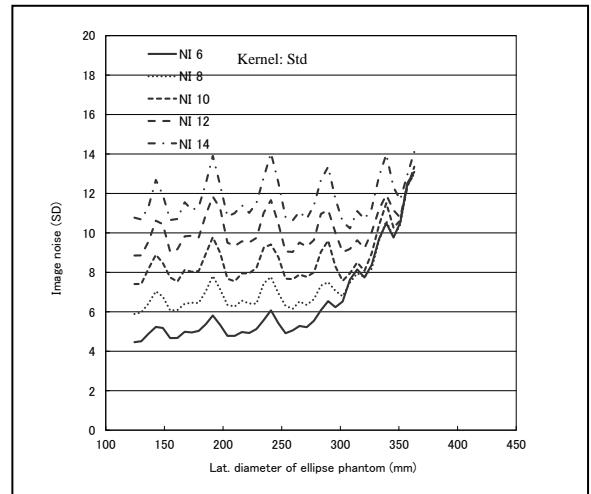


Fig. 2 画質設定値(NI)変化におけるファントムの被写体径と画像ノイズの関係

CT 装置:LightSpeed-VCT

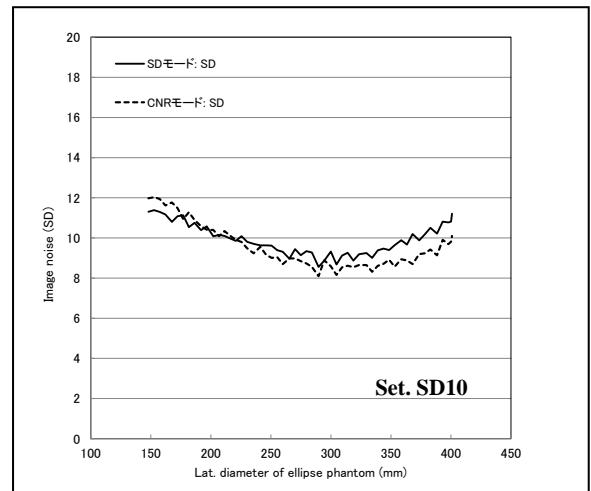


Fig. 3 SD モードと CNR モードにおけるファントムの被写体径と画像ノイズの関係

CT 装置:SCENARIA

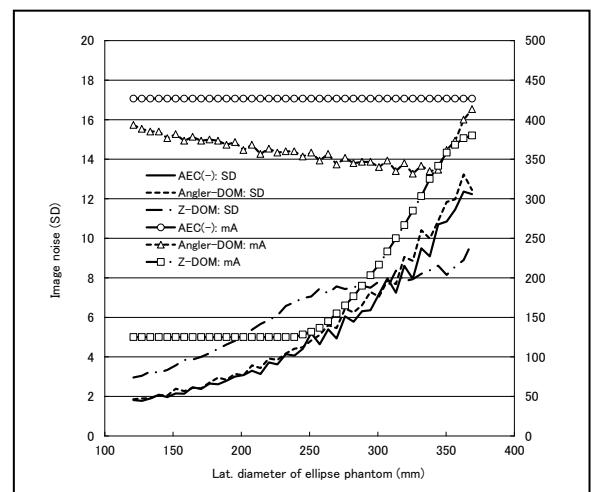


Fig. 4 各 CT-AEC における被写体サイズ特性  
CT 装置:Brilliance16

得られた最大径と標準体(水等価 33cm 径, 体重 70kg を想定)の最大径を比較し ACS factor に従って被検者の最大管電流を決定する。そして Angular-DOM では断面形状に, Z-DOM では体軸方向のサイズ変化対し管電流を変調している。ただし, 変調の範囲は最大管電流の 70%までである。iPatient コンソールでは 3D-DOM (3D AEC に相当)を追加している。ACS の基準 Index として DoseRightIndex が導入された。これは 120kV, 200mAs を 24 とし Index1 の変動で±12%標準管電流が変動する。ACS の標準体が水等価 29cm/33cm/39cm を選択でき、この中から通常の被検者に近い径を選択する。

SIEMENS の CT-AEC は、CARE Dose と CARE Dose4D の 2 種類が提供されている。CARE Dose は、XY AEC に相当し、スキャン中の透過線量を 180 度後の対向の照射線量にフィードバックさせ過剰照射を抑制するシステムである。また CARE Dose4D は 3D AEC に相当し、ユーザが入力する Ref. mAs を基準線量として、位置決め画像の被写体情報から Z 方向の変調を、スキャン中の対向データから回転角度方向(XY 面)の変調を決定している。設定する強度変調カーブの種類により被写体サイズに対する管電流変調が変化し (Fig. 5), 部位別変調カーブにより応答特性が変化する。

TOSHIBA の CT-AEC は、Real EC と Volume EC の 2 種類が提供されている。位置決め撮影画像から各スライス位置について、面積が等価な円形の水等価物質に置換し管電流が決定される。Real EC は Z-axis AEC に相当し、管電流を 1 回転毎に変調する。Volume EC は 3D AEC に相当し、被写体の AP/LAT 方向の体厚から管電流を管球角度ごとに変調する (Fig. 6)。両者とも画質設定機能を有する。ユーザが入力した設定 SD に対して、再構成関数、画像スライス厚、量子フィルタや逐次近似応用再構成 (AIDR 3D) と連動した管電流変調が行われる。また、広範囲撮影において被写体厚が異なる部位に対し、設定 SD を自動的に調節する機能 (Adaptive SD) がある。

#### 4. CT-AEC における線量分布

CT-AEC は被写体特性に応じて管電流を変調させている。スキャンプラン作成時にコンソール上で確認するか、撮影した CT 画像の DICOM タグ (0018, 1151 X-ray Tube Current) を調べることで、管電流変調の結果を得ることができる。しかしながら、被写体にどのように X 線が照射されたかを検討するにはモンテカルロ法を用いた線量分布の作成が有効である。そこで CT-AEC の動作を視覚的に確認するために、Aquilion64 を想定し、AEC OFF (200mAs 一定), CT-AEC (設定 SD10), という条件で CT-AEC ファントムを撮影したときの線量分

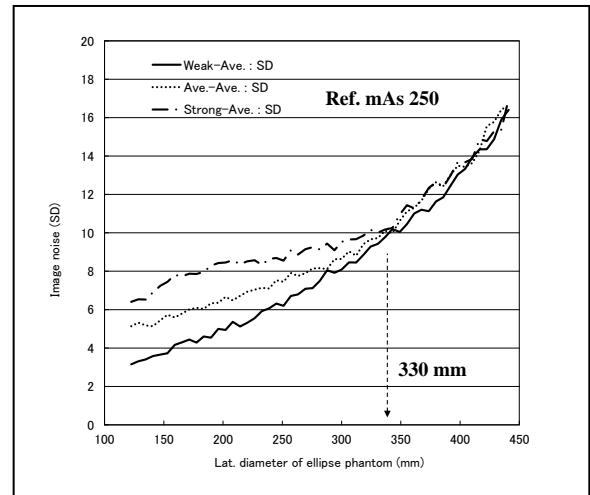


Fig. 5 強度変調カーブの組み合わせにおける  
ファントムの被写体径と画像ノイズの関係  
CT 装置:Sensation Cardiac64

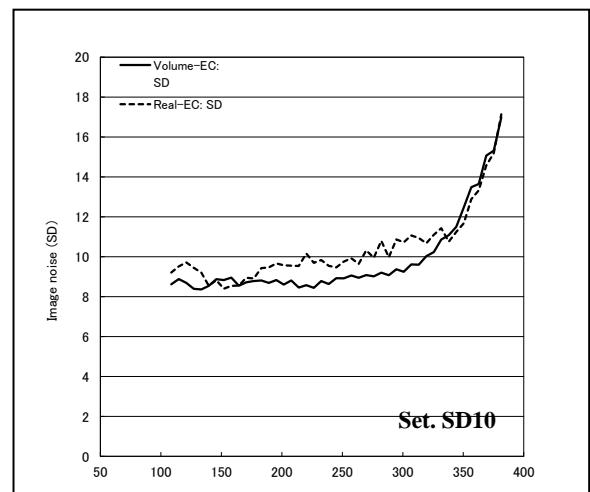


Fig. 6 各 CT-AEC における被写体サイズ特性  
CT 装置:Aquilion64

布をシミュレーションにより取得した. Fig. 7 は円錐形 CT-AEC ファントムの線量分布, Fig. 8 は楕円錐形 CT-AEC ファントムの線量分布である. 両者のファントムとともに, AEC OFF では被写体サイズが小さい範囲については吸収線量が高くなっている. また被写体サイズが大きいほど, 楕円錐形のファントム長径が大きいほど, 吸収線量が低くなっている. また楕円錐形ファントムにおいて AEC OFF の場合は被写体形状による影響により, 短軸方向 ( $0^\circ$  および  $180^\circ$ ) では吸収線量が高くなり, 長径方向 ( $90^\circ$  および  $270^\circ$  方向) の吸収線量が低くなっている. CT-AEC を用いることで, 被写体サイズが大きくなれば管電流が増加し, さらに被写体が楕円形の場合は XY 面で管電流が形状に応じて変化する. このように CT-AEC が動作することにより, 被写体サイズおよび形状に対応した X 線照射が可能になり, 被写体特性によるノイズの増加を抑制することが可能である<sup>3)</sup>.

## 5. おわりに

CT 装置や検査方法はこれまでめまぐるしい発展を遂げてきた. そして現在, 今ある技術を整理し, より効率的で安全な CT 検査, すなわち CT 検査の最適化が求められている. CT-AEC は適正で安定した CT 画像を得るために必要な機能のひとつである. CT-AEC を活用することで, オペレータ間や被検者のサイズによる画質差を改善し, 被ばく低減も可能である. しかしながら CT-AEC の設定により期待する画質が得られない, さらに被ばく線量の増加を生じる危険性もある. CT 検査の標準化を進めるには自動化された部分は必要不可欠であるが, そのツールを十分に理解し有効活用することはすべての基本である.

## 参考文献

- 1) 日本放射線技術学会 撮影部会. X 線 CT 撮影における標準化(改訂 2 版) 日本放射線技術学会.
- 2) Nagel HD, Stumpp P, Kahn T, 他. Performance of an automatic dose control system for CT: specifications and basic phantom tests . ; RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin, 183(1), 60-67.
- 3) 村松 穎久, 池田 秀, 大沢 一彰, 他. CT 用自動露出機構(CT-AEC)の性能評価班 最終報告書. 日本放射線技術学会雑誌;63(5), 534-545.

## 『標準化における造影技術』

Standardization of scan protocols with CT contrast technology

さいたま赤十字病院

寺澤 和晶

## 1. はじめに

造影 CT 検査は臓器の質的診断検査のように動脈系の分布と実組織とのコントラスト差を得ること、血管系の検査である 3D-CTA のように動脈のエンハンスメントをできるだけ高く一定に得ることに大別される。ヘリカル CT 以前の造影法は、一定用量(mL)を一定速度(mL/s)で投与する方法であった。これは、被検者にかかわらず画一的なものであった。ところが、シングルスライス CT(Single-slice CT:SSCT)によるヘリカルスキャンの開発以降、画質の向上や撮像の高速化に伴って、造影法の最適化について研究されるようになった。具体的には、診断に必要な最低限のヨード使用量で最高の診断能を得る造影法を検討するというものであり、循環血液量が体格に依存することを利用し、体格に合わせて用量を調整することや、被検者の循環動態に応じて到達するタイミングを予測することであった。それらは、再現性を担保するための方法であるが、造影効果に影響を及ぼす因子は内的な要因のみならず物理的な外的因子もある。本稿では、生体を模擬した循環ファントム<sup>1)2)</sup>による時間-エンハンスメント曲線(Time-enhancement curve:TEC)および臨床データより適正な造影法について考えていく。

## 2. 再現性と描出能

臨床における再現性には被検者間の比較や経時的変化の観察などがあるが、すべてにおいて TEC を揃えることが大切であり、撮像タイミング、総ヨード使用量(mgI)、注入時間(s)が重要になる。また、臓器および病変により TEC 形状が変化する濃染強度パターンもあるため、これらを規格化する必要がある。図 1(a)は用量(mL)が一定でヨード濃度(mgI/mL)を変化させた TEC である。図 1(b)はそのときの単位時間当たりヨード量と最大 CT 値の関係を示す。注入時間が

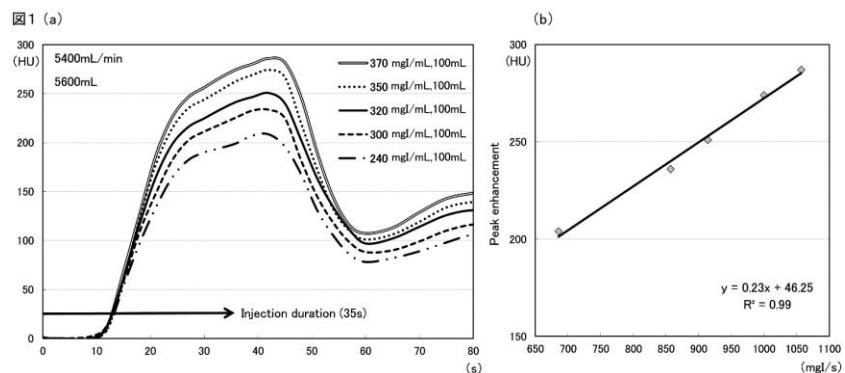
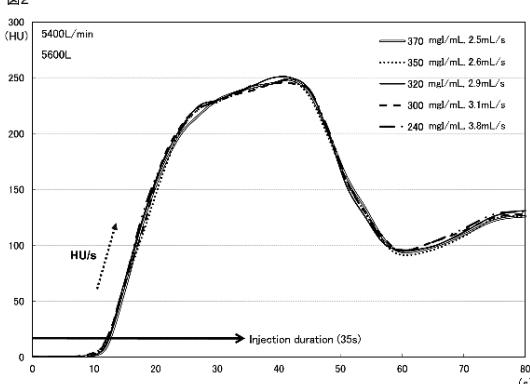


図2



一定の場合、最大 CT 値はヨード量に比例することがわかる。図 2 はヨード量一定でヨード濃度により用量を変化させた TEC である。TEC を揃えるためにはヨード濃度により用量が変化した場合、注入速度(mL/s)を可変させる必要がある。したがって、再現性を向上させるには総ヨード使用量と注入時間を固定することが重要になる<sup>3)</sup>。ただし、描出能を向上させるためには、造影剤使用量の増量、造影剤注入速度の増量が必要になる。図 3(a)ではヨード量が一定で注入速度を変化させた TEC を示し、図 3(b)では

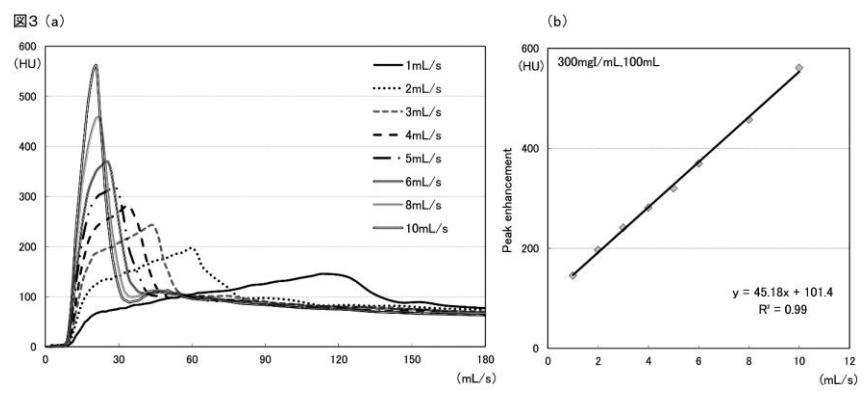
そのときの最大 CT 値と注入速度の関係を示した。ヨード量一定の場合、最大 CT 値は注入速度に比例することがわかる。したがって、組織間および組織内のコントラストをより明瞭化するためには、急速静注により TEC のピークを高くし、臓器および病変の継時的な濃染強度を捉えるには多時相の撮像が必要になってくる。反面、この方法は適正な造影のタイミングを誤るリスクになる。

### 3. 造影効果に影響与える内的因子と外的因子

#### ・循環容量(体重)

生体における全体液量は、成人男性で体重の 60% (女性は 50%) 程度である。このことから、循環容量 (mL) で被検者の体格を調整した。図 4(a)は、総ヨード使用量が一定で、循環水量を変化させた TEC である。また、

そのときの体重 (kg) と最大 CT



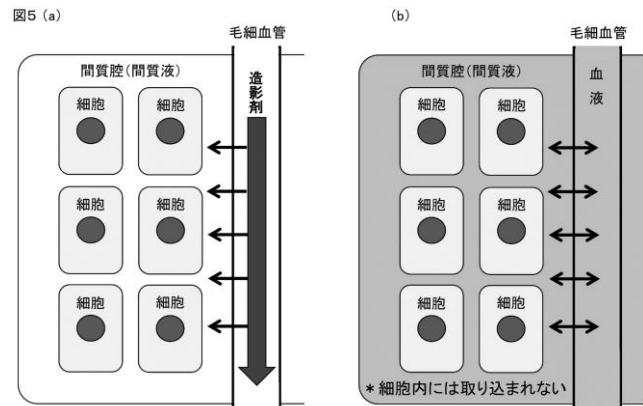
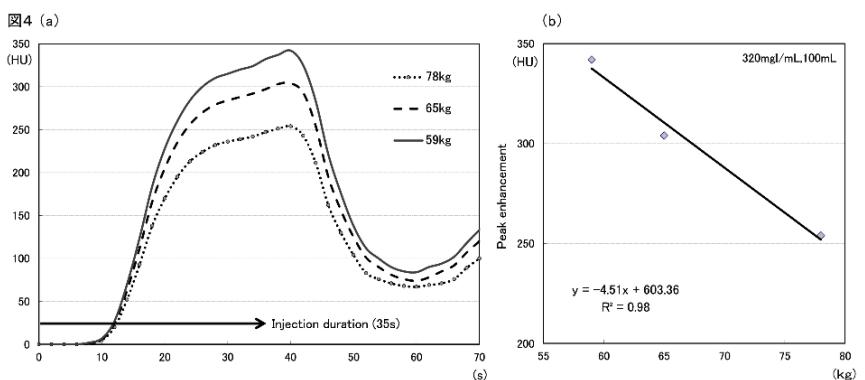
値の関係を求めるとき、図 4(b)より総ヨード使用量が一定の場合、体重と最大 CT 値には強い負の相関関係が認められた ( $R^2=0.99$ )。これは、単位体重毎ヨード使用量[体重当たりヨード使用量 (mgI/kg)]を規定することでエンハンスメントが一定になることを示す。よって、単位時間当たり単位体重毎ヨード使用量[体重・時間当たりヨード使用量 (mgI/kg)/s]<sup>4)</sup>によって生体間の傾きを一定することが可能になる。

#### ・実質(実組織)

動脈相以降のエンハンスメントを考えると、動脈相では図 5(a)のように各セグメントに分布した造影剤はヨード濃度の勾配に応じ毛細血管より漏出しながら間質に分布し、図 5(b)のように間質が毛細血管と平衡状態になった時点での最高濃度になる。これは、肝臓のダイナミック CT では門脈相に相当するが、この平衡状態を維持しながら緩やかに濃度が減少していく経過をたどる。このことから、平衡状態になって以降のエンハンスメントは総ヨード使用量のみで調整されることになる。

#### ・心機能(心拍出量)

TEC を揃えるために体格の影響を考慮する場合、標準的な成人になるが、生体それぞれの循環動態には個体差があり、代表的なものに心機能(心筋の収縮特性)がある。その中でも心拍出量[Cardiac



output(L/min):CO] の影響が大きい<sup>5)</sup>. CO はヨードの希釈割合に影響をおよぼすため、図 6 のように総ヨード使用量が同一でも、ファーストパスの動脈相において、体重当たりヨード使用量および注入時間を一定にしても TEC は一定にならない。

#### ・体格(体型)

標準的な体格の成人であれば循環血液量は 70～80mL/kg であるが、高体重や低体重の被検者にそれが妥当かということになる。いわゆる体脂肪の量である。成人における体内の実質臓器サイズは体脂肪量の増減で変化するものではない。そのため、細動脈までの動脈系における血管腔の容積は肥満による体重増加によって比例拡大せず、逆も同様になる。つまり、標準的な体格の被検者に対して体脂肪率(%)が大きく増減した場合、体重当たりヨード使用量で投与すると動脈相において過剰または過小投与される可能性がある。

#### ・実効エネルギー

CT 装置から照射される X 線は、そのエネルギーによって物体の線減弱係数が変化する。そして、被写体を透過する際に、体型(断面積:cm<sup>2</sup>)の違いによりビームハードニング(線質硬化)の度合いが異なり、CT の画素値である CT 値に影響を及ぼす<sup>6)</sup>。図 7(a)はある CT 装置において模擬血管ファントム(ヨード濃度が 10mgI/mL)を用い、外寸の異なる水槽にセットして CT 値を求めている。図 7(b)は同装置において表示管電圧(kV)の違いによるヨード濃度と CT 値の関係を求めている。これらより、線質硬化による CT 値の変動および実効エネルギー(keV)の違いによる CT 値の変動が理解できる。

#### ・浸透圧

ヨード濃度および浸透圧が異なる 4 種類の非イオン性造影剤を製剤ごとにグループ分けし、体重当たりヨード使用量を一定にした肝質的診断検査において、それぞれの造影効果を比較すると<sup>7)</sup>、動脈相および平衡相とともに腹部大動脈における造影効果の差異はなく、図 8 より平衡相における下大静脈に差異が生じた。これにより、平衡相の静脈系において一過性に血漿量が増加すると考察できた。よって、造影剤の浸透圧は造影効果に影響を及ぼす一つの因子であるが、その影響は平衡相のエンハンスメントになる。

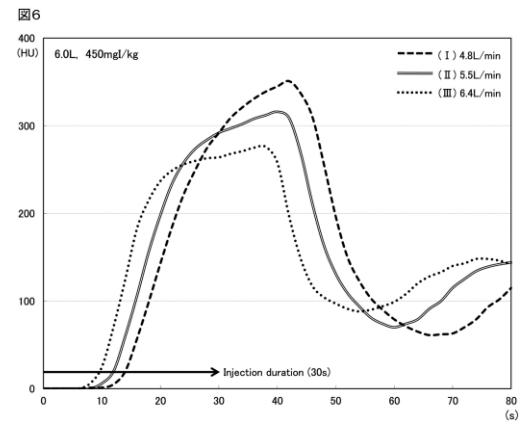


図7 (a)

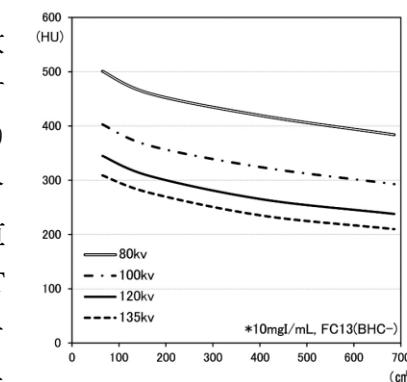


図7 (b)

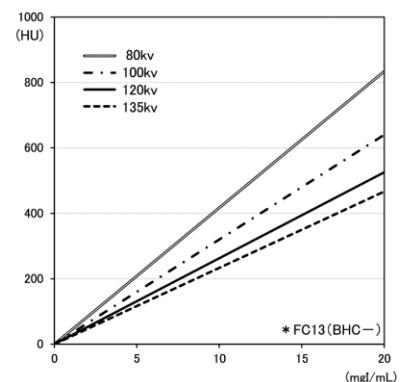
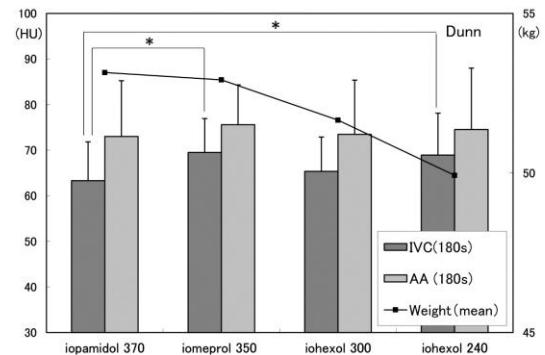


図8



#### 4. 撮像タイミングを得る技術とピットフォール

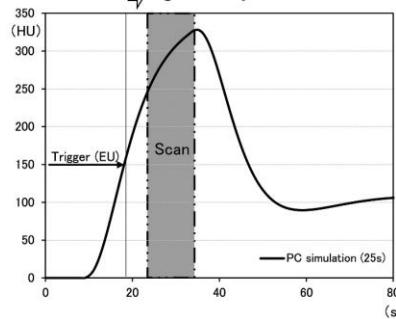
##### ・Test bolus injection (TI) 法と Computer assisted bolus tracking (BT) 法

TI 法は少量の造影剤を用い、ダイナミック撮像を行って得られた TEC を基に適した本番の撮像タイミングを計画しようとする技術である。この撮像法は TI により得られた TEC から積算し、造影剤到達時間、最大 CT 値到達時間および最大 CT 値を予測するためその精度も向上してきているが、経静脈的に投与されることから、本番の撮像における投与用量との相異がボーラス性の誤差になる。その誤差が及ぼす立ち上りの傾きの変化によって本番の最大 CT 値を予測困難にしている<sup>8)</sup>。

BT 法は造影剤注入開始からある時間(s)が経過したところで CT 透視機能を用い、リアルタイムに上昇 CT 値を観察し、撮像開始のタイミングを捉えるため TI 法に比べ撮像法が簡便というメリットがある。そのタイミングは目視および設定閾値[Trigger 値(HU)]から自動で捉えるが、BT 法を用いる場合、胸腹部領域では大動脈など広い関心領域(Region of interest:ROI)を設定できるため自動でタイミングを得ることが一般的である。しかし、頭部領域など対象の血管が細く、小さい ROI による位置ずれの問題がある。また、Trigger 値によるタイミングから撮像開始までの Delay time は、装置性能や CT 透視位置(Tracking position)に依存した時間になるので注意が必要である[図. 9(a,b)]。

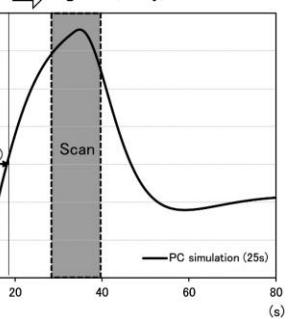
図9 (a)

e.g. 5s (Delay)



(b)

e.g. 10s (Delay)



#### 5. まとめ

CT の性能が著しく向上し、マルチスライス CT (Multi-slice CT:MSCT) 自体その列数の違いによる格差が広がり、同等に使用できない場面が生じてきた。特に撮像時間の短縮化は形態・病態の描出を変化させるため、特殊な造影検査(3D-CTA や多時相撮像)において検査プロトコールを再考する必要がある。これらは装置性能に合わせ考察するといった発展的な側面を持つ反面、実質臓器、腫瘍等の平衡相の検査プロトコルはスライス厚、撮像範囲などに違いはあるものの SSCT の検査プロトコルから大きく変化しないといった普遍的な側面も持ち合わせている。したがって、検査プロトコルは造影剤の循環動態や注入時の様々な因子について理解し、プランニングを行っていくことが合理的な方法になる。

#### 6. 参考文献

- 1) 八町淳, 輪湖正:螺旋走査型 CT における最適造影検査方法の検討. 日獨医報, 40(2), 109-124, 1995.
- 2) Awai K, Hatcho A, Nakayama Y, et al: Simulation of aortic peak enhancement on MDCT using a contrast material flow phantom: Feasibility study. AJR, 186, 379-385, 2006.
- 3) 市川智章 編集:CT 造影理論, 医学書院, 44-51, 2004.
- 4) Terasawa K, Hatcho A: Contrast enhancement technique in brain 3D-CTA studies: optimizing the amount of contrast medium according to scan time based on TDC. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 64(6), 681-9, 2008.
- 5) Bae KT, Heiken JP, Brink JA: Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model. Radiology, 207(3), 657-62, 1998.
- 6) Huda W, Scalzetti EM, Levin G: Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. Radiology, 217(2): 430-435, 2000.

- 7) Terasawa K, Hatcho A, Okuda I: Effects of computed tomography contrast medium factors on contrast enhancement. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi*, 67(12), 1583-91, 2011.
- 8) 寺澤和晶 編集:CT 造影技術. メディカルアイ, 74-84, 2013.

## 教育講演

テーマ C (MR) : MRI 安全性アップデート : 患者さんの安全のために

### 『MRI 恐怖症の理解と対応』

MRI claustrophobia: assessment and management

さいたま市立病院 精神科

仙波 純一

#### 1. 恐怖症とは？

特定の生き物、高所や閉所などの状況、血液や注射などが恐ろしく、このような状況をできるだけ避けようとし、避けられない状況に置かれると強い不安や恐怖のためにパニック状態になってしまう人たちがいる。よくある状況としては、特定の生き物(犬や虫)、血液、高所や閉所などが多い。精神医学的には「特異的恐怖症」(ICD-10)あるいは「限局的恐怖症」(DSM-5)と分類される(いずれも specific phobia の訳)。このような傾向を持つ人は多いものの(わが国の疫学調査では 12か月有病率は 2.7% とされる)、ほとんどの場合このような状況を回避したり、それができなければ苦しくても我慢したりしているので、病気として自覚されることはある。本人は自分でも過剰で不合理な心理反応であることは自覚している。誰でもなにかの苦手なものはあるので、精神医学的には、うまく回避できていって、本人の社会機能に大きな障害が及んでいなければこの診断を下すことはない。

#### 2. MRI 恐怖症は閉所恐怖の一種

MRI 検査に伴って強い不安や恐怖に襲われ、検査が中止されてしまうことは臨床現場でしばしば経験される(海外のデータを見ると 1~2%)。そのために必要な検査を受けられずに終わってしまい、しかも一度このような経験をすると以降の検査も拒否するので、今後の治療計画に支障を及ぼすこともある。このような人々は、精神医学的には上記の「特異的恐怖症」のうちの閉所恐怖(claustrophobia)に相当すると思われる。ここでいう閉所とは、閉じ込められるような空間(エレベータ、トンネル、飛行機、地下鉄など)で避けることができない状況をいう。閉所恐怖の人たちは通常このような状況を回避するので、それができる場合は何の問題もない。しかし、MRI 検査時のようにやむを得ずこのような状況に置かれたとき、普通の人よりも強い恐怖を体験してパニック状態になってしまうことがある。パニック状態は交感神経系の過緊張状態なので、表 1 のような症状を示す。CT 検査でも MRI と同様の閉所感はあるものの、MRI ほどの強い閉所感による苦痛はないようである。

#### 3. なぜ MRI は恐怖症を引き起こしやすいか

MRI 検査には、1) 体動の禁止、2) 身体の固定、3) 視界の遮断、4) 一人で長い時間置いておかれる、5) 周期的に独特の音がし、しかもそれが変化するなど、元来不安を惹起しやすいような条件が多く備わっている。最近、MRI 恐怖症に関する大規模な調査研究が発表されている。Dewey によるコホート研究<sup>1)</sup>からは、MRI 恐怖を起こす割合は、1) 最近のスキャナよりも従来型のスキャナに多い(オッズ比で 3.1)、2) 40-65 歳の人に多い(2.1)、3) 女性に多い(1.7)、4) 足からスキャンし始める検査よりも頭から始めるほうに多い(10.6)ことが指摘されている。一方、2004 年に 5798 件の MRI 撮影を調べたドイツの報告<sup>2)</sup>では、閉所恐怖を示した人が 1.97%，そのため撮影が中止になった人が 1.22% あった。やはり女性に多く、頭部の MRI 検査はその他

表1. パニック発作の症状

##### 身体症状

発汗

ふるえ

呼吸困難感

動悸

悪心

失神

喉の渇き

耳鳴

##### 精神症状

コントロールを失うという恐れ

失神してしまうという恐れ

死ぬのではないかという恐れ

の部位の検査に比べ恐怖症を引き起こしやすく、うつぶせの位置は仰向けよりも症状は明らかに少なかったという。

#### 4. 恐怖症の一般的な治療法

MRI 恐怖症の対処法を考える前に、まず精神医学では恐怖症一般をどのように治療しているかを説明する。

##### 4. 1. 曝露療法

恐怖症の治療法でもっともエビデンスが高く推奨されているのは、曝露療法(exposure therapy)である。曝露療法とは恐怖の対象となっているものに曝露させ、刺激に慣れさせて不安を軽減しようとする治療法である。強度の弱い順に徐々に曝露させ、慣れさせていくという系統的脱感作が代表的なものである。曝露療法の原理は、「恐怖症および回避行動は、習得・強化された行動で、学習により排除できる」という学習理論に基づいている。正式の曝露療法は熟練した治療者が行うことになっていて、事前に十分に方法や安全性の説明を行い、強制的でないことなどを保証する。このとき、恐怖症の症状は性格の問題ではないこと、このような不安反応は生命には危険を及ぼさないこと、回避しているばかりでは治らないことも説明し、治療のための動機を強める。

実際の曝露療法では、実物の恐怖対象に曝露させるのがもっとも効果的とされている("in vivo exposure")。熟達した治療者であれば1回2,3時間のセッションでもかなりの改善が見られるとされる。しかし、現実にそのような場面を準備できないときには、バーチャルな装置を使って行う方法もある("virtual reality exposure")。また、呼吸法を中心としたリラクゼーション法も推奨されるが、曝露療法に比べると有効率は低い。曝露法の欠点として、治療される側に強い動機がないと成功することはむずかしいことがあげられる。現実的に曝露療法に習熟した治療者が見つからない、時間がかかることがある。長所は、いったん恐怖が克服できれば、その効果がずっと持続することである。

##### 4. 2. 薬物療法

恐怖症の治療の第一は曝露療法であり、エビデンスの高い薬物療法は知られていない。とはいっても、臨床的にはベンゾジアゼピン系抗不安薬を検査の前に投与することがしばしば行われているようである。比較的即効性の抗不安薬(例えばアルプラゾラムなど)を検査前30-60分前に投与する。眠気とふらつきに注意し、検査後すぐに運転して帰宅などしないように指導する。この方法は不安を軽減して撮影を一時的に我慢してもらうためであり、もちろん長期効果は期待できない。もし長期にわたる効果を恐怖症患者に求めたいときには、選択的セロトニン再取り込み阻害薬(SSRI)とよばれる抗うつ薬の一種が有効かもしれない。少数例での有効性が報告されている<sup>3, 4)</sup>。ただし、精神科を受診しなければならず、効果が発現するまでに2週間以上必要なので、MRI 恐怖症の治療としては現実的ではないであろう。

#### 5. MRI 恐怖症に対する現実的な対応法

1995年に三田ら<sup>5)</sup>はすでに彼らの所属する病院でMRIに伴う心理的苦痛を予防するための対策を立て、その有用性を報告している。この研究の結果や、MRI 恐怖の起こりやすさの分析などを通じて、現時点での臨床場面での現実的な対応を考えてみる。

##### 5. 1. 医療者から被験者への説明

撮影を依頼する医師、放射線部門の看護師やコメディカル、実際に撮影する放射線技師などから、被験者に対しMRIについての詳しい説明が必要である。検査の必要性とその内容への曖昧な理解は、漠然とした不安を被験者に抱かせる。撮影にかかるおおよその時間、身体的な痛みはないが騒音のあることなどの説明は必須である。撮影中も撮影者と会話できること、途中で止められること(パニックボタンの工夫)なども説明しておく。MRIの経験のない人には閉所恐怖の傾向がないかを聞いておく。事前に見学してもらったり、パンフレットや紹介ビデオを作成したりするのも有効であろう。紹介ビデオは"virtual reality exposure"としても働くかもしれない。撮影室はしばしば地下で殺風景になりがちである。インテリアなどの工夫もよいであろう。

う。

重要なことは、被験者個々に対して、画一的にならず柔軟に対応することである。誰でも大切に扱われているという印象を抱けば、大きな安心と余裕が生まれる。例えば、音楽を流す(その内容も希望を聞く)、照明の程度、家族などの付添の可否、拘束の程度など、検査目的と患者の希望に応じて融通を利かせる。上記のMRI恐怖症の研究からは、多部位の撮影の場合は頭からスキャンしないことや、可能であればうつぶせの姿勢での撮影などが勧められる。年齢はあまり恐怖症とは関係しないようであるが、女性に恐怖を発症することが多いことに留意すべきである。

### 5. 2. 事前に十分な時間があるとき

もし、過去に激しい閉所恐怖の既往があつたり、事前の説明で強い不安を訴えたりする場合は、十分な時間があれば、精神科や心療内科医と相談して、暴露療法やリラクセーション法を行ってもらうのがよいかかもしれない。しかし、その時には被験者の強い克服への動機が必要である。

### 5. 3. 最終的には鎮静も

どうしてもMRI検査が必要であるが安静がまったく保てない場合は、ミダゾラムやフルニトラゼパムの経静脈投与による鎮静を図ることになる。これは本論文の趣旨からそれるので具体的な方法は省略する。確実に撮影できるが、安全性に配慮しなければならないことと、再度撮影するときも同じ方法をとらざるを得なくなるという欠点がある。

## 6. 最後に装置の工夫

以上主としてソフト面での対応を考えてきたが、将来は不安を惹起しにくいような装置の開発を期待したいところである。例えば、短い撮影時間、閉塞感の少ない装置、低騒音などが望まれる。実際 High-field open MRI や Open upright MRI では従来型に比べて MRI 恐怖症が少ないという報告<sup>6)</sup>がなされている。

## 参考文献

- 1) Dewey M, Schink T, Dewey CF. Claustrophobia during magnetic resonance imaging: cohort study in over 55,000 patients. *J Magn Reson Imaging* 2007; 26:1322-7.
- 2) Eshed I, Althoff CE, Hamm B et al. Claustrophobia and premature termination of magnetic resonance imaging examinations. *J Magn Reson Imaging* 2007; 26:401-4.
- 3) Benjamin J, Ben-Zion IZ, Karbofsky E et al. Double-blind placebo-controlled pilot study of paroxetine for specific phobia. *Psychopharmacology (Berl)* 2000; 149:194-6.
- 4) Alamy S, Wei Z, Varia I et al. Escitalopram in specific phobia: results of a placebo-controlled pilot trial. *J Psychopharmacol* 2008; 22:157-61.
- 5) 三田達雄, 中井隆, 村上昌也, 他. MRI 検査に伴う心理的苦痛を予防する試み 心理的介入とその有用性. *精神神経学雑誌* 1995; 97:64-72.
- 6) Enders J, Zimmermann E, Rief M et al. Reduction of claustrophobia during magnetic resonance imaging: methods and design of the "CLAUSTRO" randomized controlled trial. *BMC Med Imaging* 2011; 11:4.

ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その 130） MR

テーマ C : MRI 安全性アップデート : 患者さんの安全のために

## 『MRI の安全性アップデート : 高磁場環境と条件付き MRI 対応インプラントの取り扱いについて』

座長 : 群馬県立県民健康科学大学 (撮影部会委員) 林 則夫

さいたま市立病院 (撮影部会委員) 藤田 功

MRI 装置の技術進歩は目覚しく、特に高磁場化や撮像シーケンスの高速化によって、多くの恩恵を受けています。しかし、技術の進歩は、我々医療スタッフや患者さんにとって MRI 検査をよりシビアなものにしている。例えば、高磁場化による磁場安全管理の厳格化、高周波エネルギーによる発熱対策、傾斜磁場の高速スイッチングによる騒音の増大などである。そこで安全、安心に検査を進めるために本ワークショップを企画した。

MRI 検査には、Noisy, Narrow そして Nervous の 3 つの "N" がある。まず、Noisy とは、不快な騒音、Narrow は大きな装置の狭いボア空間のこと、そして Nervous は、患者さんが受ける「圧迫感・恐怖感」を指し、技師にとっては「最後まで安全に検査を遂行できるか心配である」という意味も含んでいる。Noisy については、検査時の耳栓やヘッドフォン装着、そして最近ではサイレントスキャンなどの静音技術の開発により低減されてきている。また、Narrow については、オープン型タイプやボア空間の広い装置により、以前よりも開放感が向上してきているが十分とは言えない。最後の Nervous については、患者が受ける閉所恐怖などの特定の恐怖が主訴となることから、対応が困難である。そのため、我々は恐怖のメカニズムについて、正しく理解し、正しく対応していくなければならない。そこで今回はさいたま市立病院精神科 仙波 純一先生(放送大学名誉教授)に『MRI 恐怖症の理解と対応』について講演をいただくこととした。MRI 恐怖症の病態、症状、原因さらに対処法についても触れていただくこととする。Nervous のもう一面、安全について強力な静磁場による吸引、高周波エネルギーによる発熱、急激な変動磁場による刺激、コイルの歪みによる騒音、クエンチによる窒息に関するについて『MRI 検査の安全管理:操作者に望むこと』と題し土井先生に講演をいただく。また現在では各種の条件付き MRI 対応デバイス(体内インプラント)が登場し、広く使用されるようになってきた。ただし体内インプラントによっては、撮像条件等の制限での検査が可能であるために、多種多様な制限が検査スタッフを悩ませている。そこで対応インプラントの取り扱いについての知識をアップデートするため、黒田先生に『体内インプラントに対する MRI の物理特性』を、また小林先生に『条件付 MRI 対応インプラントの取り扱い』を講演していただく、最後に清野先生に『条件付 MRI 対応インプラントの取り扱い: 人工内耳を中心に』の話題を提供していただく予定である。

最後に、より診断価値の高い画像を撮影する技術を習得することは勿論、検査を安全に行うことを忘れてはならない。このセッションを機会に、患者さんが安全な検査を安心して受けさせていただくことについてもう一度考えてみてはいかがであろうか。

# ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その130） MR

テーマC：MRIの安全性アップデート：高磁場環境と条件付きMRI対応インプラントの取扱いについて

## 『MRI検査の安全管理：操作者に望むこと』

Safety control in MRI : Expectations for the person in charge in MRI

大阪大学医学部附属病院

土井 司

### 1. はじめに

医療技術者は、患者の診療や病気の回復に寄与する最大限の情報や技術を提供することを職務としている。中でもMRI検査を担務する技術者は、MRIの原理に関わる知識と被検者の安全を確保するための被検者の管理に加えて、強力な静磁場による吸引、高周波エネルギーによる発熱、急激な変動磁場による刺激、コイルの歪による騒音、クエンチによる窒息に関する知識を修得しておくとともに、それらが発生しないための環境整備と対策を施しておかなければならない。ここでは、操作者が認識すべき安全管理について述べる。

### 2. 医療技術者の役割

人が生きる価値は、「社会のため、人のため役立つこと」であると言われ、特に医療人にこの志を持つ者が多い。医療技術職員は、①患者のQOL(quality of life)向上に貢献する(指標:患者の早期の社会復帰に貢献し、満足していただく心地よい診療を提供する)。②データの信頼性が保証されている(指標:装置の精度を保証し、科学的根拠に基づくデータを提供する)。③診療に役立つデータを提供する(指標:医師の依頼に的確に応じた情報を提供し、患者の診療や治療に貢献する)。ことによって医療への支援、サポートをすることが役割である。その中で診療放射線技師は、①より多くの画像情報を提供する。②より正確に、より効率的に高精度な業務を実施する。③理論を理解し原因や成因を追究し、常に改善を心がける。④通常業務に加えて学術研究活動に積極的に参画し、新しい知識や技術を導入する。⑤新しい考えに柔軟に対応し、装置や新技術の開発に寄与することなどが求められている。

### 3. 医療安全を達成する要因

診療放射線技師業務において「安全」とは、①患者を守る。②技師を守る。③装置を守る。ことだと言える。これらを達成するには、普段の心がけや業務環境の改善などによってリスクを排除しなければならない。

#### 3.1. 内的要因

スタッフの気分や体調が優れないことや、業務に対する意欲が低下しているような精神状態では、集中力を欠きミスが発生しやすくなる。自身においては、業務には万全の態勢で臨めるように体調を整え、上司はスタッフが業務に集中できる環境を構築するとともに、教育や訓練の実施、組織の安全体制、職務上の遵守事項などに不備がないように務めるとともに、精神的なサポートも怠らないことが重要である。

#### 3.2. 外的要因

信頼関係が築かれたチームワークの良い職場であれば、連帯感が生まれお互いの意思疎通を容易に図ることができ、報告、連絡、相談も滞りなく実施される環境が整い、業務の効率化が達成されている。また、冷暖房や湿度、照明などの作業環境も事故のリスクを下げることに有効である。

装置管理においては、保守点検を計画とおりに実施し、始業点検・終業点検も日常業務の一環として欠かさず実施することが精度管理である。普段からの点検と情報を蓄積しておくと、予期しない装置の停止が起こっても停止時間を最小限に留めることができる。

### 4. 医療安全のための基本姿勢

医療安全に必要な能力は、「予防」「予測」「発見」「対処」の4つだと考える。

ルール(マニュアルや院内規程)を遵守し、装置の精度管理を怠らず実施することで、異常を発生させないようにすることは、基本のなかの基本である。事故を「起こさない」「起こさせない」ようにどのような「予防策を施す」のかが医療安全の最大の目標である。

患者の行動や作業環境において起こるかもしれない事象を「予測」できれば、事故を未然に防ぐことができる。医療安全を実践するには、事故を誘発する要因を事前に見つけ出し摘み取らなければならない。

事故を予測していれば「発見」も早いが、事故はだいたい想定外で発生する。それでも異常をいち早く見つけられれば大事故に至らないことが多い。平常とは違う風景の変化や造影剤による副作用の前兆、装置の異音などがそれに該当する。

事故が発生してしまったら、人命を第一に無駄のない最善の行動をとれるかがポイントである。マニュアルを整備しておくのは当然であるが、状況が一様でないので医療技術者だけでなく医師、看護師、事務員も交えて役割などを決めて普段から緊急時訓練を積んでおく。

## 5. MRI の事故を防ぐ方策

### 5.1. 環境整備

検査室内に強磁性体を必要としない環境、持ち込ませない作業空間を構築しなければならない。吸引事故で最も多いのは、点滴台、酸素ボンベ、ストレッチャ、車椅子の順である。特に酸素ボンベは質量があるので最も危険な強磁性体である。これを持込ませないために、検査室内に酸素配管を設置し[Fig.1-1]、歩行が困難な患者や酸素を必要とする被検者の検査テーブルへの移乗は検査室外で行い[Fig.1-2]、酸素の接続をこの時に室内からの配管に変更する。

点滴台や車椅子の識別マークも注意喚起として役立つが[Fig.1-3]、看護師との連携不足によって磁性体の点滴台や車椅子を検査室に持ち込む例があとを絶たず、点滴台や車椅子を MRI 検査室エリアから排除してしまって、検査室内に非磁性体の点滴レールを設置し、車椅子の必要な被検者の移乗はすべて外に運び出した検査テーブルにて行っている施設もある。

また、検査室入口に設けられた金属探知機[Fig.1-4:広島大学病院]や、MRI エリアに入室すると電光掲示板と音声によって警告を発する方式[Fig.1-5:信州大学医学部附属病院]は、入室するすべての職員に注意喚起を促すシステムとして効果がある。ただ、最近になって工事関係者が持込む強磁性体の吸引事故が増えており、無断で入らない対処や事前に教育を受けていただくなどの対策が必要である。

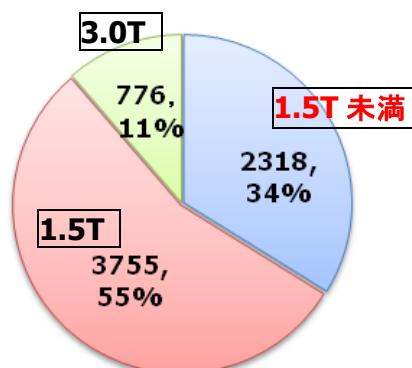
### 5.2. 職員教育

事故を未然に防ぐために被検者と看護師の支援は必須である。特に外来や病棟の看護師が、MRI 検査の吸引や発熱に関する危険性の意味を理解したうえで問診や金属チェックをするか否かでまったく効果が異なる。本院では数年前から新規採用看護師に、装置の吸引力を体験し持ち込めない物品を知っていただくこと、そして発熱の原理を理解していただくことで、金属チェックの必要性を学んでいただく体験研修会を開催している。騒音も実体験していただき、被検者への事前説明や事故抑止に大きな効果をあげている。このように全職員が MRI 検査の危険性を認識していれば、かなりの効果が期待できるが、知識が現場の担当者だけに限られると、事故の発生確率は格段に高くなると考える。

例えば、装置が低磁場装置から高磁場装置に更新する場合など、今までの慣習で検査室内に持込めていたストレッチャや車椅子、その他医療器具が 1.5T 装置では持込めないことを知らずに吸引させた事例が続発している。全国の約 1/3 の施設に 1.5T 未満の装置が導入され[Fig.2]、これらの装置がこれから高磁場への更新を迎えることになれば、これらが導入される施設の方々に、いかに静磁場高度の違いによって吸引力の差が異なるかを伝えることが課題である。事故が



Fig.1 持込み事故を防ぐ環境整備



N=6849 台 (2015 年 4 月筆者調査)

Fig.2 国内の MRI 装置の稼働台数

起こってからでは遅いので、これらの装置を操作管理する技術者の方々も MRI の安全管理について積極的に情報を収集していただく必要がある。

一方、MRI の安全管理に習熟した技術者がスタッフと協働で対応しても、周囲のスタッフが MRI の危険性に関する知識が不足していたために事故が発生した事例もある。つまり、技術者一人の力では限界があり、いかに協働するスタッフが一様に MRI の危険性を認識しているかが、安全な MRI 検査を達成する重要なポイントである。そして、その先導役となるのは MRI 担当技術者であるのは言うまでもない。

### 5.3. 情報収集と情報の共有

これまでの金属チェックと言えば、被検者の携帯品や体内金属、刺青などが主であったが、市販の衣服やコスメティック用品が患者に影響を与えたという報告が寄せられ、あらゆる方面から情報収集する必要が出てきた。いろんな環境下のすべての MRI 検査に関わる方々の安全を支援するために設立された「安全な MRI 検査を考える会」(<http://www.di-lab.jp/mrisafety/>) [Fig.3] では、活動の手始めに、まず事故防止を啓発するための医療従事者向け、操作者向け、検査以外で入室する方向け、被検者と家族向けと用途別に 4 種類の MRI 安全講習のコンテンツとしての DVD を作成した。そして、検査担当者が困ったときに自由に質問し相談できるコミュニティーサイト(レスキューサイト)としての「MRI Safety Forum」(<http://www.growlab.co.jp/qa/>) [Fig.4] を立ち上げた。現在ここには、100 件を超える質問と回答を掲載し、臨床現場で発生した判断に困る事例に対する考え方や対処方法・回避方法をアドバイスしている。内容は、①ペースメーカーやステントなどの「インプラント」、②金属片と事故関連の「体内金属」、③化粧や装飾品などの「装飾品」、④下着・着替えや貼付品、強磁性体などの「体外装着品」、⑤強磁性体や身体装飾品、検査機器、医療機器に分類した「医療器具」、⑥禁忌情報と無記載、見解の相違などの「添付文書」、⑦「清掃器具と周辺器具」、⑧妊娠や造影、検査、金属チェックなどの「安全管理」、⑨「注意喚起」、⑩その他の 10 のカテゴリーに分類している。対処に困ったときの辞書的な利用をはじめ、まれにしか遭遇しない貴重な事例も含まれているので操作者には大いに役立つと考えている。逆に、過去に例のない事例を経験した場合は、他の施設の仲間に注意喚起(情報発信)をすることも技術者としての使命である。

これまで医療者側を対象に事故防止対策の教育や啓発活動を展開してきたが、最近の患者はネットワークなどをを利用して事前に検査について調べられていることが多い。そのことを利用して、患者にも MRI 検査の安全情報を発信することによって、金属チェックの必要性や検査内容についての知識を得ていただき、検査への不安を少しでも払拭していただくとともに、被検者自身が安全な MRI 検査に対する意識が高まることが期待できるよう思う。そうすれば、医療者側からの説明にも容易に理解がすすみ、もし医療者側のチェックに漏れがあったとしても被検者側からの申し出によって危険回避も可能になるのではと考えた。このような考えを元に患者との双方向の安全文化の構築を目指して作成したのが、市民の皆さまへ「安心して MRI 検査をうけていただくために」(<http://growlab.co.jp/jmrts/wp/>) [Fig.5] である。ここには、市民の皆さまが MRI 検査を受けられるにあたって、検査の安全を確保するうえで被検者に知っておいていただきたい情報を、検査を受けることになった時点から時系列に内容を分かり易く区分して掲載している。項目は、①MRI 検査を受けるにあたって、②MRI 検査・装置の機能とミアニズム、③MRI 検査の準備と順序、④MRI 検査前チェックの必要性、⑤検査中の不安と注意、⑥体外装着品や化粧品などの危険性、⑦体内に存在する製品(医療機器・金属など)に対する注意、⑧妊娠に関する相談、の 8 つに分類し 90 項目の FAQ になっている。

### 5.4. 検査前準備

主治医が被検者の診断に MRI 検査を選択した時点で、被検者に検査の必要性や期待できる結果、逆に検査を受けることで発生するリスクや検査時に検査室内に持ち込めない物などの情報を伝える。被検者が閉所恐怖症であることや、体内外に MRI 検査が禁忌の医療機器や磁性体が存在すると検査ができないので、



Fig.3 安全な MRI 検査を考える会のホームページ



Fig.4 MRI Safety Forum のホームページ



Fig.5 市民の皆さまへ「安心して MRI 検査を受けていただくために」のホームページ

その有無についてチェックを行う。また造影剤を使用する場合には、副作用の危険性があることを伝え腎機能のチェックを行う。検査当日に、被検者はそれらの説明を理解し納得したことを証する同意書を持参する。

主治医が MRI 検査を実施するにあたっての事前チェックは済ませているが、病棟から出診する時の状況や来院時の化粧や持ち物など当日にならないとチェックができないものがある。事故を未然に防ぐには被検者の協力はもとより、MRI 検査の危険性を熟知している看護師の支援は必須である。

検査前には、現場の技師もしくは看護師による問診(第二チェック) [Fig.6-1]を行い、検査直前に担当技師による最終チェック [Fig.6-2] に金属探知機を使って実施する。金属探知機の効果は種々意見があるが、男性技師が直接触れにくい髪の毛やポケットの中などのチェックが可能で、何よりもこのときに検査の所要時間や検査中の注意、騒音などについて被検者に伝えることができ、被検者との最初のコミュニケーションツールとして重宝している。技術者は、金属持込を阻止する最後の砦となり得るために、体内金属や医療器具、体外装着品、コスメティック用品などの禁忌情報をできる限り多く収集しておく。

### 5.5. 撮影体位

撮影姿勢で気を付けなければならないのは火傷である。ケーブルやコイル、ボアと身体との接触や自身の指先と指先、足先と足先が触れることによって、電流ループが形成され汗や水分などを介して誘導電流が流れ、それが点接触となることで発熱すると考えられている。被検者には、ケーブルやコイル、ボアに触れないよう注意を促し、検査姿勢によって上記のような接触の可能性がある部位には、非導電性の少し厚い目のスペーサを入れて対処する。また、騒音を緩和するための耳栓やイヤーマフ(ヘッドホン)を装着する。

### 5.6. 検査中の被検者管理

MRI 検査は、長時間にわたって閉鎖空間に被検者を留め置き、誰もが圧迫感と長時間の静止に苦痛を感じる。たとえ装着している医療器具の MRI 検査が可能であっても、健康な患者よりもリスクが高いという認識を持ち、検査中は生体モニタを装着し、エマジエンシボールや声による通話の確認、監視モニタによる観察など安全管理に万全を期して、いつ不測の事態が起こっても対処できるように普段からスタッフ全員での緊急事態発生時の訓練を実施するとともに設備と環境を整備する。特にリスクの高い患者を検査する場合には、技師一人では緊急時に対応ができないので必ず複数人で検査を実行する。

### 6. MRI 検査の安全確保について

MRI 検査の安全管理について、操作者は MRI 検査室を設計する段階から金属を持込まない環境を構築すること。体内金属や植込み・装着医療機器の「禁忌」「条件付」「安全」が見極められること。そして、MRI の原理に誘発される危険性をコントロールできる能力を有することが求められる。

一方、MRI 担当者のみが危険性を認識しているだけでは事故を防ぎきれるものではなく、医師をはじめ看護師、医療技術職員、事務員、作業員などすべての職員に MRI 装置と MRI 検査の危険性を十分に周知することが安全を確保する最大のポイントである。

### 7. まとめ

医療事故が発生しない環境を構築するために、以下のことを目標として、それが達成できるように個々も組織も努力を重ねることが必要である。1)自身がエラーの発生要因を作り出していないか自分自身を俯瞰的な視線でセルフチェックをする。2)誰もが患者に満足感を提供できる医療を創出する。3)業務の中にスレットが潜んでいないか、普段から異変を察知する洞察力を身につける。4)業務中は集中力を途切れさせない。5)ヒヤリ・ハットで済ませられる(インシデントに至らせない)チーム力を付ける。6)社会のため医療のために役立つ技術者になる。



Fig.6 検査直前の最終チェック

Fig.6-1 看護師(担当者)による問診

Fig.6-2 検査直前の担当者の問診と金属探知機によるチェック

参考図書

土井 司. 第6章 5. MRI検査. 医療安全管理学. 医歯薬出版株式会社. 東京. 2016:87-106

ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その 130） MR  
テーマ C：MRI の安全性アップデート：高磁場環境と条件付き MRI 対応インプラントの取扱いについて  
『体内埋め込み型医療デバイスに対する MRI の物理特性』

Physical Property of MR Imaging against Implantable Medical Device

東海大学情報理工学部

黒田 輝

## 1. はじめに

低侵襲治療の普及とデバイス自体の技術革新によって体内埋め込み型医療デバイスの使用頻度が高まっている。同時に多くの施設への MRI 装置の普及に伴ない、医療デバイスを体内に持つ患者が MR 検査を受ける可能性あるいは必要性が増している。心臓ペースメーカーを例にとると、装着患者の 17%が 5 年以内に 75%が余命の間に MR 検査を受ける必要性があるという報告がある<sup>1)</sup>。これらの背景の下、2012 年 3 月以降に数種類の心臓デバイス、脊髄刺激装置、脳深部刺激装置などの能動（電源を伴う）デバイスが相次いで、条件付き MR 対応製品として上市されるに至った。これらの能動デバイスに限らず、ステント・クリップ・コイルをはじめとした受動（電源を持たない）デバイスについても、これまで以上に MR への対応性が問われ始めている。

このような中、検査現場では各デバイスに対する撮像可否あるいは撮像条件のチェックに多大な労力を割かれているのが現状である。患者安全性を確保しながら MR 検査を適切に実施するためには、このような現状を大幅に改善する必要がある。このため 2014 年度厚生労働省医薬品等規制調和・評価研究事業として「医療機器の MRI 装置からの影響の評価と情報提供のあり方に関する研究」が実施され、望ましい情報提供方法が提案された<sup>2)</sup>。しかし夥しい種類と数が存在するデバイス全てに対して、このような情報提供を行なうことは容易ではなく、時間を要することも事実である。

そこで本稿ではデバイス個々の MR 対応性よりも、もう少し大局的にデバイスに対する MR の物理特性について議論したい。限られた誌面の中では多くを述べることはできないので、最近しばしば問題となっている、重要なトピックとして、変位力に関する試験規格の更新に応じた考え方、発熱における  $B_{1+RMS}$  の概念、ならびに勾配磁界の影響に対する考え方について論じることとする。

## 2. 体内埋め込み型医療デバイスに対する MR の物理特性のトピックス

### 2. 1 変位力に関する考え方<sup>3)</sup>

変位力は対象物の磁化と静磁界磁束密度の勾配の相互作用により対象物が引きつけられる力である。この力は、強磁性体が静磁界によって磁気飽和している場合は静磁界の磁束密度  $\mathbf{B}_0$  の勾配  $\nabla|\mathbf{B}_0|$  が最大の位置で、磁気飽和していない場合は  $\mathbf{B}_0$  と  $\nabla|\mathbf{B}_0|$  の積が最大の位置で最大となる。安全性評価試験ではこの磁気的変位力を重力と比較して測定するが、現在の規格<sup>(3)</sup>ではこの測定を必ずしも変位力最大の位置でなくとも良いとしている。すなわち測定しやすい  $z$  軸上で偏角が最大となる点を探し、そこでの偏角と静磁場強度の空間的勾配を次式に代入することにより、許容しうる空間的勾配を計算するという考え方をとっている。

$$\left| \nabla \left| \mathbf{B}_0 \right| \right|_C = \left| \nabla \left| \mathbf{B}_0 \right| \right|_L \cdot \frac{\left| \mathbf{B}_0 \right|_L}{\left| \mathbf{B}_0 \right|_C} \cdot \frac{\tan(\alpha_C)}{\tan(\alpha_L)} \quad [1],$$

ここに  $\left| \mathbf{B}_0 \right|_L$  はある位置における静磁場強度の実測値,  $\left| \nabla \left| \mathbf{B}_0 \right| \right|_L$  は同, 静磁場強度の空間勾配の実測値,  $\alpha_L$  は同, 偏角の実測値である.  $\alpha_C$  は当該デバイスに働く重力との関係で許容される偏角の目標値,  $\left| \mathbf{B}_0 \right|_C$  は想定される静磁場強度の最大値で, 左辺の  $\left| \nabla \left| \mathbf{B}_0 \right| \right|_C$  がこれらの値から求められる, 許容しうる静磁場強度の空間的勾配の最大値である. この値が MR 装置仕様としての静磁場強度の空間的勾配の最大値  $\left| \nabla \left| \mathbf{B}_0 \right| \right|_{\text{Max}}$  よりも小さければ, 生じうる磁気的変位力は許容範囲内, すなわち適合と判断される. この方法は偏角の目標値を予め決めて  $z$  軸上で実測した諸量との関係から, 静磁場強度の空間的勾配の許容値が決められる合理的なものとなっている.

## 2. 2 発熱に関する考え方<sup>4,5)</sup>

デバイスと MR 装置の相互作用において最も重要な評価の困難な要因は RF 磁界による発熱<sup>4,5)</sup>である. 評価の指標としては, これまで主に組織における熱吸率(Specific Absorption Rate, SAR)が使われてきた. 人体を対象とした場合にはファントムにおけるような温度上昇の実測<sup>5)</sup>は行えないため, 臨床用 MRI 装置のコンソールには概ね以下のように概算された全身平均 SAR が表示されることとなる.

$$\text{SAR}_{\text{whole body averaged}} = \frac{P_T - P_R}{M_I} \quad [2]$$

ここに  $P_T$  は RF 送信アンプ出力端で測定した送信電力,  $P_R$  は同出力端で測定した反射電力,  $M_I$  は被験者体重の入力値である. こうして求められた SAR には送電線やコイルにおける電力損失, 体表での電磁波の散乱などが考慮されていないため, これら損失を被った後に体内に入射して発熱の原因となる電力よりも高い値を示すことになる. したがってデバイス装着患者の検査において, コンソールに表示される SAR のみを指標として撮像条件を決定すると, 安全ではあるが診断上十分な画像が得られない可能性が高まることになる.

このような問題を受けて, 最新の IEC 規格においては  $B_1^{+ \text{RMS}}$  と呼ばれる指標<sup>6)</sup>をコンソールに表示することが MR 装置に要求されるようになった<sup>7)</sup>. デバイス装着患者の検査では, ほとんどの場合, 全身または頭部用のボリュームコイルの使用が条件とされる. これらのコイルでは RF 磁場  $\mathbf{B}_1$  が回転磁界であり, 実効的に励起に寄与する時計回りの成分  $B_1^+$  が 95% 以上を占める<sup>8,9)</sup>.  $B_1^{+ \text{RMS}}$  とはこの  $B_1^+$  の二乗の時間平均(Root Mean Square)であり, 試験規格においては, RF 送信コイルの実効的な中心における, パルスシーケンス動作中の任意の 10 秒間の平均の最大値の予測値として次式のように定義される<sup>4)</sup>.

$$B_1^{+ \text{RMS}} = \sqrt{\frac{\int_0^T [B_1^+(t)]^2 dt}{T}} \quad [3]$$

ここに  $t$  は時間,  $T$  は平均を評価する時間(=10 sec)である. このような  $B_1^{+ \text{RMS}}$  は, コンソール上で実際にシーケンスを設定して送受信ゲインなどを決定するための予備スキャンを行うことによって, あるいはあらかじめシーケンス毎に求めておいた撮像条件と  $B_1^{+ \text{RMS}}$  との関係の一覧表を参照することによって, 求めることができる.  $B_1^{+ \text{RMS}}$  と SAR の

関係の模式図を図 1 に示す.

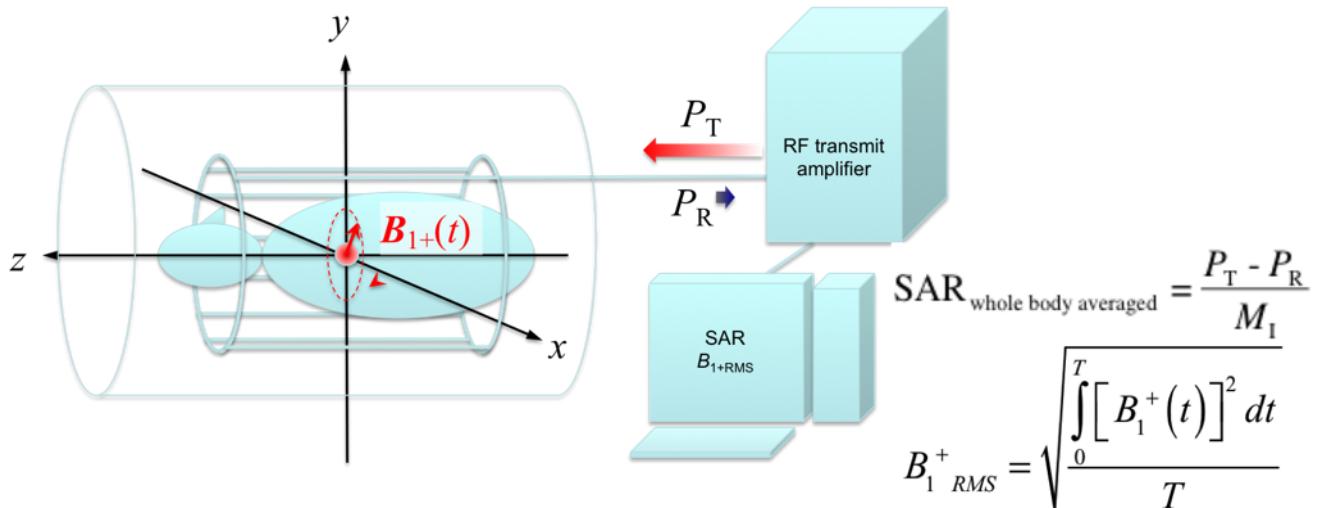


Fig. 1 SAR と  $B_{1+RMS}$  の関係(文献(6)より一部改変して掲載)

この  $B_{1+RMS}$  の最大値  $B_{1+RMS\max}$  を撮像条件の一部に採用した、条件付 MR 対応脳深部刺激装置(Deep Brain Stimulator, DBS)あるいは心臓ペースメーカーが既に薬事法で承認されている。

$B_{1+RMS}$  は発熱の観点からみた、RF 磁界の振幅の平均値を直接示すため、体内デバイスを有する被験者に対して MR 撮像の安全性を保ちつつ、有用性を高めるパラメータとして有効である。今後  $B_{1+RMS}$  が表示可能な MR 装置の増加と相まって、このパラメータが MR 撮像条件として利用される機会が増えると考えられる。これに対し SAR は発熱を大雑把かつ保守的に捉えるものであるが、 $B_{1+RMS}$  の表示機能を持たない MR 装置においては依然として安全性を保つための重要な指標である。両パラメータの利用がしばらく混在すると思われる所以、両者の特性を良く理解しておくことが重要である。

### 2. 3 勾配磁場に対する配慮<sup>(4)</sup>

勾配磁場の影響については ASTM 規格には記載がなく、専ら ISO/TS10974 に規定されている。勾配磁場の影響は、発熱、振動、外因性電位、デバイスの誤動作があり得るが、心臓ペースメーカーの場合にはこの中でも外因性電位が重要である。このような外因性電位は例えばペースメーカー本体、リード線、人体組織が形成する閉回路に鎖交する、勾配磁界の磁束の時間変動によって、本体内的キャパシタに生じるものである。この誘導起電力、すなわち電位はリード先端におけるパルスになって現れ、心筋に対して意図しない刺激(Unintended Cardiac Stimulation, UCS)を与える。心臓ペースメーカーでは、臨床撮像で想定される勾配磁場によって生じるパルスが、イヌ心筋に対してペーシングを生じたパルスよりも高さ・幅共に十分小さく、UCS を生じる確率は 100 万分の 1 程度であるとして、安全性を評価している<sup>10)</sup>。勾配磁界はアイソセンターを支点として変動するため、例えば z 軸方向の勾配磁界の強度ならびにその変動はアイソセンターから 20cm 程度離れた位置で大きい。したがって撮像対象部位で最大となる RF 磁界とは異なり、勾配磁界によって誘導される電界は頭部検査では胸部、胸部検査では頭頸部ならびに下腹部に最大となる点には注意が必要である。ISO/TS10974 においてはこのような勾配磁界の影響評価も幅広く論じているが、実際の評価試験は相当の手間を必要とするものであり、今後現れる様々な機器に対する試験方法の研究が進められる必要がある。

### 3. まとめ

以上、体内埋め込み型医療デバイスに対するMRの物理特性に関する重要なトピックスを取り上げた。ここに述べた以外にも、デバイスの安全性評価試験における様々な実験・数値計算の手法、それらを受けて市場に現れてくるデバイスに対する固有の留意点など<sup>(10)</sup>、今後のデバイス埋め込み患者のMR検査を取り巻く状況はまだまだ変化が起きてゆくと思われる。そういう変化に対応した、安全な検査の実施に本稿が少しでも役立てば幸いである。

### 謝辞

本稿の一部は、厚生労働省医薬品等規制調和・評価研究事業「医療機器のMRI装置からの影響の評価と情報提供のあり方に関する研究」による成果に基づいた。また電磁気学的知見の一部は文部科学省基盤研究(C)「体内埋め込み型医療機器のMR安全性評価のためのFDTDによる電磁界・温度解析」に基づいた。

### 参考文献

1. Karaoguz M, al. e. Turk Kardiyol Dern Ars 2012;40(1):69-75.
2. 黒田 輝, 青木 茂. 医療機器のMR I装置からの影響の評価と情報提供のあり方に関する研究. 2015.
3. American Society for Testing and Materials (ASTM) International. Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Displacement Force on Medical Devices in the Magnetic Resonance Environment. West Conshohocken, PA 19428-2959, United States 2015;F2052-15.
4. The International Organization for Standardization (ISO). Assessment of the safety of magnetic resonance imaging for patients with an active implantable medical device. ISO/TS 10974 2012.
5. American Society for Testing and Materials (ASTM) International. Standard Test Method for Measurement of Radio Frequency Induced Heating Near Passive Implants During Magnetic Resonance Imaging. 2011;F2182-11a.
6. 黒田 載. SAR と B1+RMS. インナービジョン 2015;30(9):56-58.
7. Commission IE. Medical electrical equipment - Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. IEC60601-2-33 2010.
8. 黒田 載, 小林章浩. 第5章 国際基準に基づくMR適合性評価. In: 日本磁気共鳴医学会安全性評価委員会, editor. MRI安全性の考え方 第2版; 2014. p 90-110.
9. Hoult DI. The Principle of Reciprocity in Signal Strength Calculations—A Mathematical Guide, Concepts. Magnetic Resonance Part A 2000;12:173-187.
10. 黒田 載. 国際規格に基づく体内埋め込み型デバイスのMR安全性. インナービジョン 2015;30(6):31-35.

ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その 130） MR  
テーマ C：MRI の安全性アップデート：高磁場環境と条件付き MRI 対応インプラントの取扱いについて  
『条件付き MRI 対応インプラントの取り扱い：CIEDs を中心に』  
The MRI compatibility of cardiac device systems approved for safe use, and care of imaging  
高崎総合医療センター  
小林 幸史

---

## 1. はじめに

近年の技術革新により MRI 装置は世界でもトップレベルで普及している。MRI 検査にあたっては磁力を利用する特性上、金属の持ち込みには十分に注意をしなければならない。特に体内金属にいたっては容易にとりはずすことができないので、撮影可能かどうか検討して行う必要があり制限要因の一つであった。

例えば、従来の心臓植込み型電気的デバイス(ペースメーカー、除細動器、両室ペースメーカーなど: Cardiac Implantable Electronic Devices, CIEDs)を持つ患者は原則禁忌であったが、MRI 撮像可能な CIEDs が開発されたことで対象が大きく広がった。

ここでは、CIEDs の特徴および MRI 撮像時の注意点について記述する。

## 2. 条件付き MRI 対応 CIEDs の特徴

心臓デバイスを植込む理由の一つに、心筋への刺激伝導がうまく伝わらずに正常なリズムが刻めない、心臓から全身に送り出される血液量が低下するといったことが挙げられる。心筋に電気刺激を与えることで正常心筋に近づける、また補うといった働きをさせているのであるが、強力な磁力や磁界の中では悪影響を受けることで重大な事故につながりかねない。

そこで条件付き MRI 対応 CIEDs は、電磁波による相互干渉を受けにくくプログラミングされた刺激を正確に伝える、リードの発熱で心筋を損傷しにくい等の特長を持ち合わせている。しかしながら、リードも IPG もどちらも MRI 対応であるか撮像前に確認が必要であったり、検査室入室前にモードの設定変更が必要であったり、安全に対する細心の注意を払って MRI 検査に臨む必要がある。

## 3. MRI 撮像時の注意点

診断や治療の手段として MRI 検査のニーズは非常に多い。Structure が撮像画像から判別できるだけでなく Function に至るまで解析でき、放射線による被ばくもないことからその役割は大きい。しかし検査時間がかかることや多種多様なアーチファクト、電磁干渉など留意しなければならない事項もたくさんある。

条件付きではあるが MRI 対応と謳っていても発熱することで組織を損傷させてはいけないので、SAR がデバイスの制限を超えないようにして撮像する必要がある。我々はパラメータを変更することで柔軟に対応できるので、知識と技術をフルに活用してより安全に検査を進めなければならない。またフルボディでなく撮像範囲に制限が存在するものもあるので、目的部位が入っているのか、アイソセンタの位置も確認しなければならない。さらに検査中は生態監視装置によりモニタリングをし、異常が見られた際にはすみやかに対処できるような措置を取らなければならない。

## 4. まとめ

条件付き MRI 対応 CIEDs は各社から製品化されているが、その撮像条件がそれぞれ異なるので注意事項

や検査テクニックについても理解しておかなければならぬ。

また検査の際には最大限の管理体制で可能な限り安全に留意して行わなければならぬ。

## 参考文献

- 1)MRI 対応植込み型デバイス患者の MRI 検査の施設基準(日本医学放射線学会, 日本磁気共鳴医学会, 日本不整脈学会)

## ワークショップ ～よりよい撮影技術を求めて（その130） MR

テーマC：MRIの安全性アップデート：高磁場環境と条件付きMRI対応インプラントの取扱いについて

### 『条件付きMRI対応インプラントの取り扱い：人工内耳を中心に』

Management of MRI conditional implant : Focusing on cochlear implant

福島県立医科大学附属病院

清野 真也

#### 1. はじめに

人工内耳は日本国内において1985年に最初の植え込み手術が行われている。本格的導入は1994年にコクレア社のものが保険適用されてからで歴史的には比較的新しいデバイスである。人工内耳装用者は国内に1万人以上になっているといわれており、手術件数も年々増加傾向を示し、最近では年間約750人が手術を受けられている。MRI対応に関して従来禁忌として扱っていたものが、2012年にコクレア社が条件付きながら、MRI検査対応の新基準について薦事承認を受けたことが契機になって、現在2社の人工内耳が磁石を取り外さないまま、1.5Tまでの装置でMRI撮像が可能となっている。これを受け、我々放射線技師は安全な検査施行に向けて準備をしておかなければならぬ。現在人工内耳は3社から発売されており、それぞれ構造の違いによりMRI施行時の対応基準が異なっている。安全管理上、他の金属インプラント同様に牽引・トルク・発熱への注意、それに加えインプラントに磁石を用いていることから磁石の減磁を考慮しなければならない。本稿では人工内耳に関する基礎知識および条件付きMRI対応人工内耳装用者のMRI検査施行時に注意すべき点を中心に述べる。

#### 2. 人工内耳について

我が国において、高度感音難聴といわれる重度の聴覚障害者は約35万人（厚生労働省推計）とされており、新生児の約1000人に1人が先天性の高度感音難聴と診断されている。人工内耳は、現在世界で最も普及している人工臓器の1つで、重度の聴覚障害があり、補聴器での装用効果が十分に得られない症例に対する聴覚獲得法である<sup>1)</sup>。

現在、日本で保険適用されている人工内耳はコクレア社、アドバンストバイオニクス社、メドエル社の3社のものが存在する。人工内耳は体外装置（ことばの情報）を電気信号に変え、体内装置に伝える役割）と体内装置（頭皮下にあり、受信用アンテナと発信器に続く10数mmの電極からなる）に分かれる（fig.1）。MRI検査時には体外装置は検査室の外ではずすことが前提となるため体内装置（インプラント）の外部磁場およびRFから受ける影響について配慮されていなければならない。

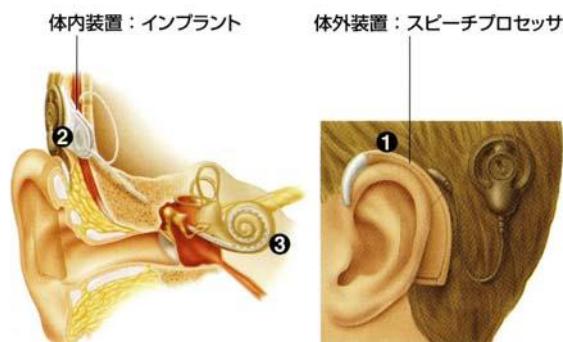


fig.1 人工内耳の構成  
(画像提供:日本コクレア社)

#### 3. 条件付きMRI対応人工内耳

先に述べた通り、人工内耳はその構造の違いにより、MRI撮像の対応に関してメーカごとに異なった対応基準となっている。さらに同一メーカーでも撮像装置の静磁場強度によって異なる対応基準が設けられている。また、各社とも製造・発売時期によりMRI非対応のインプラントが存在し、それらを装用されている方に関しては従来

通りMRI撮像禁忌であることに注意しなければならない。

・構造の違い メドエル社のインプラントは磁石を取り外せないためそのままの状態でMRI撮像を行うこととなる。これに対しコクレア社とアドバンストバイオニクス社のインプラントは内部の磁石を簡易的な手術により取り出せる構造となっており(fig.2), MRI撮像時に磁石を取り出して撮像することが可能となっている。しかしコクレア社のインプラントは2012年2月にMRI対応に関する新基準が薬事承認されたことにより、1.5Tまでの静磁場強度までは磁石を取り外さなくても撮像が可能となった。

・磁石を取り出して撮像を行う場合 コクレア社の人工内耳装用者を3.0T装置で撮像する場合、アドバンストバイオニクス社の人工内耳装用者を1.5T装置で撮像する場合がこれに当たる。複数回撮像の場合、磁石の代わりに非磁性プラグを装着して検査を行うことになる。この場合、牽引・トルクによるリスクは低減されるが、RF照射による発熱のリスクは残るため、安全が確認されているSARの制限下での撮像をおこなわなければならぬ。

・磁石を取り外さずに撮像を行う場合 コクレア社では0.2T以下、メドエル社とアドバンストバイオニクス社では0.3Tの静磁場強度下では特別な処置をすることなくMRI撮像可能である。

コクレア社の0.2Tを超える1.5Tまで、メドエル社の1.0Tと1.5Tの静磁場強度下では磁石の移動を防ぐためにインプラント植え込み部位を伸縮性包帯巻いて施行することが規定されている(fig.3)。このことより磁石を取り外さずに撮像を行う場合に最も注意を払わなければならない事項は、インプラント(磁石)に働く牽引力とトルクであることがわかる。実際、事例報告として、新潟大学 窪田らからMRI施行中に体内磁石の逸脱を生じ、さらにその後逆転した状態で固定されるという事例が報告されている<sup>2)</sup>。海外でも同様の事例が数例報告されていることより、コクレア社では磁石部位にスプリント(副子)を当てた上に包帯をきつく巻くように提唱している。

もう一つの問題点としてインプラントの磁石が強力な外部磁場にさらされることによる減磁を考慮しなければならない。コクレア社の添付文書には記載がないが、メドエル社の添付文書には、「頭部の縦軸(矢状軸)は、スキヤナの主磁場と平行になるようにすること。」と記載されている。つまり、インプラントの磁石の磁界方向と逆向きの外部磁場が存在すると磁化を減少させる働きがあることを懸念している。平成25年度から2年間にわたり行った、日本放射線技術学会MRIの条件付き人工内耳と歯科用インプラント等の安全性に関する検証班による検証実験では、メーカーが示すとおり主磁場とインプラント磁石の磁界方向が10度以上逆方向に傾くと減磁現象が認められた。磁石の減磁が起きた場合、体外装置と体内装置の固定が不良となり体内装置(または磁石のみ)の入れ替えを行わなければならない場合も想定されるため、規定は無いがコクレア社のインプラント装用者にも同様な対応を心がける必要があると考える。



fig.2 磁石の取り外しが可能なインプラント(画像提供:日本コクレア社)

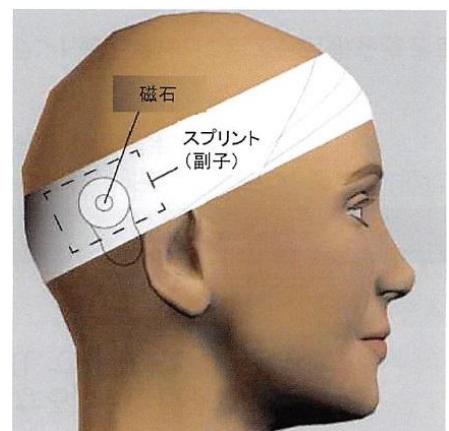


fig.3 伸縮性包帯の巻き方  
(画像提供:日本コクレア社)

磁石を取り外さずに頭部の撮像を行った場合には、アーチファクトが発生することも考慮して検査の是非を判断しなければならないことも知っておかなければならぬ。条件付きMRI対応であっても画質までは保証されているものではないので、頭部撮像（インプラント近傍を観察目的とする）の場合、コクレア社のインプラントであれば3.0Tの条件同様に磁石を取り出して撮像をすることが望ましいと考える。

### 磁石を取り外さずに施行する場合の基準条件

|      | 施行時期   | メーカーへの連絡 | 静磁場強度         | S A R                          | 頭部の向き       | インプラント下の骨の厚さ |
|------|--------|----------|---------------|--------------------------------|-------------|--------------|
| コクレア | 2週から4週 | 不要       | 0.2Tを超え1.5Tまで | *頭部1.0W/Kg<br>全身2.0W/Kg<br>15分 | 制限なし        | 規定なし         |
| メドエル | 術後6ヶ月  | 要        | 1.0T<br>1.5T  | 標準操作モード                        | 静磁場に対し10度以下 | 4mm          |

\*他に詳細な区分け条件あり

### 4. 検査に向けて注意すべきこと

第一に人工内耳のメーカ及びインプラントのモデル（タイプ）を確認することが必要である。メーカ、モデルによりMRI対応の条件が異なっているので最新の添付文書及び資料によって対応条件を確かめてから検査に臨まなければならない。メドエル社では原則として1か月前までにメーカに連絡し、技術担当者から情報提供をうけることを推奨している。

人工内耳装用者は体外装置を外すと音が全く聞こえなくなってしまうため、検査室入室前に通常のMRI検査の説明に加え、装置の中に入った段階での痛みや違和感の変化を意識し、痛みがあればすぐにボタンを押すことを理解して頂くことが大切である<sup>3)</sup>。また、検査中はモニターで患者の様子を観察し、検査終了後には体外装置との吸着が正常に行われていること、そして人工内耳としての動作が正常に保たれていることを確認しなければならない。

### 5. 最後に

今後さらに技術が進歩し、さらに高磁場への対応がなされて行くことも予想される。特に従来MRI禁忌扱いしてきたデバイスが条件付きMRI対応となった場合には、検査自体の必要性の判断を含め、慎重に取り組まなければならない。MRI検査室で患者の安全を守る最後の砦は、我々放射線技師であることを自覚すべきであると考える。

### 参考文献

- 1) 森 尚彌 日本における人工内耳の現状 保健医療学雑誌 6(1)2015, 15-23
- 2) 窪田 和, 他 MRI撮影後に人工内耳体内磁石の逆転を生じた 1 症例 Audiology Japan Vol.57, No.5 2014, 325-326
- 3) 金沢 勉 MRI対応人工内耳への対応と課題 INNERVISION(29・6)2014, 48-49

第 65 回放射線撮影部会報告  
—よりよい撮影技術を求めて（その 126）  
テーマ A：次世代の一般撮影を考える

## 『ディジタル技術の活用と撮影技術の再考』

座長：奈良県立医科大学附属病院（撮影部会委員）中前 光弘  
川崎市立井田病院（撮影部会委員）三宅 博之

### 1. 教育講演

富士フイルム株式会社 山田雅彦先生に「ディジタル一般撮影の変遷と画像処理技術最前線」と題してご講演をいただいた。まず、一般 X 線撮影におけるディジタル化の変遷を Computed Radiography(CR)と Flat Panel Detector(FPD)における画像形成の原理とシステムの特徴を中心に解説していただいた。また、高機能化が進む FPD の小型化(可搬型)やワイヤレス通信タイプがもたらす最新の技術やコンピュータの進化によって実現ができた様々な画像処理技術の概要を紹介された。特に印象的であったのは、グリッドを使用せず撮影された画像のコントラストを改善する今話題の「散乱線補正技術」の原理や性能であった。そして、画像処理技術を活用するためには、ユーザがその特徴を理解して利用できるかがポイントであると締めくくられた。

### 2. ワークショップ

次世代の一般撮影を考える「ディジタル技術の活用と撮影技術の再考」というテーマで、ワークショップを開催し、5 名の先生方に最新のディジタル技術の有用性とユーザが注意すべき落とし穴を紹介していただき、多くの部会員と情報を共有することを目的におこなった。

田所氏は、教育講演でも話題となった「散乱線除去用画像処理」について紹介し、その性能は実グリッドを使用した時以上であり、操作性にも優れる一方で、撮影管電圧や距離の設定が今まで以上にルーズになる傾向があると締めくくった。

梅木氏は、骨組織を画像処理で透過させ肺組織の視認性を向上させる「胸部 X 線骨組織透過処理」を紹介した。骨硬化や肋骨骨折などの症例では骨陰影が残存するアーチファクトの発生事例を紹介しながら、原画像に追加して有効に使うためのワークフローを紹介した。

遠藤氏は、位相コントラスト技術を用いた「X 線タルボ・ロー撮影技術」について、タルボ干渉計、タルボ・ロー干渉計の原理を解説し、試作した撮影装置による臨床撮影の有用性を説明したが、普及するまでにはもう少し時間がかかりそうであった。

森下氏は、アナログで使用されなくなった断層技術をデジタル化によって蘇らせた「トモシンセシス技術」を紹介し、整形外科領域におけるトモシンセシスの位置づけと有用性について解説した。しかし、ポジショニングや撮影線量の最適化など取り組む課題が浮き彫りになった。

川島氏は、静止画像で分からなかった状態や機能を動画像によって評価する新しい発想の「整形外科領域における動態撮影」を紹介した。動画から得られる画像の所見と動画を解析することで得られる機能評価について 2, 3 の症例を示して有用性を解説した。今まででは、臨床で評価できなかったことや根拠が明確でなかったことを再見して、新たな知見が得られると締めくくった。

最後のディスカッションでは、会場の皆さんと活発な意見交換ができ、デジタル最新技術を使いこなすために必要な考え方や過去にとらわれない未来に向けた新しい一般撮影の可能性が模索できた。

（文責：中前）

## 第65回放射線撮影部会報告

—よりよ」い撮影技術を求めて（その127）

テーマB：医用画像の新たな活用 医療情報部会共催

### 『医用画像の新たな活用』

座長：東北大学病院（医療情報部会長）坂本 博  
東千葉メディカルセンター（撮影部会長）梁川 範幸

#### 1. 肺移植で最も重要なことにつながる画像診断と3Dプリンタが有用な理由について

生体肺移植はレシピエント手術の成績の向上は重要であるが、ドナー手術の安全性の確保が最優先。ドナー手術の安全性を高めるために肺の血管や気管支の分岐などを術前に確認しておくことが重要である。3D-CT angiographyなどを駆使して術前シミュレーションしておくことが有用である。また3Dプリンタはサイズマッチングには欠かせない。立体的な位置関係は勿論であるが、諸事情で右肺を左肺に移植するような場合は3Dプリンタから作成された模型を用いて構造物の再確認をし、左右反転作業して肺動脈、気管支、肺静脈を繋ぎあわせる難手術を行った（世界初）。

#### 2. プロジェクションマッピングに対するデメリットは？

手術野のみを観察する本法は、患者や術者の被ばく線量を低減することが可能であり、患者への侵襲も抑えることができる。投影方向により死角がある場合があるので、CT装置への装備をめざし改良している。

#### 3. 肝切除に対する術中支援画像を的確に作成するためには、どのような工夫が必要か？

肝臓は動脈、静脈、門脈と血流が複雑であるため、的確な情報を得るために造影剤量や時相タイミングは最適なものを選択することが重要である。また、多相撮影であるため、それぞれの時相の画像のFusionは重要な要素である。非剛体補正（一つの画像を基準にして他の画像を補正する技術）は呼吸性のずれによる臓器のずれを補正する重要な方法ある。この方法で得られた画像を利用して手術を施行するのは外科医であり、画像作成する前に臨床の外科医と入念なミーティングをすることが不可欠である。撮影現場だけではなく、放射線技術の確立には、必要とする画像情報を知る目的で積極的に臨床医とカンファレンスすることは重要である。

#### 4. 3Dプリンタの医用への応用の実情について

市販されている3Dプリンタは高額なものから一般的な価格（数千万円～数万円）まで千差万別である。プリンタに用いられる材料にもよるが、価格の差はその精度に関係する。CT画像データを使用するが、その画像情報はピクセルサイズが小さいほど精度が良い。しかし、CT装置の現状の分解能を考慮しても0.5mm程度が限界と考える。低価格の3Dプリンタは臓器模型を作成する対象にはならないが、人工関節置換術などの術前情報として有用と臨床側から報告されている。また、撮影補助具の作成や患者個々に作成しなければならないリハビリ用の補助具の作成に有用である。

#### 5. 医療画像のセキュリティについて

一般的に用いられる医療画像は院内PACSなどで一元化された情報管理が行われているが、ワークステーションや3Dプリンタなどの新しく技術開発された医療機器に関する管理は確立されていない。今回、話題になっている3Dプリンタで作成された模型の管理に関しても十分に配慮されていない現状がある。新しい技術が開発され医療に応用される一方で、ずさんな情報管理は患者や医療スタッフへ不利益が出る事は本末転倒である。安心・安全なデータの有効活用と技術の普及のために情報管理の基盤が整理されることが重要である。

# (公社) 日本放射線技術学会 撮影部会

## 平成 27 年度事業報告

### 1. 第 64 回撮影部会開催 第 71 回総会学術大会時 (パシフィコ横浜 (横浜市))

#### 1) テーマ A (一般) : 平成 27 年 4 月 18 日 (土) 「高エネルギー外傷時の画像診断」

##### (1) 教育講演 : 「骨折の画像診断と QOL」

帝京大学 松下 隆

司会 帝京大学医療技術学部 (撮影部会委員) 岡本 孝英

##### (2) ワークショップ : より良い撮影技術を求めて (その 123)

###### 「高エネルギー外傷による骨折の撮影技術と患者の QOL を考える」

座長 神戸総合医療専門学校 (撮影部会委員) 今井 方丈

りんくう総合医療センター (日本救急撮影認定技師機構) 坂下 恵治

###### ・ Primary Survey, Secondary Survey の一般撮影の現状と問題点

大阪府立急性期・総合医療センター 横山 和幸

###### ・ Primary Survey, Secondary Survey の CT 撮影の現状と問題点

りんくう総合医療センター 藤村 一郎

###### ・ 回復期の撮影の現状と問題点

帝京大学医学部附属病院 南 敏広

###### ・ 急性期, 回復期のリハビリテーションの現状

帝京大学医学部附属病院リハビリテーション部 一重 吉史

#### 2) テーマ B (CT) : 平成 27 年 4 月 19 日 (日) 「X 線 CT 撮影の標準化ガイドライン改訂の解説」

##### (1) 教育講演 : 「診断能の向上のために CT 撮影技術に期待すること」

東京都保健医療公社 荏原病院 井田 正博

司会 藤田保健衛生大学病院 (撮影部会委員) 井田 義宏

##### (2) ワークショップ : より良い撮影技術を求めて (その 124)

###### 「X 線 CT 撮影の標準化について再考する」

座長 国立がんセンター東病院 (撮影部会委員) 村松 穎久

東千葉メディカルセンター (撮影部会委員) 梁川 範幸

###### ・ 総論 X 線 CT 撮影の標準化ガイドライン改訂の解説

千葉市立海浜病院 高木 卓

###### ・ 各論 1. 腹部 CT 撮影の標準化

大阪医科大学附属病院 吉川 秀司

###### ・ 各論 2. 救急 CT 撮影の標準化

りんくう総合医療センター 西池 成章

###### ・ 各論 3. CT 撮影標準化の必要性・X 線 CT 専門技師認定機構の立場から

藤田保健衛生大学病院 (撮影部会委員) 井田 義宏

3) テーマ C (MR) : 平成 27 年 4 月 18 日 (土) 「拡散強調画像」

(1) 教育講演 : 「拡散 MRI の基礎と臨床」

滋賀医科大学附属病院放射線科 井藤 隆太  
司会 群馬県立県民健康科学大学 (撮影部会委員) 林 則夫

(2) ワークショップ : より良い撮影技術を求めて (その 125)

「拡散 MRI における撮影技術」

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

・拡散強調画像の歪について

長野市民病院 小林 正人

・撮像パラメータが ADC 測定に与える影響について

GE ヘルスケアジャパン 尾崎 正則

・biexponential 信号解析と臨床応用

広島大学病院 田村 隆行

・撮像法の基礎的検討および初期臨床経験

順天堂大学 福永 一星

2. 第 65 回撮影部会プログラム 第 43 回秋季学術大会時 (金沢市民文化ホール (金沢市))

1) テーマ A (一般撮影分科会) : 平成 27 年 10 月 8 日 (木) 「次世代の一般撮影を考える～デジタル技術の活用～」

(1) 教育講演 : 「デジタル一般撮影の変遷と画像処理技術最前線」

富士フィルム株式会社 山田 雅彦  
司会 : りんくう総合医療センター (撮影部会委員) 西池 成章

(2) ワークショップ : より良い撮影技術を求めて (その 126)

「次世代の一般撮影を考える～デジタル技術の活用～」

司会 : 奈良県立医科大学医学部附属病院 (撮影部会委員) 中前 光弘  
川崎市立井田病院 (撮影部会委員) 三宅 博之

・散乱線除去用画像処理

日本大学医学部附属板橋病院 田所 秋宏

・胸部 X 線骨組織透過処理

社会医療法人生長会 府中病院 梅木 拓哉

・X 線タルボ・ロー撮影技術

埼玉医科大学病院 遠藤 真里

・トモシンセシス技術

金沢大学附属病院 森下 あゆ美

・整形外科領域における動画像解析

金沢大学附属病院 川嶋 広貴

2) テーマ B (CT 分科会) : 平成 27 年 10 月 9 日 (金) 「医用画像の新たな活用」

医療情報部会共催

(1) 教育講演 : 「3D プリンタによる診断治療支援」

京都大学呼吸器外科 陳 豊史

司会 : 国立がんセンター東病院 (撮影部会委員) 村松 穎久

(2) ワークショップ : より良い撮影技術を求めて (その 127)

「医用画像の新たな活用」

座長 : 東北大学病 (医療情報部会院) 坂本 博

東千葉メディカルセンター (撮影部会委員) 梁川 範幸

・ CT ガイド下 IVR に対するプロジェクトマッピングの可能性

藤田保健衛生大学医療科学部 達岡 勝美

・ 消化管手術におけるプロジェクトマッピングを利用した 3DCT 画像の活用

札幌医科大学附属病院 原田 耕平

・ 汎用 3D プリンタの医療用への活用

名古屋市総合リハビリテーションセンター 後藤 啓介

・ 3D プリンタ, プロジェクションマッピングへの画像データ変換, 通信の課題

医療情報部会 広島大学病院 相田 雅道

3) 専門部会合同シンポジウム : 第 43 回秋季学術大会時 平成 27 年 10 月 9 日 (金) 防護部会共催

「CT 撮影における標準化と最適化 ~次のステップに向けた取り組み~」

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

放射線医学総合研究所 医療被ばく研究プロジェクト 医療被ばく研究推進室 赤羽 恵一  
司会 : NTT 東日本関東病院 放射線部 塚本 篤子

(2) パネルディスカッション 「CT における線量最適化の現状と課題」

司会 : 浜松医科大学医学部附属病院 (防護部会委員) 竹井 泰孝

藤田保健衛生大学病院 (撮影部会委員) 井田 義宏

・ X 線 CT 撮影における標準化～～ガイドライン GuLACTIC～改訂の概要

撮影部会 千葉市立海浜病院 高木 卓

・ DRL 構築のための線量管理 「装置から提供される線量情報」

JIRAI 放射線・線量委員会 副委員長 中山 徹

・ DRL 構築のための線量管理 「線量情報管理システム」

JIRAI 医用画像システム部会 DICOM 委員会 委員長 伊藤 幸雄

・ CT における診断参考レベルの設定について

広島大学病院 西丸 英治

・ 小児 CT 撮影における撮影条件設定の考え方

撮影部会 名古屋市立大学病院 坪倉 聰

・ 小児 CT 撮影における線量の現状

浜松医科大学医学部附属病院 竹井 泰孝

3. 市民公開シンポジウム（京都）の開催：広報・渉外委員会、近畿支部

後援：京都府、京都市、京都府医師会、京都私立病院協会、京都府放射線技師会、京都府看護協会、  
京都府栄養士会、京都府臨床検査技師会、京都府介護支援専門委員会、京都リビング新聞社  
KBS 京都、京都新聞社

開催日：平成 27 年 11 月 15 日（日） 13:30～16:30

会 場：メルパルク京都 参加費：無料 事前申し込み：不要

プログラム：「心臓弁膜症の新しい治療…TAVI」

司会 洛和会音羽病院 菊元 力也  
天理よろづ相談所病院 錦 成郎

（1）基調講演

「かわりつつある弁膜症治療；低侵襲にむかって」

大阪市立大学医学部 柴田 利彦

（2）シンポジウム

・「TAVI を安全に施行するテクニック -ハートチームの役割-」

帝京大学医学部 今水流智浩

・「術中看護について」

天理よろづ相談所病院 安藤 理裕

・「術後看護について -直後から一般病棟の退室のあたり-」

天理よろづ相談所病院 白井 千春

・「TAVI に携わる診療放射線技師の役割と責任」

九州大学病院 宮崎 仁志

・「転ばぬ先の臨床工学」

国立循環器病研究センター 西垣 孝行

4. 第 8 回「MR セミナー（上級編）」の開催 共催：教育委員会、東京支部

学術研究上必要なファントムの選択や撮像条件設定の考え方、統計処理の基礎からデータ解析方法について、講義と実習を交えたセミナーを行った。

開催日：平成 27 年 8 月 22～23 日（土、日）

会 場：GE ヘルスケア・ジャパン（株）TAC ビル

受講者：20 名（うち非会員：1 名）

5. 第 8 回「CT セミナー」の開催 共催：教育委員会、東京支部、関東支部

CT 装置の性能評価に関する項目について、実際の測定方法と評価方法を、装置を使った実習形式で学ぶセミナーを開催した。

開催日：平成 27 年 9 月 26～27 日（土、日）

会 場：東京会場；GE ヘルスケア・ジャパン（株）TAC ビル

群馬会場；群馬大学病院

受講者：東京会場-38 名（うち非会員：6 名）、群馬会場-29 名（うち非会員 10 名）

6. 平成 27 年度「救急撮影セミナー実務編」の開催 共催：教育委員会、東京支部  
外傷診療における多職種チーム医療（医師）,救急撮影概論,救急 CT 撮影と画像構築の実際についてセミナーを開催した。  
開催日：平成 27 年 9 月 13 日（日）  
会 場：帝京大学板橋キャンパス 1 号館  
受講者：39 名（非会員 3 名を含む）：当日欠席者 1 名（非会員 1 名）
7. 第 5 回「デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」の開催 共催：教育委員会、東京支部  
デジタル画像の基礎からデジタルマンモ装置の管理、被曝・計測技術までを総合的に知ることのできるセミナーを開催した。  
開催日：平成 27 年 8 月 29 日（土）  
会 場：首都大学東京荒川キャンパス  
受講者：82 名（うち非会員 22 名）\*\*\*事前申し込み 91 名（8 名キャンセル当日欠席 1 名）
8. 平成 27 年度「乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会」の開催  
1) 第 76 回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会  
開催日：平成 27 年 11 月 28～29 日  
会 場：東北大学病院（東北支部共催）  
受講者：48 名（うち非会員 24 名）  
2) 第 77 回 乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会  
開催日：平成 27 年 12 月 12～13 日  
会 場：岐阜医療科学大学（中部支部共催）  
受講者：50 名  
3) 全体会議  
開催日：平成 27 年 12 月 19 日  
会 場：聖路加国際病院  
なお、日本乳癌検診精度管理委員会主催マンモグラフィー指導者講習会の開催協力として、乳房撮影ガイドライン普及班が中心となって共同開催を行い、乳房撮影に関する指導者の養成に努めた。
9. 撮影部会誌の発刊 2 回（平成 27 年 3 月、9 月）  
内容：分科会プログラムに合わせた教育講演、技術講演、ワークショップなどの予稿技術資料、前回のワークショップの報告 Q&A、ラジオグラフィの広場など最新の撮影技術情報を提供した。
10. 研究奨励賞の選考  
今年度より一般撮影分科会、CT 分科会、MR 分科会を組織し、会員から理解されやすい撮影部会活動を行ってきた。この研究奨励により論文数の投稿をさらに増加させるようにサポートしていく。各分科会で論文や研究発表を通じて技術奨励賞と新人賞の推薦を行った。

11. 部会委員会の開催 年3回（横浜, WEB, 金沢）

12. 専門技師・技術者制度への参画・安定的な運用をサポートした。

- (1) MR専門技術者制度
- (2) CT専門技師制度
- (3) 肺がんCT検診認定技師
- (4) 救急撮影専門技師制度
- (5) 日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師
- (6) 乳房撮影専門技師制度

以上

## 平成28年度事業計画

1. 第66回撮影部会プログラム 第72回総会学術大会時 会場：パシフィコ横浜（横浜市）

1) テーマA（一般撮影分科会）：開催日：平成28年4月16日（土） 「安全な腹部IVR」

（1）教育講演：「腹部臓器に対するIVR（画像下治療）の現状」

慶應義塾大学医学部 放射線医学講座 中塚 誠之  
司会：奈良県立医科大学医学部附属病院（撮影部会委員） 中前 光弘

（2）ワークショップ：よりよい撮影技術を求めて（その128）

『チームで考える安全な腹部IVRとは』

座長：帝京大学（撮影部会委員） 岡本 孝英  
川崎市立井田病院（撮影部会委員） 三宅 博之

・血管撮影装置の変遷

兵庫医科大学病院 松本 一真

・腹部IVRの実際

大阪市立大学医学部附属病院 高尾 由範

・腹部IVRでの放射線管理

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇

・患者の気持ちに寄り添ったチーム医療を考える

放射線看護学会 国立がんセンター 浅井 望美

2) テーマB（CT分科会）：開催日：平成28年4月17日（日） 「X線CT撮影の標準化」

（1）教育講演：「読影医の立場からCT撮影技術に期待すること」

大阪大学医学部 放射線科 渡邊 嘉之  
司会 東千葉メディカルセンター（撮影部会委員） 梁川 範幸

（2）ワークショップ：よりよい撮影技術を求めて（その129）

『X線CT撮影の標準化～第2版GALACTIC～』

座長 国立がんセンター東病院（撮影部会委員） 村松 稔久

藤田保健衛生大学病院（撮影部会委員） 井田 義宏

・胸部CT撮影技術ガイドライン

栃木県立がんセンター 萩原 芳広

・循環器CT撮影技術ガイドライン

JCHO（ジェイコー）北海道病院 山口 隆義

・整形CT撮影技術ガイドライン

富山労災病院 野水 敏之

・標準化における造影技術

長野赤十字病院 寺澤 和晶

・X線CT撮影標準化におけるCT-AEC

がん研究センター東病院 野村 恵一

3) テーマ C (MR 分科会) : 開催日 : 平成 28 年 4 月 16 日 (土) 「MRI の安全性 update: 高磁場環境と条件付き MRI 対応インプラントの取り扱いについて」

(1) 教育講演 : 「MRI 恐怖症の理解と対応」

放送大学名誉教授 (さいたま市立病院精神科部長) 仙波 純一  
司会 さいたま市立病院 (撮影部会委員) 藤田 功

(2) ワークショップ : よりよい撮影技術を求めて (その 130)

『update: 高磁場環境と条件付き MRI 対応インプラントの取り扱いについて』

座長 さいたま市立病院 (撮影部会委員) 藤田 功  
群馬県立県民健康科学大学 (撮影部会委員) 林 則夫

・MRI 検査の安全管理 : 操作者に望むこと

大阪大学医学部附属病院 土井 司

・体内インプラントに対する MRI の物理特性 (案)

東海大学 情報理工学部情報科学科 黒田 輝

・条件付き MRI 対応インプラントの取り扱い : CIEDs を中心に

高崎総合医療センター 小林 幸史

・条件付き MRI 対応インプラントの取り扱い : 人工内耳を中心に

福島県立医科大学附属病院 清野 真也

2. 第 67 回撮影部会プログラム 第 44 回秋季学術大会時 大宮ソニックシティ (さいたま市)

1) テーマ A (一般撮影分科会) : 未定

日時 : 平成 28 年 10 月

2) テーマ B (MR 分科会) : 『MRI の騒音対策 (仮題)』

日時 : 平成 28 年 10 月

3. 市民公開講座の開催 : 広報・涉外委員会, 近畿支部

開催日 : 平成 28 年 11 月 20 日 (日)

会 場 : メルパルク京都 (京都)

プログラム : 「こわ~い動脈硬化を知って長生きしよう !」 - 虚血性心疾患と脳血管疾患の予防・

予知と治療 -

総合司会 大阪市立大学病院 (撮影部会委員) 市田 隆雄  
朝日新聞 東京本社 診療所 (撮影部会委員) 松原 馨

1) 第 1 部 動脈硬化を知ろう !

「動脈硬化って, なに?」

清仁会シミズ病院 小林 紀方

2) 第 2 部 頸動脈疾患の検査って ?

・「頸動脈エコーによる 1 次検査と病診連携」

PDS 濵谷 一敬

・「頸動脈の精密検査 (CT, MRI, 血管撮影, 核医学)」

東京慈恵会医科大学附属病院 鈴木 宏明

3) 第3部 頸動脈疾患の治療法を教えて？

- ・「頸動脈疾患の治療法（CEA, CAS）」

清仁会シミズ病 小林 紀方

4. 第9回「MRセミナー（上級編）」の開催 共催：教育委員会、東北支部

学術研究上必要なファントムの選択や撮像条件設定の考え方、統計処理の基礎からデータ解析方法について、講義と実習を交えたセミナーを行う。初めての地方開催。

開催日：平成28年8月20, 21日（土, 日）

会 場：東北大学病院

定 員：24名

5. 第1回「CT応用セミナー」の開催 共催：教育委員会、関東支部

CT画像の計測法についてCTセミナーを8年に亘り15回開催した。今回から応用編として、会員の学術研究および論文化を念頭に置いたセミナーを開催する。

開催日：平成28年9月24, 25日（土, 日）

会 場：GEヘルスケア・ジャパン（株）（建屋工事期間のため変更の可能性あり）

定 員：30名

6. 平成27年度「救急撮影セミナー（実務者編）」の開催 共催：教育委員会、九州支部、近畿支部

ステップアップとして救急医療に特化した内容の講義および実習を得て、救急撮影技師の指導者の育成や研究推進を見据えた内容の講義や実習を昨年に引き続き行う。今年から2か所開催。

1) 開催日：平成28年6月

会 場：九州大学病院

定 員：30名

2) 開催日：平成28年10月

会 場：未定

定 員：30名

7. 第6回「ディジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」の開催 共催：教育委員会、北海道支部

ディジタル画像の基礎からディジタルマンモ装置の管理、被曝・計測技術までを総合的に知ることのできるセミナーを開催する。各専門部会に協力いただき講師を派遣していただく。

開催日：平成28年8月27日（土）

会 場：未定

定員：100名

8. 平成27年度「乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会」の開催 共催：教育委員会、北海道支部、近畿支部

なお、日本乳癌検診精度管理委員会主催マンモグラフィ指導者講習会の開催協力として、乳房撮影ガイドライン普及班が中心となって共同開催を行い、乳房撮影に関する指導者の養成に努める。

1) 第 78 回

開催日：平成 28 年 11 月

会 場： 未定（仙台市）

定 員：50 名

2) 第 79 回

開催日： 平成 27 年 12 月 12, 13 日

会 場： 未定

定 員：50 名

9. 部会誌の発行（電子化）

春と秋の 2 回発行する。

内容：部会プログラムに合わせた教育講演、技術講演、ワークショップなどの予稿技術資料、前回のワークショップの報告 Q&A、ラジオグラフィの広場など最新の撮影技術情報雑誌とする。

10. 研究奨励賞の選考

一般撮影分科会、CT 分科会、MR 分科会からそれぞれの専門領域に関する学術論文ならびに学術大会、撮影部会における発表の中から、担当委員から高い得点を得た優れた内容の研究を技術奨励賞、技術新人賞の候補者として複数名選考し、表彰委員会に推薦する。

11. 部会委員会の開催 年 3 回（横浜、Web、大宮）

12. 専門技師・技術者制度への参画・安定的な運用をサポートする。

- 1) MR 専門技術者制度
- 2) CT 専門技師制度
- 3) 肺がん CT 検診認定技師
- 4) 救急撮影専門技師制度
- 5) 日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師
- 6) 乳房撮影専門技師制度

以上

## ■ 第67回撮影部会の予定

日時：2016年10月13日（木）～15日（土）  
テーマA：「未定」  
テーマB：「未定」

会場：大宮ソニックシティ  
よりよい撮影技術を求めて（その131）  
よりよい撮影技術を求めて（その132）

## ■ Q&Aコーナー・広場について

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

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

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

## ■ 撮影部会委員

会長： 梁川 範幸（東千葉メディカルセンター）  
委員： 新井 敏子（JCHO 群馬中央病院）  
井田 義宏（藤田保健衛生大学病院）  
甲山 精二（神戸大学医学部附属病院）  
中前 光弘（奈良県立医科大学附属病院）  
林 則夫（群馬県立県民健康科学大学）  
松原 馨（朝日新聞東京本社診療所）  
三宅 博之（川崎市立井田病院）

市田 隆雄（大阪市立大学医学部附属病院）  
岡本 孝英（帝京大学医学部附属病院）  
小山 智美（聖路加国際病院）  
西池 成章（りんくう総合医療センター）  
藤田 功（さいたま市立病院）  
村松 穎久（国立がん研究センター東病院）

## ●編集後記●

会員の皆様、横浜パシフィコにおける総会学術大会に向けお忙しい日々をお過ごしのことと存じます。テーマA[一般]ではテーマ「安全な腹部IVR」を取り上げました。教育講演では慶應義塾大学 中塚先生に、IVR医の立場からIVRの現状について講演していただきます。ワークショップでは「チームで考える安全な腹部IVR」と題して、放射線技師および看護師それぞれご活躍されている先生方より講演していただきます。テーマB[CT]ではテーマ「X線CT撮影の標準化」を取り上げました。教育講演では大阪大学大学院 渡邊先生に医師の立場からX線CT撮影の標準化について講演していただきます。ワークショップでは「X線CT撮影の標準化～GALACTIC(第2版)」と題して、GALACTICの改訂に携われた先生方より、各撮影部位について講演していただきます。テーマC[MR]ではテーマ「MRI安全性アップデート：患者さんの安全のために」を取り上げました。教育講演ではさいたま市立病院 仙波先生にMRI恐怖症の理解と対応について講演していただきます。ワークショップでは「MRIの安全性アップデート：高磁場環境と条件付きMRI対応インプラントの取り扱いについて」と題して、MRI検査の安全性およびMRI対応インプラントについて、それぞれの専門分野のご活躍されている先生方に講演していただきます。

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

記：三宅

撮影部会誌 よりよい撮影技術を求めて Vol.24 No.1 通巻66 2016年3月 発行

発行人：梁川 範幸

発行所：公益社団法人 日本放射線技術学会

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

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

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

ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp>