

第33回 The 33th
Saitama Conference of Radiological Technologists



埼玉県診療放射線技師学術大会

2020 Web

終了後抄録集



特別講演Ⅰ 「診療放射線技師における
将来展望と政治の役割」
衆議院議員 畦元将吾

JART新会長
招待講演 「JART会長としての今後の目標」
日本診療放射線技師会 会長 上田克彦

特別講演Ⅱ 『X-RAY (令和) は医療を支える』
All are for the sake of the future
～すべては未来のために～
群馬バース大学 保健科学部 放射線学科
教授 小川 清

学術委員会
特別企画 「医療法施行規則と診療放射線技師
法改正の現在から未来へ」

2020年
9月27日(Sun)
web開催

ブラッシュアップ
セミナー 「一般撮影における
デジタル画像の最適化を目指す」

SART
学術委員会企画 「臓器別に考える -下肢動脈-」

大会長：田中 宏 (埼玉県診療放射線技師会 会長)

その他の企画 一般演題 協賛企業PR

会員500円、賛助会員500円

非会員3,000円、学生無料

主催：公益社団法人 埼玉県診療放射線技師会
埼玉県さいたま市北区宮原町2-51-39 TEL：048-664-2728
<http://www.sart.jp/>

ブラッシュアップセミナー

座長：埼玉県済生会川口総合病院 土田 拓治

一般撮影におけるデジタル画像の最適化を目指す

コニカミノルタジャパン（株）ユーザー	埼玉医科大学病院	堀切 直也
富士フイルムメディカル（株）ユーザー	上尾中央総合病院	樋口 誠一
キヤノンメディカルシステムズ（株）ユーザー	埼玉県済生会川口総合病院	戸澤 僚太

われわれの責務の一つに、放射線検査の最適化を行うため被ばく線量と画質のバランスを考慮することは必要である。一般撮影では、ほぼデジタル化がなされており各プロセスでの最適化が必要と考えられる。被ばく線量と画質がトレードオフの関係である以上、最終的な画像が判定材料であり、画質を決定する因子としてオペレータの画像処理の影響は非常に大きい。そこで本セッションでは、現場における最適化のプロセスについて各メーカーを扱うユーザーより報告してもらう。

学術委員会企画

座長：JCHO 船橋中央病院 滝口 泰徳

臓器別に考える～下肢動脈～

下肢動脈疾患の基礎	深谷赤十字病院	柏瀬 義倫
下肢動脈のMRI	石心会埼玉石心会病院	坂口 功亮
下肢動脈のCT	埼玉県済生会川口総合病院	鈴木 友理
下肢動脈疾患の治療	上尾中央総合病院	石田 隼斗

近年、放射線治療・画像診断・管理などの医療用放射線領域に関する業務が増大しており、当該業務の専門家として医療現場における診療放射線技師の役割は大きなものとなっている。しかし、モダリティの高度化・専門化により、全てのモダリティを網羅し疾患鑑別を行うことが困難になってきている。そのような中、われわれ診療放射線技師は、従来のモダリティ別ではなく、臓器・疾患別に学んでいく事も重要であると考えられる。

埼玉県診療放射線技師会は以前より「臓器別に考える」ということで、モダリティにかかわらず、臓器や疾患に特化したシンポジウムを行ってきた。今回は下肢動脈疾患を中心に生理検査、各撮影法やその工夫、治療を含めた近年の流れについて学べる内容とした。

「一般撮影におけるデジタル画像の最適化を目指す」

～ コニカミノルタ ユーザー ～

埼玉医科大学病院

堀切 直也

1. はじめに

埼玉医科大学病院は病床 801 床 / 診療科 37 科 / 平均外来者約 2000 人 / 日であり、埼玉県西部の地域医療を担う特定機能病院である。

近年、医療における放射線検査の需要は大きく、医療において不可欠なものとして定着している。日本は人口 100 万人当たりの CT 装置数が世界一であり病気の発見に多大な恩恵をもたらしているが、一方で医療被ばくの増大につながり線量の適正管理が求められている。本稿では、医療法施行規則改正の背景も踏まえて「一般撮影におけるデジタル画像の最適化を目指す」をテーマにコニカミノルタ社の一般撮影システムを使用しているユーザーとして最適化について述べる。

2. 機器の紹介

2.1. 当院の一般撮影システム

当院の一般撮影システムは全てコニカミノルタ社製の装置である。特徴としては、動態撮影解析システムや one shot 長尺システム、被ばく線量管理システム (FINO.X Manage) が導入されている (図 1)。



図 1 当院の一般撮影システム

2.2. FPD (Flat Panel Detector)

コニカミノルタ社の最新の FPD は 2017 年より販売が開始されている AeroDR fine である。

特徴としては、高解像度 (100 μ m) と高 DQE の両立を実現できている点である (図 2)。



図 2 FPD の紹介

3. 医療法施行規則の改正

3.1. 国内外の動き

2015 年 6 月に、日本医学放射線学会など関連団体から作る医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) より診断参考レベル (JAPAN DRLs 2015) が初めて公表された。2017 年からは厚生労働省の「医療放射線の適正管理に関する検討会」において医療被ばく線量管理の義務化に向けて数回にわたり検討が行われた。2018 年度の診療報酬改定では「画像診断管理加算 3」「頭部 MRI 撮影加算」が新設され、施設基準の一つとして医療被ばく線量の管理および記録が求められた。そして 2019 年 3 月に、医療法施行規則の一部を改正する省令が公布され、2020 年 4 月より「診療用放射線に係る安全管理体制に関する規定」の中で、線量管理と線量記録が義務化となる運びとなった。

3.2. 線量管理と線量記録の義務化へ

2020 年 4 月より線量管理と線量記録が義務化となった。線量管理とは、管理・記録対象医療機器等に対し、関係学会等の策定したガイドラインを参考に被ばく線量の評価および最適化を行うことである。評価および最適化の検討はガイドラインの変更、対象機器等の新規導入・更新、検査手

順の変更等があった時に必要に応じて見直すこととされている。

3.3. 一般撮影における線量管理および線量記録

今回対象となっていない一般撮影などの放射線診療機器においても、医療被ばくの線量管理および線量記録は行うことが望ましいとされている。

4. 【被ばく線量の最適化

～ DQE に基づく線量低減 ～

被ばく線量の評価および最適化を行うタイミングとして「機器等の新規導入・更新時」が挙げられている。今回はCR システムから FPD システムへ機器更新を想定した場合の DQE に基づいた最適化プロセスの 1 例について述べる。使用機器は下図の通りである (図 3、4)。

被ばく線量の最適化

DQE に基づく線量低減

1. 半価層測定・入出力特性の評価
2. MTF の測定
3. NNPS の測定
4. DQE と DQE 比の算出
5. NEQ による DQE 比の検証
6. パーガーファントムによる主観的評価

Saitama Medical University Hospital

図 3 DQE に基づく線量低減

DQE に基づく線量低減
使用機器

- ・ 診断用 X 線器
- ・ X 線検出器: CR システム, AeroDRfine FPD システム
- ・ 画像読み取り装置
- ・ MTF 測定用タングステン板
- ・ 線量計
- ・ アルミニウム板
IEC 規定: RQA5 (付加フィルタ 21mmAl・半価層用 6.8mmAl)
- ・ Image J 1.49v
MTF マクロ: MTF Calculator macro Ver. 1.00d
NNPS マクロ: NNPS Calculator macro Ver. 1.00c
- ・ メーカー基準線量: 1mR

Saitama Medical University Hospital

図 4 使用機器

4.1. 半価層の測定

半価層測定を行い基準線質の決定をする。当院のシステムにおける RQA5 の線質は、管電圧 73kV となった。測定は 3 回測定の前平均値、条件

400mA,100ms、線量比 0.5 ± 0.015 内とした (図 5)。

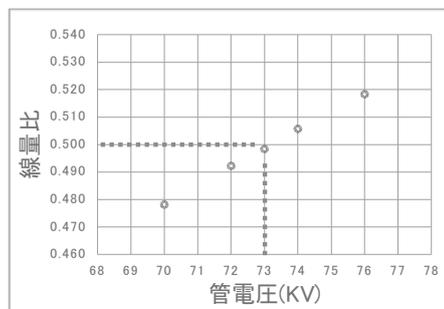


図 5 半価層測定

4.2. 入出力特性

入力と出力の関係が「比例」または「対数に比例」かを確認する。当院のシステムは比例関係であり直線性が良好であることが分かった。測定はタイムスケール法にて行った。近似式では、CR は $y = 966.45x + 1731.6$, $R^2 = 0.9975$ 、FPD は $y = 947.8x + 3126.6$, $R^2 = 0.9994$ となった (図 6)。

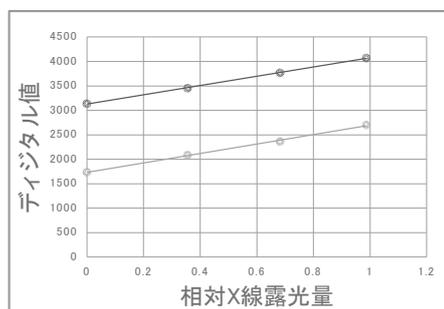


図 6 入出力特性

4.3. MTF の測定

MTF の測定より解像特性を調べる。当院のシステムにおける CR と FPD の解像度は同程度であることが分かった。測定はエッジ法、水平方向、条件 400mA,100ms とした (図 7)。

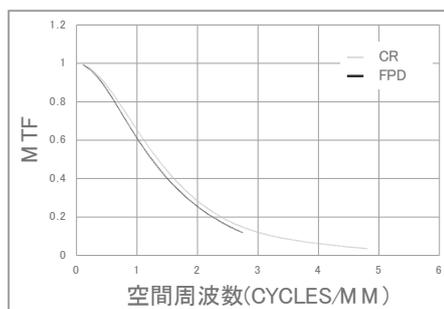


図 7 MTF

4.4. NNPS の測定

NNPS の測定より粒状特性を調べる。当院のシステムでは FPD の粒状性が良いことが分かった。測定時の線量は 1mR (100mA,63ms) とした (図 8)。

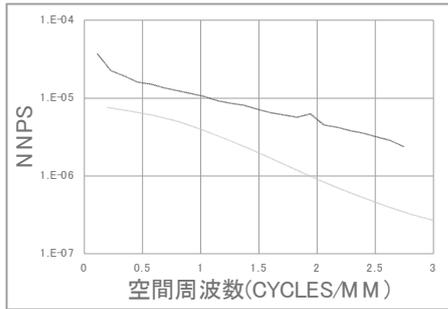


図 8 NNPS

4.5. DQE の算出

これまでの結果を基に DQE を算出する (図 9)。

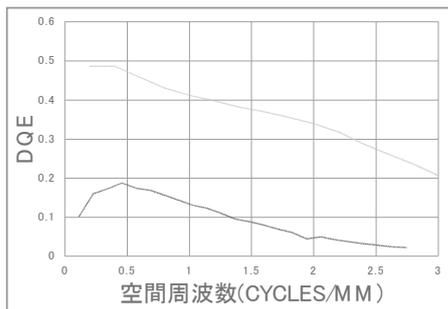


図 9 DQE

4.6. DQE 比の算出

1 cycles/mm における DQE は CR : 0.13FPD : 0.41 であった。CR に対する FPD の DQE 比は下式 1 より 3.16 となった。

$$0.41 \div 0.13 \div 3.16 \quad \dots \text{式 1}$$

また CR の基準線量を 1mR とした時の FPD の低減線量は下式 2 より 0.32mR となった。

$$1\text{mR} \div 3.16 = 0.32\text{mR} \quad \dots \text{式 2}$$

4.7. NEQ による DQE 比の検証

DQE 比を用いて、DQE が同等となるように調整した線量から、NNPS を測定し、NEQ を算出して検証を行う。当院のシステムでは 1cycles/mm においてほぼ一致した NEQ が示され、物理評価において画質が同等であると検証された (図 10)。

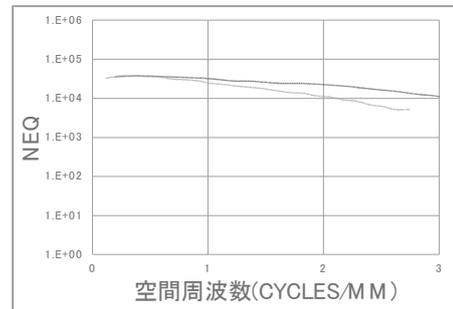


図 10 NEQ

4.8. 視覚評価による DQE 比の検証 1 ~画像~

主観的な評価として IQF を測定するためバーガーファントムの撮影を行う。下図より視覚的に画質が同等であることが確認できる (図 11)。

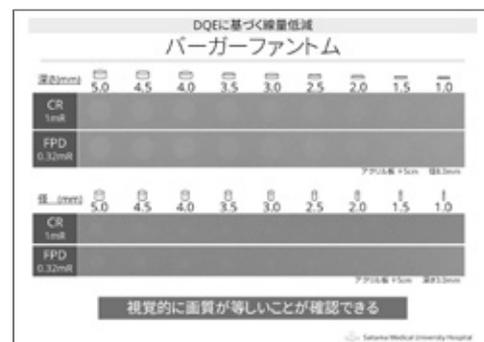


図 11 バーガーファントム

4.9. 視覚評価による DQE 比の検証 2 ~計測~

IQF_{inv} を算出し、Paired t-test (対応のある t 検定) を行ったところ有意差は認められなかった (図 12)。

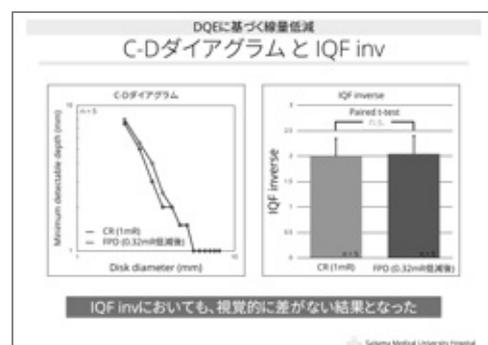


図 12 CD ダイアグラムと IQF_{inv}

4.10. ファントムにて画質の確認 1 ~胸部~

CR と線量低減後の FPD の画像の見え方を確認する。縦隔部のシルエットサインがはっきり見えており、また肺野濃度に違いが生じていないことを確認する (図 13)。

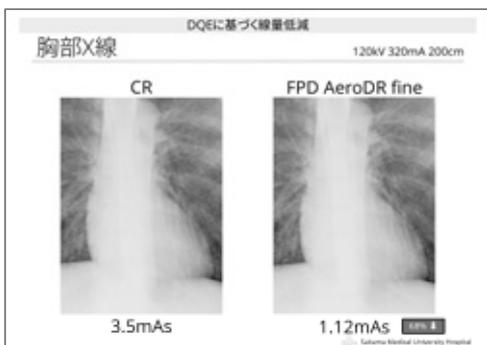


図13 胸部 X 線

4.11. ファントムにて画質の確認 2 ～頸椎～

CR と線量低減後の FPD の画像の見え方を確認する。頸椎では骨の描出度だけではなく、骨の距離や軟部組織の厚さも確認する。客観的評価の環椎と軸椎の距離、および主観的な評価の環軸関節の形状評価への影響の有無を確認する（図14、15）。

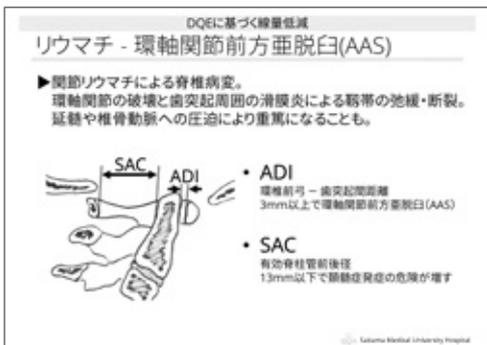


図14 環軸関節前方亜脱臼

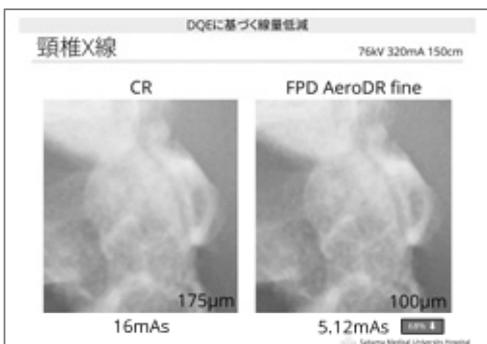


図15 頸椎 X 線

4.12. 診断参考レベル(JAPAN DRLs 2020)と比較

医療法施行規則の改正では「機器等の新規導入・更新、検査手順の変更等があった時に必要に応じて被ばく線量の評価および最適化を行う」こととしている。今回は施設基準線量の変更を想定

しているため、DRL との比較を行う。今回の最適化後の胸部および頸椎の基準線量では DRL を超えていないことが確認できた（図16）。

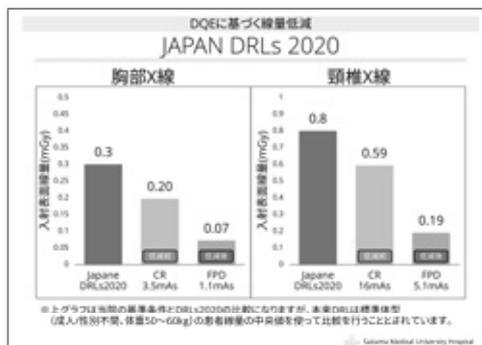


図16 JAPAN DRLs2020 との比較

4.13. CR 装置の劣化による DQE 低下の検証

今回、比較に使用した CR の実験データは、装置導入から時間が経過した時点の測定データを用いている。CR 導入時の DQE 測定データを有している場合は、現在の CR の DQE と比較を行い劣化の程度を調べる。当院においては5%ほどの DQE の低下がみられた（図17）。

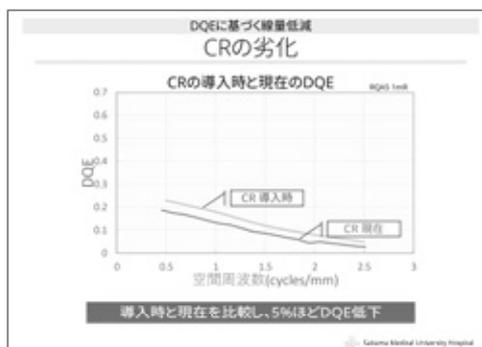


図17 CR システムの劣化

4.14. 小まとめ

これまでの検証結果より、当院では CR の基準線量から 50～60% 減線量を FPD の基準線量と決定した。リミテーションは臨床画像を用いた視覚評価（正規化順位法、一対比較法）を除いた評価であること。

以上が当院で行った、DQE に基づく線量低減、最適化のステップとなる（図18）。



図18 低減線量

4.15. 小焦点への切り替え

実際に最適化を行い、装置のプリセット撮影条件を変更する際に管電流を考慮せず撮影時間のみを下げてしまう可能性が考えられる。すでに最適化をされている施設においても、今一度X線管への負荷も考慮した上で焦点サイズも最適な設定となっているか確認を行うのも良いと思う。(図19)



図19 小焦点への切り替え

4.16. 物理評価よくわからない…という方へ

埼玉県診療放射線技師会が主催となり、年に1度開催されているセミナーの受講をお勧めします。

DR 計測セミナー

概要

- ・実際のエックス線機器や検出器を使用
- ・データ取りからPC解析まで行う実習中心のセミナー

過去の内容

- ・入出力特性、MTF、NNPS、NEQ、DQE
- ・PCによる物理特性解析
- ・散乱線含有率の測定
- ・task-based MTF・CNRによるPC解析
- ・統計学的主観評価
- ・ファントムによる主観的評価

5. 【最終的な画像調整で取り組んでいること】

演者間の共通テーマである表題について当院の取り組みを紹介する。以降はコニカミノルタオリジナルの機能を主に活用した内容である。

5.1. カテ先・ガーゼ強調画像

5.1.1. 医療事故情報収集等事業とは

公益財団法人 日本医療機能評価機構が行っている事業の一つである。医療事故やインシデントを分析し、医療安全対策に有用な情報の共有を目的としている事業である。今回は本事業より報告されている事例を防ぐ一助となるための画像調整について紹介する。

5.1.2. 手術時のガーゼ残存

〔事例〕全国から2016年1月～2019年3月の間に57件の報告があり、そのうち、X線撮影したが発見できなかった件数が26件あった。理由は「ガーゼカウント合ってたから、無いと思って見てた」「骨と重なっていた」「画面が小さかった」「撮影範囲に含まれてなかった」などである。

〔取り組み〕このような報告に対し、コニカミノルタ社のカテ先・ガーゼ強調画像は大変有用である。当院ではガーゼ残存の見逃し防止はもちろんのこと、カテーテルの先端確認に大変有用であると感じており全ての回診撮影(手術室・病棟)にてPACSへ出力している。(図20)

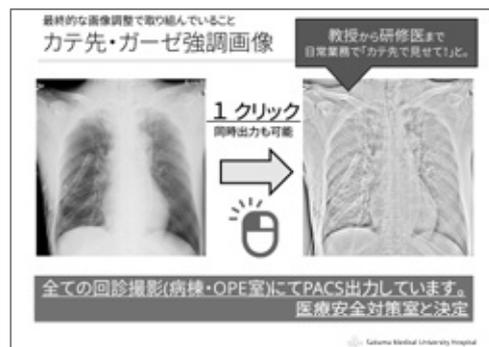


図20 カテ先・ガーゼ強調画像

5.1.3. 手術・処置部位の間違いに関連した医療事故

〔事例〕全国から2006年10月～2009年6月の間に19件の報告があった。理由は「椎椎間が狭く誤解した」「棘突起の全体像がわかりにくかった」「X線の画像が不鮮明のまま判断し、手術している慣習があった。」「変性しわかりにくかった」等である。

〔取り組み〕当院では術前の椎体レベル確認においても大変有用であると感じておりコニカミノルタ社のカテ先・ガーゼ強調画像も PACS へ出力している。(図 21)

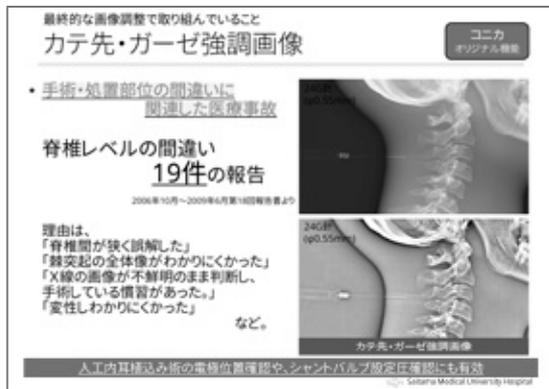


図 21 カテ先・ガーゼ強調画像

5.2. RE-Tune ～パラメータ自動最適化処理～

5.2.1. 不適切処理画像の問題点

公益社団法人 全国労働衛生団体連合会胸部 X 線検査専門委員会の平成 30 年度の報告書によると、不適切処理画像の問題としてダイナミックレンジ圧縮が弱すぎ、強すぎといった報告があがっていた。

5.2.2. RE-Tune とは

上記の問題点を解消する機能として、コニカミノルタ社の RE Tune がある。本機能は患者ごとの被写体厚に応じた最適なダイナミックレンジ圧縮処理 (RE 処理) が自動調整されるものである。図 22 から分かるように従来の処理パラメータが固定値の画像では処理が強くコントラスト低い印象となっていた。RE-Tune をオンすることで最適化された結果、処理が抑えられ低濃度の圧縮レベルが下がり、コントラストが向上していることがわかる。処理のかけすぎや、かけなさすぎ、

ユーザー間のバラツキを減らすことができ大変有用である。(図 22)

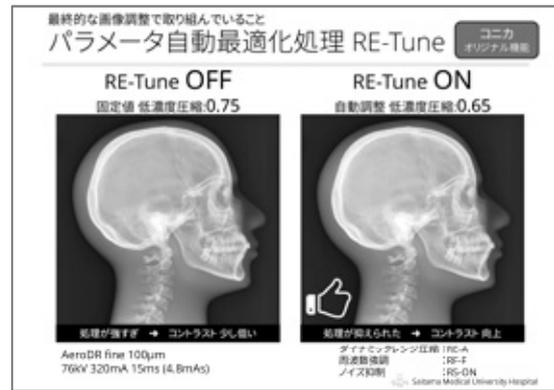


図 22 RE-Tune

5.3. FINO.XManage ～被ばく線量管理システム～

5.3.1. FINO.XManage の特徴

本システムの特徴は、線量情報と画像情報を一元管理している点である。グラフ上に逸脱したプロット (外れ値) を確認した際に直ちに画像閲覧が行える。適正線量の調査のために他システムを起動し画像を閲覧する手間は少ない。文字だけでは分からないポジショニング / 撮影範囲 / 体格等の情報を一つのシステムで把握することができる。一般撮影においては NDD 法を用いた入射表面線量の算出に対応している。あらかじめフィルタ / 照射野サイズ等を登録することで、全検査の入射表面線量が自動算出され管理することが可能となっている。

5.3.2. 最終的な画像調整への活用

最終的な画像調整とは関係ないよう感じるが、本システムを導入したことで瞬時に線量の傾向を知ることができ、この傾向を基に画像処理や撮影線量の検討を行うきっかけづくりに大きな役割を果たしていると実感している。

図 23、24 のように診断参考レベルと対比する施設値の比較はもちろんのこと、Exposure Index (線量指標) の収集も行っているため撮影項目別の Deviation index を用いた画質管理も行っている。

具体的に当院では、医師を交えた年 1 回以上の会合の他に、技師のみで毎月会合を行い、毎月の線量管理・線量記録の報告を行っている。一般撮影では日本医学放射線学会に倣い線量管理実施記

録を作成しDRLとの比較、DIの月別変動を報告し、一般撮影の最適化をすすめるきっかけづくりとしている。(図23)(図24)

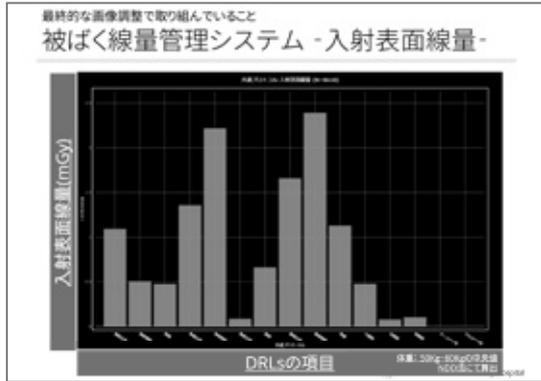


図23 FINO.XManage

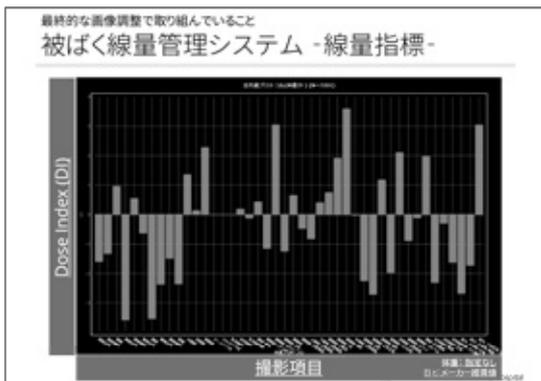


図24 FINO.XManage

5.4. 散乱線補正処理

5.4.1. 適切な処理パラメータ設定の周知

コニカミノルタ社の散乱線補正処理の名称はIntelligent Grid (IG) である。最終的な画像調整として取り組んでいる事は実際に使用した撮影条件をしっかりと適用させている点である。図25の物理評価に示す通りに「IGの設定管電圧」が「実際の撮影管電圧」と異なると、散乱線除去量が少なすぎるだけではなく粒状性の調整が過剰にかかり鮮鋭度の低下へとつながってしまったり、または散乱線除去量が多すぎてしまい、粒状性が悪くなってしまったりする事が分かった。これらの結果より当院では実際に撮影した撮影条件をしっかりと当てる必要性を周知して取り組んでいる。(図25)

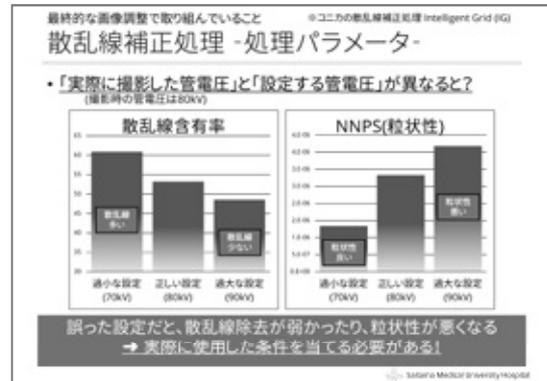


図25 散乱線補正処理の検討

5.4.2. Intelligent Grid 用 条件キーの作成

散乱線補正処理技術を使用する上での注意点として飽和(黒飛び)が挙げられる。撮影条件は現状のままで良いとするメーカーが多く見られるが、撮影部位によっては検出器に対して過線量となってしまう、画素の飽和が生じてしまうこともある。飽和を生じてしまうと取得後の画像処理では本来の情報を得ることはできない。当院ではIntelligent Grid 用条件キーを新規タブに作成し、標準体型では飽和しない線量がコンソールへ条件連動される取り組みを行っている。(図26)



図26 散乱線補正処理 (飽和線量)

6. さいごに

2020年7月に日本の診断参考レベル(2020年版) Japan DRLs 2020 が公表された。日本医学放射線学会が調査を行った専門医修練機関(学会が指定する設備基準を満たし、放射線専門医指導医が常勤する施設)ではDRとCRの割合においてDRが85%と大きな割合を占めていたと報告して

いる。この報告から分かるように、一般撮影ではほぼDR (FPD) システム化がなされており最適化が必要と考えられる。また厚生労働省の通知である「医療法施行規則の一部を改正する省令の施行等について」においても、管理・記録対象医療機器等の新規導入時買い換え時などに線量管理(関係学会の策定したガイドラインなどを参考に被ばく線量の評価および被ばく線量の最適化を行うもの)を必要に応じて見直すこととしている。一般撮影は管理・記録対象医療機器以外の放射線診療機器であるが、医療被ばくの線量管理および線量記録を行うことが望ましいとされている。

以上の背景から、今回のセミナーでは、一般撮影の被ばく線量の最適化としてDQEに基づく線量低減を題とし、CRシステムからFPDシステムへ機器更新を想定した場合のDQEに基づいた最適化プロセスの1例を述べさせていただいた。今後、当院では一般撮影を含む義務化対象外のモダリティについても継続的かつ積極的に被ばく線量の評価および最適化の検討を行っていく考えである。本稿で紹介した一般撮影におけるデジタル画像の最適化が明日からの業務の一助になれば幸いである。

7. 参考文献

- 1) 厚生労働省：
医療法施行規則の一部を改正する省令の施行等について (医政発 0312 第7号)
<https://www.jsrt.or.jp/data/bougo/>
- 2) 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME)：
日本の診断参考レベル (2020年版)
http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp.pdf
- 3) 厚生労働省：医療放射線の適正管理に関する検討会
https://www.mhlw.go.jp/stf/shingi/other-isei_436723.html
- 4) 公益財団法人 日本医療機能評価機構 医療事故情報収集等事業
<http://www.med-safe.jp/>
- 5) Evidence-Based Medicine Consult.：
<https://www.ebmconsult.com/>
- 6) 公益財団法人 埼玉県診療放射線技師会 DR計測セミナー 配布資料

「デジタル画像の最適化を目指す」

～ FUJIFILM ユーザー～

上尾中央総合病院

樋口 誠一

1. 背景

FPDの普及と画像のデジタル化に伴い、撮影画像に対してコントラストなどを調整することで被ばく線量を低減し、従来と診断能の変わらない画像を提出することが可能である。そのためには、適切な線量での撮影と画像処理を行う必要がある。そこで当院での線量管理と画像処理について紹介する。

2. 防護の最適化のために

2-1 AEC位置の検討

腰椎前（後）屈位での撮影を行う際、ポジショニングにより椎体がAEC位置に重ならず（図1）適切な線量での照射を行うことができない可能性がある。この場合AECが作用した結果、過小線量撮影となり再撮影が必要となる。

対応策として当院では、腰椎側面撮影時にAECを用いて撮影を行い、AEC作用時のmAs値を使用して前（後）屈位撮影を行っている。これにより屈曲位による体厚の変化はないため、適切な線量で撮影を行うことができる。

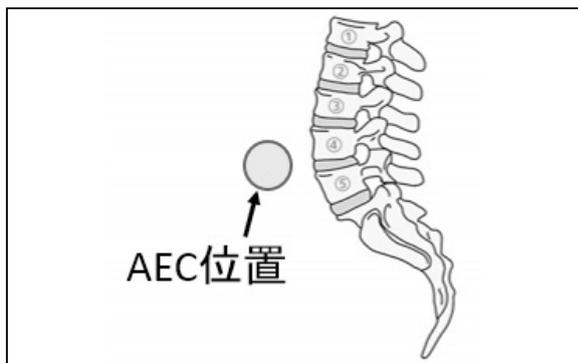


図1 前（後）屈による椎体とAEC位置の関係

2-2 ファントム実験による撮影条件検討

撮影条件を検討する際は水等価ファントムやアルミニウム板などを用いて検討を行っている。物理評価および視覚評価を適宜行い、撮影条件を検討する。

物理評価において、臨床画像に対して適用できる評価方法を判断することは非常に重要である。従来のMTFやNNPSといった物理評価は線形処理を前提としており、撮影デバイス評価に用いるため非線形処理を行う臨床画像に直接利用することはできない。臨床画像に対してはCNRなどの評価方法を選択する。昨今では臨床における撮影条件で鮮鋭性を評価するtask-based MTFなどの評価方法が検討されている。

2-3 ソフトウェアによる被ばく線量推定

当院では撮影部位ごとの被ばく線量を推定するために被ばく線量計算用ソフトウェアを使用している。前記2-2による画質検討と合わせて被ばく線量を推定し最終的な撮影条件を検討する。

2-4 DRLs2015（2020）との比較

近年、DRLs2015が発表され、当院でも線量指標として利用している。2020年夏にDRLs2020が発表されたので、現在DRLs2020との比較を行っている。測定方法についてはマニュアルを作成し、測定者の技術に依存しない線量管理を行っている。

3. 画像処理

FUJIFILM一般撮影コンソールでは、階調処理（GP）、マルチ周波数処理（MFP）をはじめ、多くの種類の画像処理を行うことが可能である。これにより撮影条件不良による画像のコントラスト不良が発生した際でも撮影条件を変更しての再撮影を行う前に、画像処理で診断可能な画像を提出できる可能性がある。各画像処理パラメータの内容を理解した上で、画像処理を行うことが重要である。

- 階調処理 (GP) : GA、GC、GT、GS
- マルチ周波数処理 (MFP):
MRB、MRT、MRE、MDB、MDT、MDE
- S値、L値

図2 画像処理パラメータ

3-1 階調処理 (GP)

階調処理は階調曲線の形状や傾きを調整することによって、画像コントラストや全体の明るさを調整する処理である。

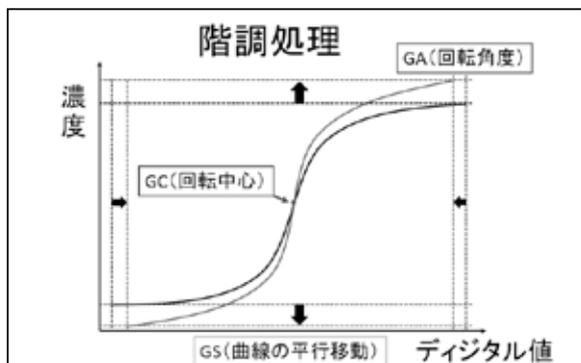


図3 階調処理パラメータ

GA (回転角度) を大きくすると階調曲線の傾きが大きくなり画像コントラストが大きくなる。GC (回転中心) を変更すると GA の階調曲線の回転中心を変更することができる。GS (平行移動) を変更することで階調曲線の位置がデジタル値上で変化し、画像全体の明るさが調整できる。GT は階調曲線の形状を示しており、例えば「a」は直線形である。当院では、画像調整時は GA、GS を主に変更している。

3-2 マルチ周波数処理 (MFP)

MFP は、周波数強調処理とダイナミックレンジ圧縮処理を統合した画像処理である。周波数強調処理 (鮮鋭化処理) とダイナミックレンジ圧縮処理 (可検域の拡大) がそれぞれ可能である。周波数強調処理を強くする場合、強調する周波数帯域 (MRB) や強度 (MRE) を調整する。

露光量が FPD のダイナミックレンジ内に含ま

れていた場合、ダイナミックレンジ圧縮処理を用いることで、画像の黒飛びや白抜けを補正することができる。肩関節正面撮影や股関節軸位撮影などは黒飛びが発生しやすく、ダイナミックレンジ圧縮処理は有用である。ダイナミックレンジ圧縮処理を調整する際は圧縮する濃度域 (MDT) と強度 (MDE) を主に調整する。ただし強度を強くしすぎると濃度反転が発生する。

MFPにおけるDR圧縮処理

MDT

白抜けした領域に対して
⇒ $A \sim D (A > B > C > D)$

黒つぶれした領域に対して
⇒ $E \sim H (H > G > F > E)$

白抜けと黒つぶれ双方に対して
⇒ $I \sim R (I > R)$

図4 MDT パラメータ

3-3 S 値 / L 値とヒストグラム

S 値は、デジタル値が 512 に相当するヒストグラム上の位置の感度指標値を示す。L 値は、デジタル値 0 および 1023 に割り当てられた X 線量の幅の対数値を示す。FUJIFILM 一般撮影コンソールでは撮影した画像のヒストグラム (濃度分布) から最適な S 値と L 値を設定する EDR という機構が導入されているが、S 値と L 値はユーザー側で任意に設定が可能である。S 値を小さくすると画像全体が明るくなり、L 値を小さくすると画像コントラストが良くなる。階調処理と異なり、S 値 / L 値による画像コントラストの調整は元画像の濃度値を変更せずにコントラストを

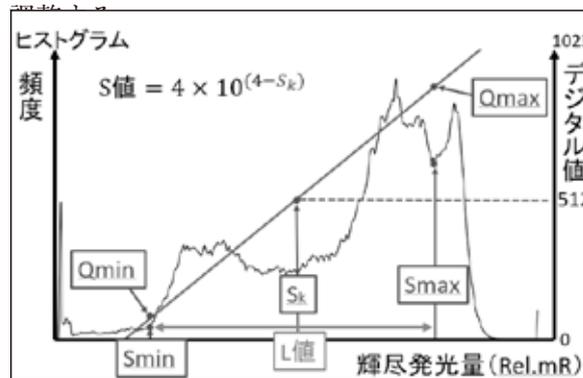


図5 ヒストグラムと S 値 / L 値

3-4 ノイズ抑制処理 (FNC)

高体厚部位に対して低線量の撮影を行うと画像上のざらつき (ノイズ) の目立った画像が生成される。画像ノイズは細部の異常影や骨折線の描出の妨げとなる。ノイズ抑制処理を行うことにより発生した画像ノイズを除去することができる。原理としては

- ①元画像に対して複数の平滑化画像を作成し、それぞれを差分する。
- ②線成分抽出処理および点成分抽出処理により周波数帯域信号を抽出する。これにより抽出された成分は骨や軟部組織などの構造物であり、ノイズ成分は抽出されない。
- ③抽出された周波数帯域信号からノイズ信号を抽出する。
- ④抽出されたノイズ信号を元画像から差分する。というプロセスを組んでいる。ノイズ抑制処理については強度 (FNE) や抽出する周波数帯域 (FFC) 等を調整することが可能である。

3-5 散乱線除去処理 (VG)

体幹部の撮影は、散乱線を除去するためにグリッドを使用する。しかし、X線発生装置の斜入により FPD に対して垂直に X 線が入射しなかった場合、グリッドの縞目が画像に現れてしまう。

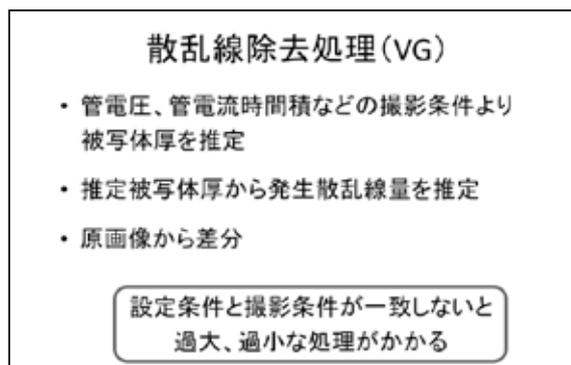


図6 散乱線除去処理の原理

またグリッドを外して撮影する場合、鮮鋭性が失われた画像となってしまいます。散乱線除去処理はグリッドを使用していない画像から散乱線成分を推定し差分することでグリッドを使用したような画像を生成することができる。散乱線除去処理の原理上、撮影時の散乱線発生量と散乱線除去処理の推定散乱線量が一致していないと過剰差分や過小差分が発生する。

3-6 最終的な画像調整のために

撮影して得られた画像に対してどのような修正を行いたいかを考える。局所の画像コントラストを改善する場合、他の領域のコントラストも担保する必要がある。当院では下記のプロセスを踏むことで画像コントラストを調整している。

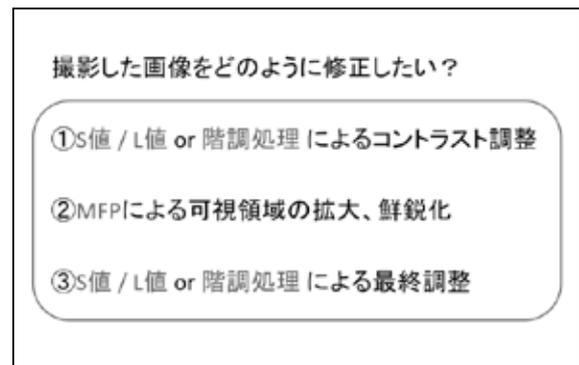


図7 画像処理過程

- ①コントラストを改善したい領域の露光量が FPD のダイナミックレンジ内にあるか確認する。
- ②鮮鋭性の調整と可検域の拡大を行う。
- ③ダイナミックレンジ圧縮処理による可検域の拡大を行った場合、画像コントラストを最後に調整する。

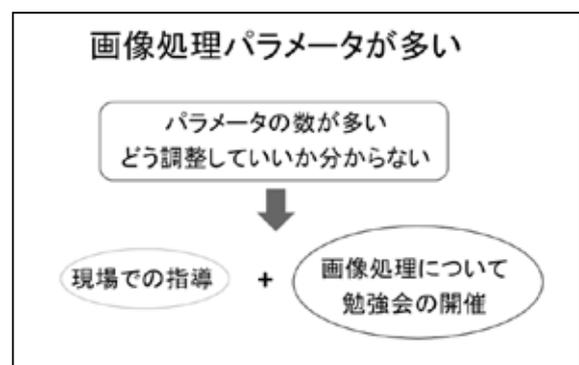


図8 画像処理取得に向けた取り組み

上記のように、FUJIFILM 一般撮影コンソールにはさまざまな特徴を持った画像処理が導入されているが、各パラメータの意味や原理を理解しておかなければ適切な処理を行うことができない。そこで当院では、画像処理について定期的な勉強会を開催するとともに、撮影現場での指導を積極的に行っている。画像処理については、調整する基準や最適な濃度の基準が撮影者の判断に依存してしまうので対応すべき課題である。

4. まとめ

当院で行っているデジタル画像の最適化に向けて行っている線量管理と画像処理を述べた。いずれの取り組みも個人で行うのは不可能であるため、当院放射線科職員全体で役割を分担し協力して取り組んでいる。今後、新たな線量指標や撮影デバイス、画像処理技術が開発・導入されることが予想されるが、当院では上記のような取り組みを継続することでデジタル画像の最適化に向けて尽力する所存である。

「デジタル画像の最適化を目指す」

～ Canon ユーザー～

済生会川口総合病院

戸澤 僚太

1. はじめに

一般撮影のデジタル化に伴い、さまざまな画像処理技術が画像の最適化を目指す上で重要となってくる。撮影線量の適正化については、DRLs 2020などのガイドラインなどを参考に、各施設で進んでいると考える。デジタル画像を評価するには、物理評価や視覚評価、臨床における医師の評価など、最適化を目指す上でのプロセスは多い。

今回は、当院で行ったデジタル画像の最適化について、Canon ユーザーの視点から紹介する。

2. 使用機器の紹介

2-1. 基本仕様

当院では Canon 社製の CXDI Wireless シリーズの CXDI-410C (フルサイズ)、CXDI-710C (半切サイズ)、CXDI-810C (大四つサイズ) を使用している。また当院では Fujifilm 社製の Calneo smart C47 も使用しており、両社の基本仕様を比較したものを示す (図1)。

	Canon CXDI-710C	Fuji Calneo smart
撮影方式	間接変換方式	間接変換方式
シンチレータ	ヨウ化セシウム(CsI)	ヨウ化セシウム(CsI)
画素サイズ	125 μ m	150 μ m
読み取り方式	Penetration side sampling (PSS方式)	Irradiation side sampling (ISS方式)
重さ	2.3kg	2.6kg

図1 両社の基本仕様

読み取り方式には、Penetration side sampling 方式 (PSS 方式) と Irradiation side sampling 方式 (ISS 方式) がある。PSS 方式は、従来のシンチレータ-TFT という配置であるのに対して、ISS 方式は Fujifilm で開発された、TFT-シンチレータの順に配置された高画質化技術である。ISS 方式は X 線入射側に受光素子が配置される

ため、発光強度が強く、減衰や散乱が少なくなるため、PSS 方式より MTF が高いとされる。Canon CXDI は PSS 方式が採用されている。

2-2. 検出器特性

新しい装置の導入に際しては、MTF や NNPS、DQE などの検出器特性を測定し、撮影線量や運用法を決定する必要がある。当院で測定した CXDI-710C の検出器特性を示す (図2、図3)。

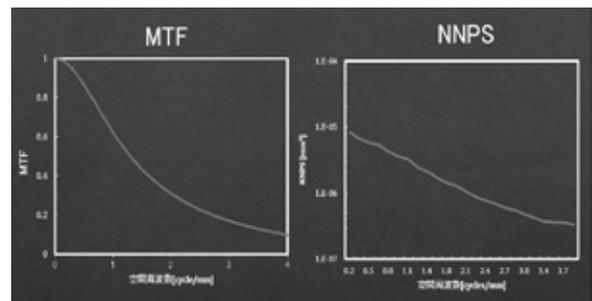


図2 CXDI-710C の MTF と NNPS

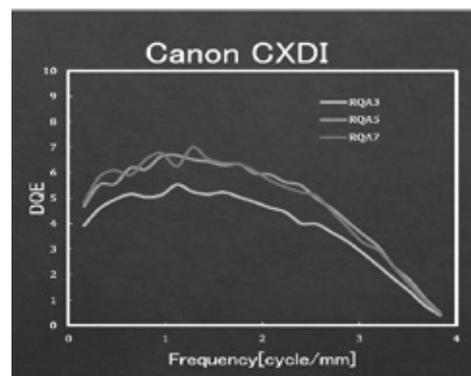


図3 CXDI-710C の DQE

本装置の導入前に使用していた CXDI-40G の DQE は約 40% であり、撮影線量は 2 ~ 3 割減で運用をしている。

3. 画像の最適化についての検討

3-1. 散乱線補正処理

散乱線補正処理技術は、散乱線を仮想的に減算

する画像処理であり、ポータブル撮影や救急の撮影など、X線の斜入に対して有用である。CXDI Wireless シリーズにも Scatter Correction for CXDI (SC) が搭載されている (図4)。導入当初は胸部・腹部撮影のみの適用であったが、その後のアップデートで全部位に適用可能となった。しかし、頭部撮影でSCを適用すると、グリッド使用時に比べ画像コントラストが不十分な印象を受けた。

そこで、コントラストブースト処理 (CB) を併用し、グリッド画像に近い画質となるよう検討を行った (図5)。



図4 Scatter Correction for CXDI (SC)

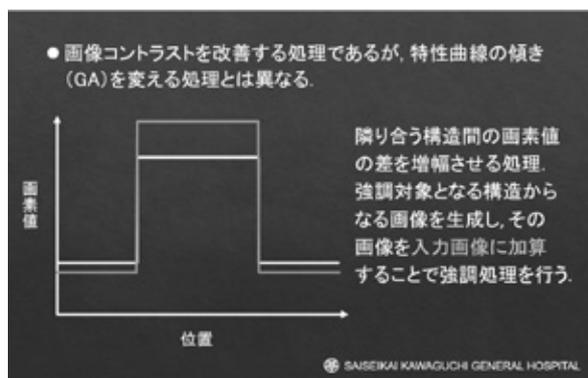


図5 コントラストブースト処理 (CB)

画像評価には、実グリッド画像をリファレンスとした画像類似度解析 (SSIM) で行った (図6)。SSIMは、元々は画像工学における可逆圧縮の画像劣化を評価する手法であり、それをX線写真に応用したものになる。関心領域を肋骨の範囲とし、SCとCBの強度 (1~10) を組み合わせ、実グリッド画像に近い画像が得られる強度値を調べた。

- 人間の画質劣化の知覚に画像構造の類似度が寄与するものとした指標。
- X,Yの2画像間で輝度値の変化,コントラストの変化,構造の変化を評価する。2つ画像が類似していれば値は1に近づく。

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)}$$

$$C_1 = (K_1L)^2 \quad C_2 = (K_2L)^2$$

$$K_1 = 0.01, K_2 = 0.03$$

SAISEIKAI KAWAGUCHI GENERAL HOSPITAL

図6 画像類似度解析 (SSIM)

SCの強度を上げることで画像コントラストは向上し、SSIMも0.91~0.96まで上昇した。SCとCBの併用ではさらに0.98まで上昇した (図7)。

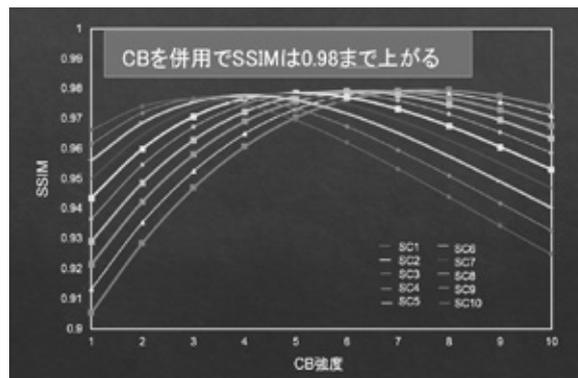


図7 SCとCB併用時のSSIMの結果

SCとCBの併用で、実グリッド画像に近い画像をことが得られることが分かった (図8)。しかし、SSIMでの評価の場合、リファレンス画像に類似しているかどうかで評価される。そのため、リファレンスより良い画像であったとしても、SSIMは低下してしまう。画像の良し悪しを評価することはできないので注意が必要である。

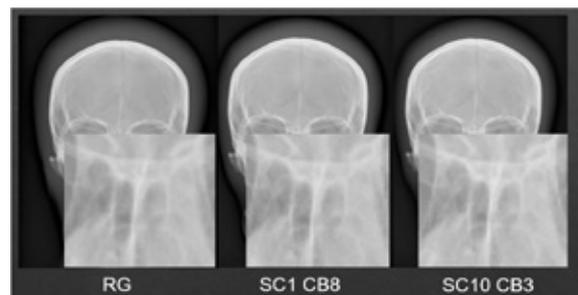


図8 実グリッド画像との比較

3-2. ノイズ低減処理

ノイズ低減処理は、散乱線補正処理同様に、各社の画像処理技術として標準的に搭載されている。各社でノイズ低減のプロセスは異なるが、ノイズを各周波数帯域に分けて抽出し、減算するという部分では大きな違いはないと考える（図9）。

Fujifilm や Konica では、ノイズ低減処理に構造体信号を保存するプロセスがあり、鮮鋭性の低下を抑える機能がある。Canon のノイズ抑制処理にも同様な機能が含まれているか評価することは必要である。

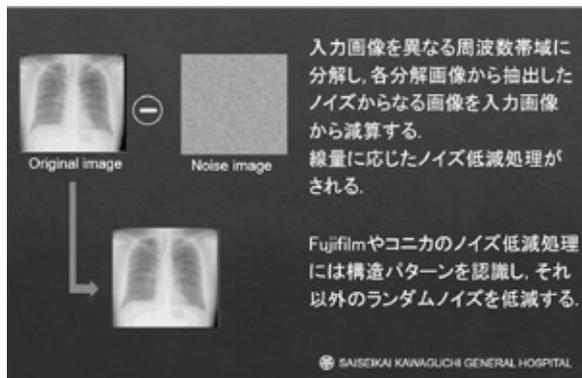


図9 ノイズ低減処理

画像評価の客観的評価法として、Task-based MTF (TTF) がある。本来、一般撮影領域における MTF は、検出器特性の評価として IEC で定められており、臨床的な評価としては使用できない。TTF は、臨床条件の下で解像特性を評価することが可能である。

Canon のノイズ低減処理の特性を把握するため、TTF および effective NPS (eNPS) を測定した（図10、図11）。

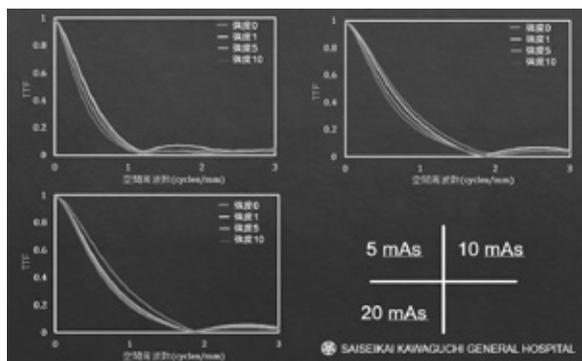


図10 TTFの結果

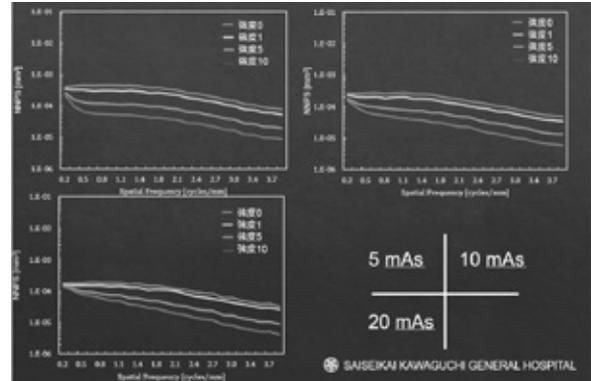


図11 eNPSの結果

被写体は腹部を想定したアクリルファントムを使用し、3種類の線量で評価した。ノイズ低減処理の強度（0～10）を変え、TTFとeNPSを評価した。

TTFは強度を上げることで低下し、ノイズ低減処理による鮮鋭性の低下が確認できた。顕著な低下ではないため、強度を上げた運用も期待できる。eNPSは強度を上げることで低下し、ノイズ特性の向上が確認できた。また線量が少なくなるほど、効果が大きくなることが分かった。ただし、線量が少なすぎると、本来のTTFが低下してしまうため、線量低減を検討する際には、カットオフ値を明らかにする必要があると考える。

TTFとeNPSからNEQを算出した場合、ノイズ低減処理の強度を上げることで、画質指標としては向上した。強度を上げた運用も期待はできるが、画像の見た目が変わってしまうため、最終的な判断は視覚評価を行うことが必要である（図12）。

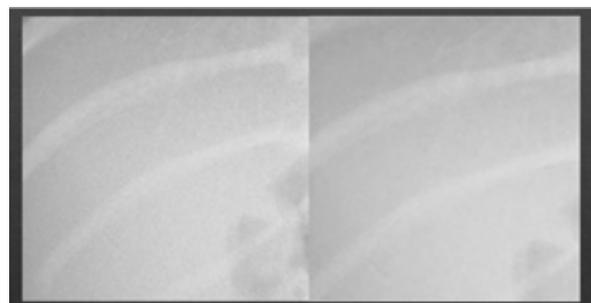


図12 ノイズ抑制処理（左：強度0、右：強度10）

3-3. 腰椎撮影の最適化について

当院の腰椎撮影では、自動露出制御機構（AEC）を使用しない撮影をしている。AECは画像濃度

を一定に保つための機構だが、ポジショニング不良や、高吸収体の存在、消化管ガスなどで不安定となる場合がある。腰椎撮影では、体厚が大きく変動する部位であり、AECは有用である。しかし、ターゲットとなる椎体が採光野から外れた場合や、スクリーや消化管ガスの存在で、AECが一定に作用しない場合もある。当院ではそのようなエラーを防止するため、腰椎撮影ではAECを使用していない。

当院の取り組みとして、体厚ごとに一定の感度指標値となるように撮影条件を決定している（図13）。

腰椎AP			
厚さ [cm]	kV	mAs	表面線量 [mGy]
15	80	8	0.5
16	80	10	0.7
17	80	12	0.8
18	80	14	0.9
19	80	18	1.1
20	80	23	1.4
21	80	25	1.6
22	80	32	2.1
23	80	36	2.4
24	80	45	3.1
25	80	55	3.9
26	80	55	4
27	80	55	4.4
28	82	55	4.6
29	84	55	5.1
30	86	55	5.7
31	90	55	5.5
32	92	55	5.9
33	94	55	6.3
34	96	55	6.6
35	98	55	6.9

図13 腰椎正面撮影の条件表

4. まとめ

今回、デジタル画像の最適化について、Canonユーザーの視点からいくつか紹介をした。撮影線量の最適化に関しては、医療法施行規則の改正に伴い、各種学会のガイドラインなどを参考に、各施設で取り組まれていると考えられる。

画像の最適化では、多くの画像処理パラメータが複雑に作用し、それぞれの特性を把握することは最適化を目指す上で必要となってくる。新しい装置の導入の際は、さまざまな画像処理の評価を行い、最適な画像を医療に提供できるよう努めていく必要があると考える。

巻頭言
告示
会告
お知らせ
第34回SART学術大会抄録集
誌上講座
特集第33回SART学術大会
秀演
賞題
者優
動本
会
さの
掲各
示支
板部
コ求
ーナ
ー人
議
事
録
動会
員
向の
役員
名簿
申F
込A
書X
ジ年
コ間
ース
ルケ

「臓器別に考える～下肢動脈～」

～下肢動脈疾患の基礎～

深谷赤十字病院

柏瀬 義倫

1. はじめに

糖尿病や高脂血症、高血圧などの生活習慣病がリスクファクターとなり、脳卒中や心筋梗塞に罹患することは周知の通りである。下肢動脈疾患も生活習慣病が原因で発症するものが大半であるが直接命に関わるものが少ないとされ、心臓や脳などの疾患に比べるとあまり重要視されていなかった。しかし、下肢虚血に伴うADLの低下や罹患者の半数以上が脳卒中や冠動脈疾患を合併しているという報告もあり、注意しなければいけない疾患である。本稿では基礎的な下肢動脈の解剖・疾患・検査について述べる。

1～5cmで深大腿動脈と浅大腿動脈に分岐する。深大腿動脈は大腿の後面を覆うようにして、貫通動脈となり、大腿の筋肉に血液を供給する。浅大腿動脈は大腿前面皮下から内側下方を走行し、内転筋腱裂孔を通り膝窩動脈となる。

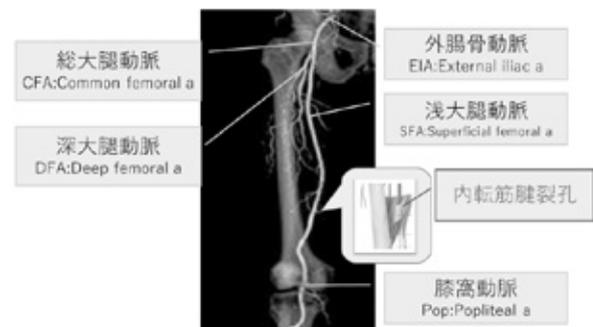


図2 大腿・膝窩動脈領域の解剖

2. 下肢動脈の解剖

2-1 腸骨動脈領域

下肢動脈は総腸骨動脈から始まる。総腸骨動脈は腹部大動脈から第4腰椎レベルで左右に分岐し、第5腰椎と第1仙椎の椎間円板のレベルで内腸骨動脈と外腸骨動脈に分岐する。内腸骨動脈は骨盤の主要な動脈であり、骨盤の筋肉や膀胱、子宮、直腸などの骨盤内臓器を栄養する。外腸骨動脈は鼠径靭帯の中央にある血管裂孔を通り大腿動脈となる。



図1 腸骨動脈領域の解剖

2-3 下腿動脈領域

膝窩動脈は、膝窩の下端に抜け、前脛骨動脈と後脛骨動脈に分かれる。前脛骨動脈は膝窩筋の下縁で始まり、脛骨と腓骨の骨間膜上部の割れ目を通して前方に向かい下行し、距腿関節の内果と外果の中間で足背動脈となる。後脛骨動脈は下腿の後ろの区域を通り、屈曲支帯の深層で内側および外側足底動脈に分かれる。腓骨動脈は後脛骨動脈の中で最も重要な太い枝で斜めに下行して腓骨に向かい、腓骨の内側に沿って走行する。

脛骨動脈から腓骨動脈を分岐するまでの間を脛骨腓骨動脈幹という。

2-2 大腿・膝窩動脈領域

大腿動脈は総大腿動脈と呼ばれ、鼠径靭帯から



図3 下腿動脈領域の解剖

2-4 足関節以下動脈領域

足背動脈は足背部の内側を通り、第1骨間隙に進入し、第1背側中足動脈と深足底動脈に分かれる。深足底動脈は足底に入り、外側足底動脈と交通し、深足底動脈弓をつくる。足背動脈から分岐した弓状動脈は第2～第4の足背中足動脈に分岐し各背側趾動脈に分かれる。なお、足背動脈は足の背側への血液供給の主体となる。

後脛骨動脈は外側足底動脈と内側足底動脈に分かれるが、外側足底動脈は内側足底動脈より大きく、深足底動脈弓をつくり、4本の底側中足動脈と3本の貫通枝を出し、足趾に大半の血液を送る底側趾動脈を作り、血液を供給する。

内側足底動脈は主に母趾側を栄養する。



図4 足関節以下動脈領域の解剖

3. 下肢動脈の疾患

下肢動脈疾患には、主幹動脈が何らかの原因で突然閉塞を起こす急性動脈閉塞症と動脈硬化などの原因により血管が細くなったり閉塞したりする慢性動脈閉塞症に分けられる。

3-1 急性動脈閉塞症

急性動脈閉塞症には、急性動脈塞栓症・急性動脈血栓症・急性動脈解離・外傷などがあるが、今回は急性動脈塞栓症と急性動脈血栓症について記載する。

①急性動脈塞栓症

急性動脈塞栓症は、心臓や大動脈あるいは末梢動脈瘤壁から血栓や粥腫が血流により下肢動脈へ飛来して動脈が閉塞する疾患である。塞栓症の原因となる塞栓源は80%が心原性とされ、心房細動などの不整脈や弁膜症、陳旧性心筋梗塞巣に由来する心内血栓が遊離して下肢動脈閉塞に至ることが多いとされている。塞栓症の場合には、下肢動脈の側副血行路が形成されていないことが多いため、症状が重症化することが多い。

②急性動脈血栓症

急性動脈血栓症は、閉塞性動脈硬化症 (ASO) や閉塞性血栓性血管炎 (TAO) などによる下肢動脈の慢性的な狭窄病変が、脱水や心機能低下に伴う末梢循環不全、粥状動脈硬化巣の破裂などにより急性動脈閉塞に至る疾患。慢性虚血により側副血行路が発達しているため塞栓症と比べ症状は緩徐に進行する。

3-2 急性動脈閉塞症の症状

急性動脈閉塞症は突然に発症する疼痛 (pain)、脈拍消失 (pulselessness)、蒼白 (pallor/paleness)、知覚鈍麻 (paresthesia)、運動麻痺 (paralysis/paresis) の症状が発生する。これらの頭文字を取って5P、または、これに虚脱 (prostration) を加えた6Pが知られている。

症状としては、突然に下肢が激しく痛み、患肢は冷たく蒼白になり、感覚が鈍くなり、麻痺して動かなくなる。神経・筋肉・皮膚の順に虚血性壊死が進んでいくため、時間がたつと筋肉硬直や水疱形成、最終的には壊疽を起こす。

3-3 慢性動脈閉塞症

慢性動脈閉塞症には、閉塞性動脈硬化症 (ASO)・閉塞性血栓血管炎 (TAO)・膠原病・高安動脈炎・ベーチェット病などがあるが、今回は、閉塞性動脈硬化症 (ASO) と閉塞性血栓血管炎 (TAO) について記載する。

①閉塞性動脈硬化症 (ASO)

閉塞性動脈硬化症 (ASO) は、血管の動脈硬化により下肢の血管が狭窄または閉塞を起こす疾患である。50 歳以上の男性で、喫煙者かつ糖尿病や腎不全、高血圧・高脂血症などがリスクファクターとなる。主に下肢動脈の血管に発症することが多く、糖尿病患者や透析患者は、特に下腿病変を合併しやすいといわれている。



図5 ASO 患者の下肢動脈

②閉塞性血栓血管炎 (TAO)

閉塞性血栓血管炎 (TAO) は閉塞性の血管炎で、TAO のほかにバージャー病やヒュルガー病ともいわれている。四肢の末梢動脈および、小静脈や皮下静脈にも血栓性閉塞を生じ、虚血を起こす。膝窩動脈や前腕動脈以下の比較的細い動脈に好発するため、足趾末端の潰瘍の発生率が高く、まれに手指にも潰瘍ができることがある。画像所見では TAO に典型的なコルクの栓抜き状や架橋状など側副血行路に特徴的な所見を示す。40 歳以下の喫煙歴のある男性に好発する。原因不明のため厚生労働省の特定疾患治療研究事業の対象疾

患の1つに指定されている。

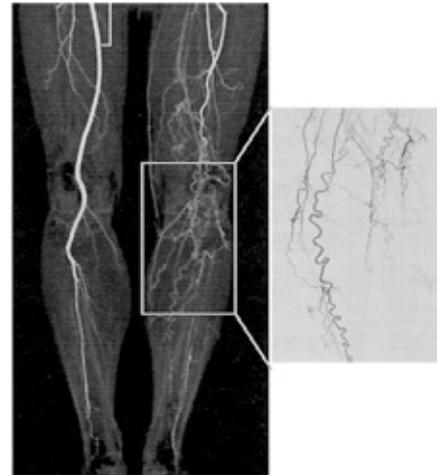


図6 TAO 患者の下肢動脈

3-4 慢性動脈閉塞症の症状

慢性動脈閉塞症は虚血が原因で生じる。虚血の進行程度に応じた症状の重症度を表現する指標として Fontaine 分類と Rutherford 分類があるが、近年では Fontaine 分類が主に用いられている。

Fontaine 分類 I 期では無症状、II a 期は軽度の間欠性跛行、II b 期は中等度～重度の間欠性跛行、III 期は安静時疼痛、IV 期は下肢の末梢に潰瘍や壊死を起こす。III 期、IV 期に相当する状態を重症下肢虚血 (CLI) という。

表1 Fontain 分類

Fontaine 分類	
病期	臨床症状
I	無症状
II a	軽度の間欠性跛行
II b	中～重度の間欠性跛行
III	安静時疼痛
IV	潰瘍・壊死

①間欠性跛行

歩行を続けると、下肢の痛みと疲労感が強くなり足を引きずるようになるが、しばらく休むと再び歩くことができるような状態になることをいう。

慢性動脈閉塞症では、下肢の血流が低下するこ

とで、筋肉に血液と酸素が十分に行きわたらず、筋肉が酸素不足をきたし脚に痛みが生じてしまう。下肢動脈の血流障害の他にも腰部脊柱管狭窄症などの脊髄神経の障害によっても間欠性跛行が起こるため鑑別が必要となる。

②重症下肢虚血 (CLI)

慢性閉塞性動脈疾患の虚血が進行し、下肢が重症の虚血状態に陥った状態。症状として2週間以上持続する安静時疼痛・潰瘍・壊死を伴い、Fontain 分類のⅢ・Ⅳ期に分類される。非常に重篤な血流障害で、保存治療のみでは予後不良で、バイパス手術や血管内治療などの血管再建術が必要とされる。

3-5 末梢動脈疾患 (PAD)

下肢動脈だけでなく、四肢動脈・頸動脈・腎動脈など、心臓・大動脈・脳の血管以外の血管に狭窄や閉塞性病変が生じ、さまざまな症状が現れる疾患を末梢動脈疾患 (PAD) という。PADの多くは総腸骨動脈以下の下肢動脈に生じ、ほとんどがASOであるため、PADはASOと同じ意味で使用されているが、最近では急性下肢虚血 (ALI) やTAOなど、広い疾患概念でPADが使用されている。PADの原因は、血管の動脈硬化のため、PAD患者の半数以上は同じ動脈硬化を原因とする狭心症や心筋梗塞、脳梗塞などを合併すると報告されている。PADが直接の原因で亡くなる方は多くないが、PAD患者全体の死亡リスクは高く、軽度のPADで2.5倍、重度のPADでは5年間で半数の方が亡くなっている。多くの原因は先述の通り、脳血管疾患や冠動脈疾患などの血管病が原因となる。

4. 下肢動脈の検査

下肢動脈の検査は主に、視診・触診、足関節上腕血圧比 (ABI)、足趾上腕血圧比 (TBI)、皮膚灌流圧測定法 (SPP)、血管エコー、CT、MRIがある。CTとMRIに関しては、別稿で概説しているため割愛する。

4-1 視診・触診

視診では皮膚の色や傷、潰瘍の有無、性状を確認する。

触診では実際に患肢を触ることで、皮膚の熱感・冷感・圧痛の有無を確認する。また、足背動脈・後脛骨動脈・膝窩動脈・大腿動脈の拍動を触知することで拍動の消失している部位から動脈の病変部位の予想も可能となる。

4-2 足関節上腕血圧比 (ABI)

ABIとは、足首と上腕の血圧の比のことで、動脈の狭窄や閉塞を評価する指標で、健常人では足首の血圧は上腕の血圧よりやや高くなっているが、下肢血管の動脈に狭窄や閉塞があると、その部分の血流が悪くなり血圧は低くなる。このことから上腕と足首の血圧を同時に測定することで血管の狭窄の程度が分かる。ABIは1.00から1.40が正常範囲で0.9以下であると末梢動脈に狭窄を疑うが、足首側に石灰化があると測定時にカフで十分に圧迫できないため、1.41以上の数値が出る場合があり、その場合は血管の石灰化を疑う。



図7 ABI測定

4-3 足趾上腕血圧比 (TBI)

TBIは、上腕と足趾の血圧の比のことで、足首の動脈の石灰化が強い場合などに測定される。糖尿病や透析患者では下腿動脈壁の石灰化が起こりやすく、ABIが正確に測定できない場合があるが、足趾動脈は石灰化の影響が少ないため、石灰化の強い症例などABIが評価困難な場合に有効となる。TBIの基準値は0.7以上であり、0.6

以下の場合には下肢動脈に閉塞や狭窄の存在を疑う。糖尿病や透析患者のような石灰化が疑われる症例では、血管石灰化による偽正常化があるため、TBIの実施が推奨される。また、TAOでは末梢動脈優位に病変が見られるため、全症例でTBIの測定が望ましい。



図8 TBI測定

4.4 皮膚灌流圧測定法 (SPP)

SPPとは、皮膚微小循環の血流を指標とした灌流圧のことで、どの程度の圧で皮膚に血流が灌流しているかを示す。検査は、足の甲や裏の皮膚にセンサープローブをあて、その上から血圧計カフを巻いて固定する。そして、カフを加圧し、皮膚表面から1~2mm程度の深さにある血液が流れはじめる圧を測定する。スクリーニングにおいては、足部の足背側と足底側を評価する。

SPPはABIと異なり、血管の石灰化の影響を受けにくく、ABIで異常値が出る場合に追加で行う。CLIの患者には必須の検査になっており、SPPが30~40mmHg以上であれば血行再建術の適応となる。



図9 SPP測定

4.5 血管エコー

エコー検査は簡便で利便性の高い非侵襲的な検査法で、造影剤を使わずにリアルタイムで病変の形態や血行動態の評価が可能な検査の反面、手技者の技量に依存してしまうデメリットがある。

下肢の血管エコーは主に、Bモード、カラードプラ法、パルスドプラ法を用いる

① Bモード

Bモードは、血管径や壁肥厚、動脈硬化性病変、プラーク形成の有無など血管性状を観察することができる。

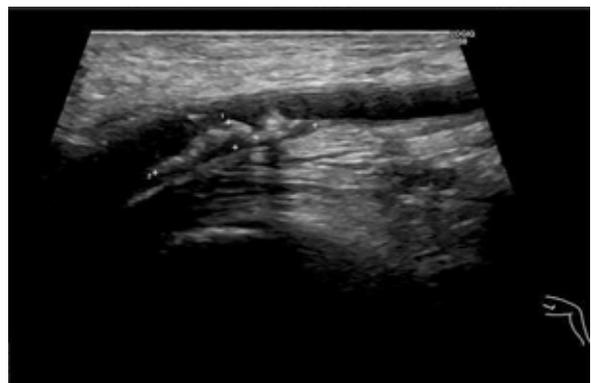


図10 Bモード画像

② カラードプラ法

カラードプラ法は原則的にプローブに向かう血流を暖色系の色、遠ざかる血流を寒色系の色で表示される。血流信号の強度や血流の方向が分かるため、閉塞部の同定や狭窄部位ではモザイクパターンとして画像化される。

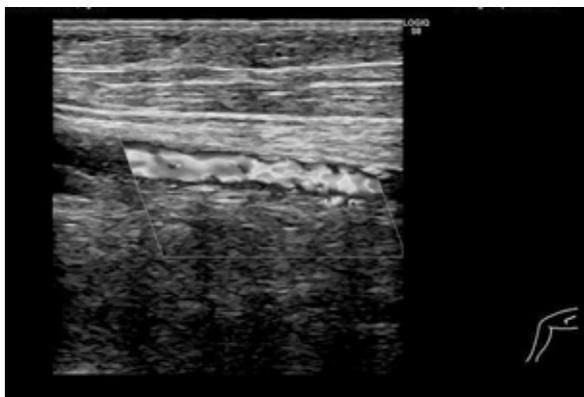


図10 カラー Doppler 画像

③パルス Doppler 法

パルス Doppler 法は、血流波形と加速血流の収縮期最高値である収縮期最大血流速度 (PSV)、立ち上がりから最高流速までの時間である収縮期加速時間 (AT) を計測する。下肢動脈の正常な血流波形は収縮期の立ち上がりが急峻で、それに続く逆流成分を伴う三角波形として観察される。PSV は 1.0m/s 前後、AT は 100ms が正常となるが、狭窄部とその直後では血流の増加と乱流が認められ、PSV が高値になる。2.0m/s を超えると有意狭窄を疑う。測定部より中枢側に狭窄がある場合、最高血流は低下し、血流波形はなだらかになる。また AT が 120ms を超えると中枢側の狭窄の存在が示唆される。

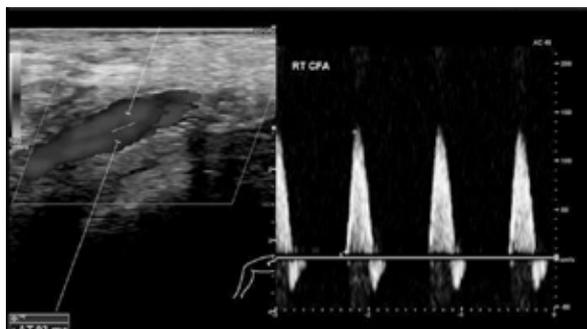


図11 パルス Doppler 画像

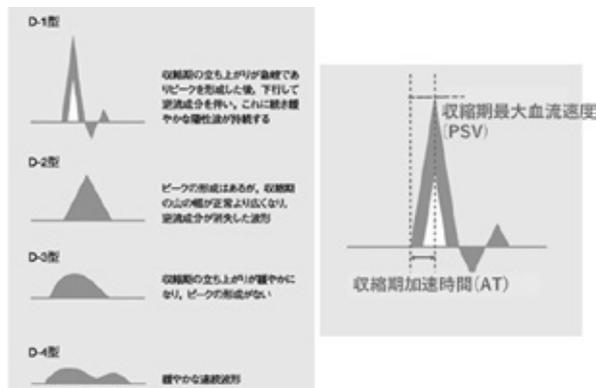


図12 血流波形と PSV、AT の評価

5. さいごに

私たちが検査・治療を行う種々の疾患において、解剖や病態のみならず、他検査のデータも理解することは、画像検査をするにあたり撮影法や画像構築の基盤にもなる。また、治療の際にも医師の要求に即座に対応することができ、より患者に寄り添った検査・治療を行えると考えている。

6. 参考資料

- ・病気が見える Vol. 2 第4版 循環器 株式会社メディックメディア
- ・末梢閉塞性動脈疾患の治療ガイドライン (2015年改訂版)
- ・臨床のための解剖学 第2版 株式会社メディカル・サイエンス・インターナショナル
- ・超音波検査法セミナー 超音波検査法フォーラム <http://www.us-kensahou-seminar.net/>
- ・フクダ電子 HP <https://www.fukuda.co.jp/>
- ・Boston scientific HP <https://www.bostonscientific.com/jp-JP/home.html>

「下肢動脈 MRI の撮像法」

～各撮像法の原理と注意点～

埼玉石心会病院

坂口 功亮

1. はじめに

今日、動脈硬化性疾患の患者が増えており、治療方針を決定する上で画像診断が行われる。画像診断には造影 CT 検査・MRI 検査・US 検査などがあるが、短時間に高空間分解能撮影できる造影 CT 検査が選択される。しかし、造影剤アレルギーや腎機能障害などがあり、造影剤を投与できない患者に対しては、非造影で血管の評価ができる MRI 検査が選択される。下肢動脈の動脈硬化性疾患である ASO (Arteriosclerosis obliterans) に対して撮像される非造影撮像法には、TOF (Time Of Flight) 法、FBI (Fresh Blood Imaging) 法、QISS (Quiescent Interval Single Shot) 法などがある。今回は、当院のルーチンで撮像している TOF 法の原理と撮像時の注意点を中心に説明をし、FBI 法についても簡単に説明する。

2. TOF 法について

2-1 原理

(a) TOF 法の特徴

TOF 法は、心電図同期を併用した 2D-Gradient Echo 法を用いた撮像方法である。撮像断面が Axial であるため、体軸方向の空間分解能が低い。また腎動脈分岐部から足関節までの広範囲撮像のため、検査時間が長くなる。しかし、後述する inflow 効果を利用して血管を描出しているため、血流情報を反映した画像が得られる特徴がある。

TOF法の特徴



- シーケンス
 - 心電図同期併用 2D Gradient Echo 法
 - inflow 効果により血流情報を反映した画像を得られる
- 撮像断面
 - Axial (Slice Thickness : 4mm / Slice gap : 1mm)
 - 広範囲を短軸で撮像するため検査時間が長い
 - 体軸方向の空間分解能が低下

図1 TOF 法の特徴

(b) inflow 効果について

inflow 効果とは、スライスに対して RF 波を複数回照射した際に、血管は血流によって新鮮なプロトンが流入することで縦磁化が維持され、組織より信号強度が相対的に高くなる現象である。図 2 にて、inflow 効果について詳細に説明する。

- ① 静磁場中の血管プロトン A と B、静止した組織プロトンの縦磁化は、同じ高さとなっている。
- ② 1 回目の RF 波をスライスに照射すると、血管プロトン A と組織プロトンが励起される。
- ③ しばらくすると、組織プロトンは縦磁化が徐々に回復する。血管内では、血管プロトン A の縦磁化が回復しながらスライスから流出する。それと同時に、上流側から新しい血管プロトン B が流入する。
- ④ 2 回目の RF 波照射直前では、組織プロトンの縦磁化は完全に回復せず、元の縦磁化 (①の組織プロトンの縦磁化) より小さくなっている。一方、血管内では新しいプロトンに入れ替わっているため、元の縦磁化 (①の血管プロトン A) と同じ高さとなっている。
- ⑤ 2 回目の RF 波を照射すると組織プロトンと血管プロトン B が励起され横磁化が生じる。その際、組織プロトンより縦磁化の大きい血管プロトン B の方が、横磁化が大きくなる。横磁化の大きさが信号強度となるため、血管の信号が相対的に高信号となる。②から⑤を繰り返すことで、組織プロトンがより抑制され、血管の信号が相対的に高くなる。

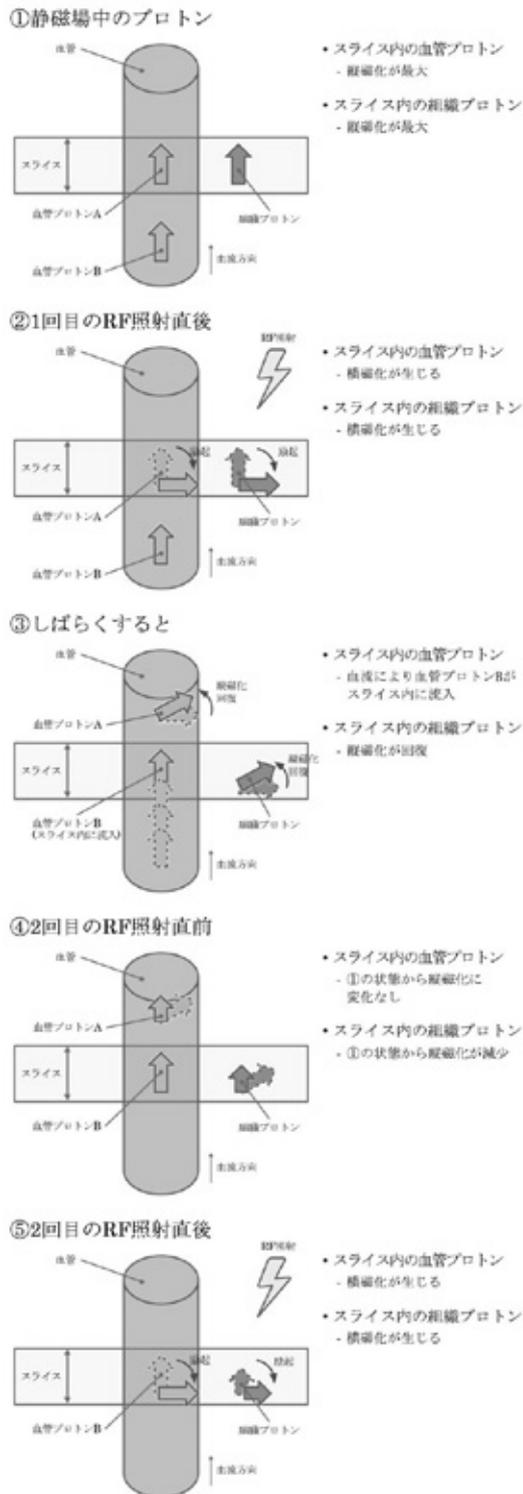


図2 inflow 効果

(c) 血流速による信号強度の変化

図3^{*1}のグラフは、血流速の違いによる血管の信号強度の変化を示す。まず、血流がない ($v =$

0) 状態では、血液の入れ替わりがなく、血管内でも静止組織と同様に RF 波を複数回経験すると信号が抑制される。次に、 $v = 0$ の状態から血流が速くなると inflow 効果が起こり、血管の信号が上昇する。全てのプロトンが流入した血液に入れ替わる血流 ($v = d/TR$) で信号強度が最大となる。Gradient Echo 法ではこれ以上の血流速でも信号強度が最大のまま維持される。このように、TOF 法は血流速に応じて inflow 効果の強さが変化し、それに伴い信号強度も変化するため血流情報を反映した画像が得られる特徴がある。

血流速の違いによる血管の信号強度

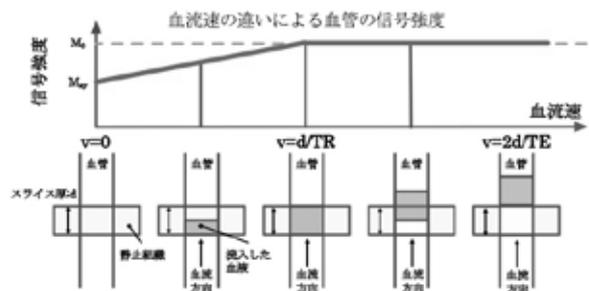


図3 血流速の違いによる血管の信号強度

(d) 心電図同期と Trigger Delay の設定

TOF 法で下肢動脈を撮像する際には、心電図同期を併用する。心電図非同期で撮像を行った場合、図4①で示すように連続性不良の画像となる。これは図5に示すように、下肢動脈領域の血管は、1心拍中で血流速が大きく変化しており、タイミングによって inflow 効果の強さが異なるためである。心電図同期を用いて一定のタイミングで撮像を行い、inflow 効果の強さをそろえることで、図4②のように信号ムラのない画像が得られる。

前述の通り、下肢動脈は1心拍中で血流速が変化しているため、被験者の血行動態に合わせて撮像を行う。設定するパラメータには、1心拍中どのくらいの時間データ収集を行うのかを決める Segment 数と、どのタイミングでデータ収集を開始するのかを決める Trigger Delay (TD) がある。Segment 数を変更した際の画像の変化を図6に示す。Segment 数7と10においては血管の描出に大きな差を認めないが、それ以上になると末梢の描出が不良となっている。これは、Segment

数が大きくなると、血流速が遅いデータがより多く含まれてしまうためである^{*2}。Segment 数は少ない方が血管の描出が良好になるが、撮像時間が延長してしまうため、検査時間とのトレードオフを考慮して決定する必要がある。

次に、Segment 数を 10 に固定し、Trigger Delay を変更して撮像を行った。図 7 で示すように、TD を変更することで血管の描出が変化している。注目したいのが TD:200ms と TD:300ms である。TD:200ms では、データ収集の前半は血流速が遅く、中盤で最大となり、後半で遅くなるような変化をしており、常に血流があるタイミングで撮像を行っている。一方、TD:300ms は、データ収集の前半は血流速が最大、中盤で遅くなり、後半で逆流をしている。TD:200ms より TD:300ms の方が、血流が悪いタイミングでデータ収集を行っているが、TD:300ms の方が良好な画像が得られている。このことからデータ収集の前半が主に血管の描出に影響していることが分かる。そのため、血管の描出を良好にするには、Trigger Delay を inflow 効果が最大となる血流速 ($v = d/TR$ 以上) になったタイミングに設定することが重要となる。

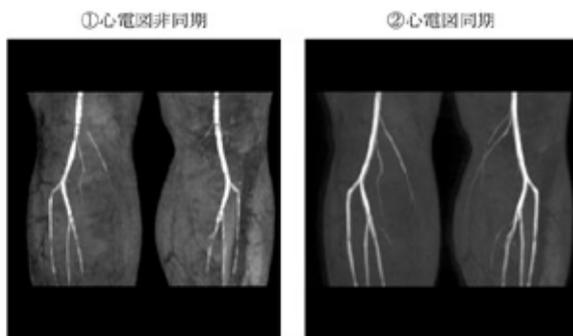


図 4 心電図非同期画像と同期画像の比較

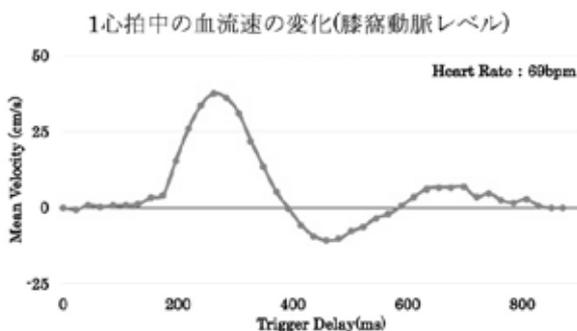


図 5 1 心拍中の血流速の変化

Segment 数を変化させた際の変化(Trigger Delay を固定)

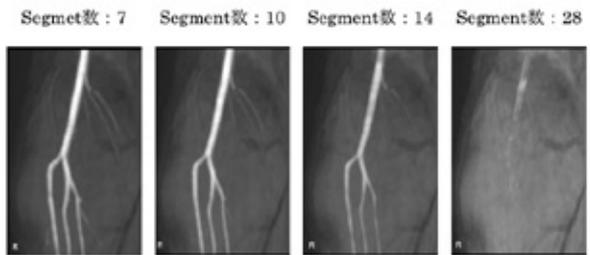


図 6 Segment 数を変更した際の画像の変化

Trigger Delay を変化させた際の変化(Segment 数: 10 で固定)

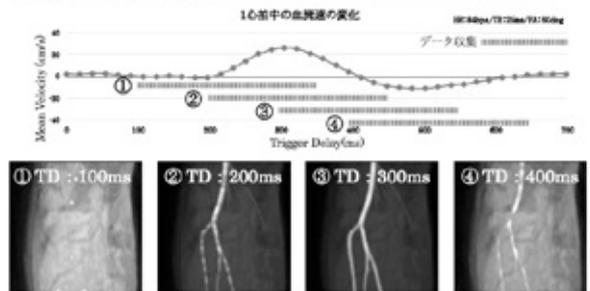


図 7 Trigger Delay を変更した際の画像の変化

2-2 撮像時の注意点

下肢動脈領域を特に工夫をせず TOF 法で撮像を行った場合、図 8-①のように、動脈と静脈が描出されてしまう。選択的に動脈を描出するためには、図 8-②で示すようにスライスの直下(尾側)に前飽和パルスを設置する。前飽和パルスを設置することで、尾頭方向に流れる静脈は、前飽和パルスを通して信号が抑制された状態でスライスに流入するため、描出されない。一方、動脈は前飽和パルスを経験せずにそのままスライスに流入するため描出される。このように TOF 法は、前飽和パルスを用いて動脈と静脈の分離を行っている。そのため、動脈を描出しているのではなく、頭尾方向に流れる血流を描出していることになる。図 9-①の↑で示すように動脈が蛇行し、部分的に血流方向が反転し尾頭方向になった場合、動脈であっても前飽和パルスにより信号が消され信号低下してしまう。このような場合、狭窄などの病変との鑑別に苦慮するが、図 9-②で示すように、後述する FBI 法を追加撮像することで改善され、鑑別が行える。

その他の注意点は、スライスに対して水平に流れる血流である。前述したとおり TOF 法は、inflow 効果を用いることで、動脈の信号を組織より相対的に高信号にして描出をしている。しかし、スライスに対して水平に走行する血管では、血管内においても RF 波を経験していない新鮮なプロトンの流入が減少 (inflow 効果が低下) し、図 10-①の↑のように信号低下してしまう。このような場合においても、図 10-②で示すように FBI 法を追加撮像することで改善される。

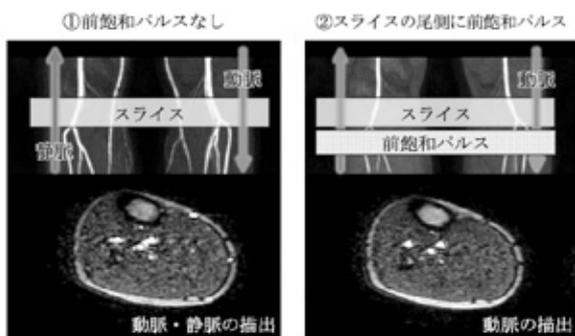


図 8 動静脈の分離

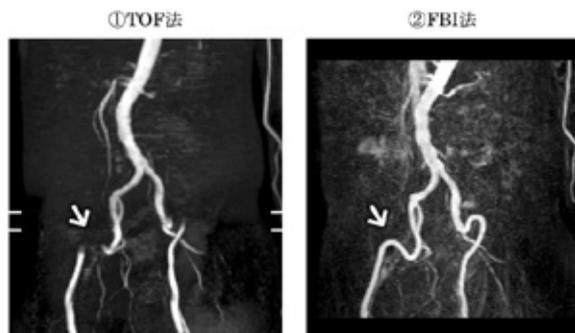


図 9 血管の蛇行による信号低下

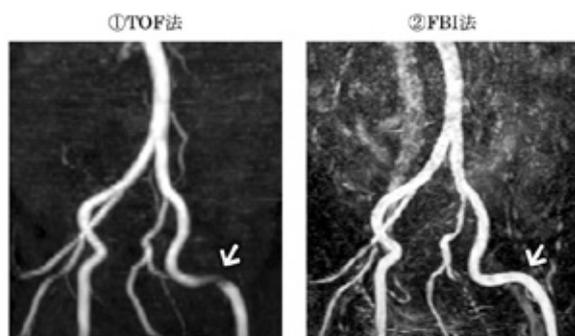


図 10 水平方向に流れる血流の信号低下

3. FBI 法について

3-1 原理

(a) FBI 法の特徴

FBI 法は、心電図同期を併用した 3D-Fast Spin Echo 法を用いた撮像方法である。撮像断面が Coronal であるため一度に広範囲の撮像が行え、TOF 法に比べて撮像時間が短縮される。また、3D シーケンスであるため、スライス方向の空間分解能が高い。血管の描出は、血流速が低下したタイミングでデータ収集を行うことで、血管内の血液を描出しているため、血流の遅い末梢血管も描出される特徴がある (図 11)。



図 11 FBI 法の特徴

(b) FBI 法の原理

FBI 法は、Spin Echo 系のシーケンスを用いている。Spin Echo 系のシーケンスは、励起パルスと再収束パルスを照射し、どちらも経験したプロトンのみが信号を出すことができる。図 12-①で示すように、ある程度の血流速がある血管が走行するスライスに対して励起パルスを照射すると、スライス内のプロトンが励起される。次に、再収束パルスを照射するまでに、励起されたプロトンがスライスから流出し、流入してきたプロトンに入れ替わってしまった場合、再収束パルスを照射しても、励起パルスを経験していないため、信号を出すことができず無信号となってしまう。このように血流速が速く、血管内の信号が消失してしまった現象を Flow void という。図 13 のグラフは 1 心拍中の動脈と静脈の血流速を示している。動脈は、1 心拍中で血流速が大きく変化している。一方、静脈は血流速がほぼ一定であり、動脈に比べて血流速が遅い。FBI 法は動脈と静脈の血流の特性の違いを利用して撮像をしてい

巻頭言
告
示
会
告
お知らせ
第34回SART学術大会抄録集
誌上講座
第33回SART学術大会
秀演賞
賞題者優
動本会
きの
掲各
示支
板部
コ求
ナ
人
議
事
録
動会
員
向
の
役員名簿
申F
込A
書X
ジ年
コ間
スル
ケ

る。まず、動脈と静脈の血流速が遅いタイミングである拡張期と、動脈の血流速が速く Flow void が発生する収縮期の2つのタイミングで撮像する。その後、動脈と静脈が描出された拡張期と、静脈のみが描出された収縮期をサブトラクションし、動脈のみを描出している。

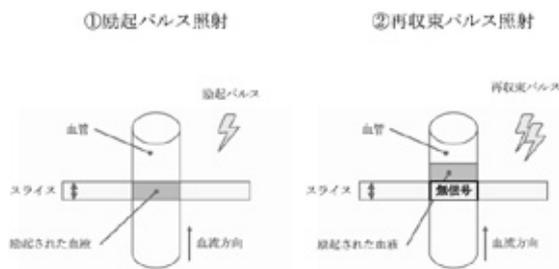


図12 Flow void

FBI法の原理

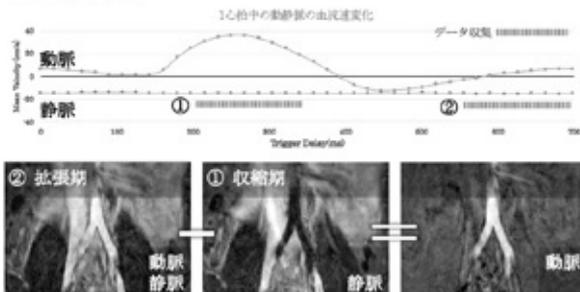


図13 FBI法の原理

(c) 撮影時の注意点

図14は、ASO疑いで下肢動脈をFBI法で撮像した症例である。前述したように、FBI法は、拡張期と収縮期どちらにおいても適切なタイミングでデータ収集を行う必要がある。この症例では、拡張期は適切なタイミングで撮像されており動脈と静脈どちらも描出されている。しかし、収縮期では、動脈と△で示す静脈の一部で Flow void が発生している。その結果、サブトラクション画像において、Flow void してしまった静脈が消えずに残っている。また、↑で示す左総腸骨動脈では、拡張期において狭窄を認めないが、サブトラクション画像では狭窄を認めている。これは、収縮期において局所的な血流低下が発生し、その部分のみ Flow void が起こらずに描出されている。そのため、サブトラクションを行うとその部分が消えてしまい、狭窄のようなアーチファクトが発生している。このように、FBI法は、被験

者の血流の影響を大きく受けるため、撮影時には注意が必要である。

FBI法の注意点

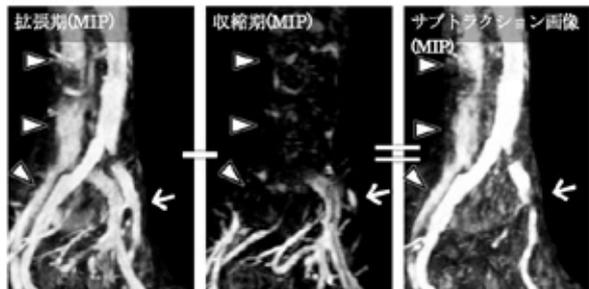


図14 FBI法の注意点

4. さいごに

今回、非造影下肢動脈MRIの撮像方法である、TOF法とFBI法の撮像原理と撮像時の注意点について説明をした。どちらの撮像方法も、被験者の血行動態によって血管の描出が変化する。そのため、オペレーターが適切なタイミングにパラメータを設定して、撮像をする必要がある。しかし、適切なタイミングで撮像を行っても、アーチファクトなどが出現してしまった場合に、対処できるように各撮像法の原理を理解しておくことが重要である。

5. 自己紹介

MRI検査に従事してから10年。勉強をする程、MRIの奥深さを感じています。さまざまな研究会やユーザー会に参加し、日々勉強中です。今後とも、よろしくお願い致します。



6. 参考文献

- ※1 学研メディカル秀潤社：決定版 MRI 完全解説 第2版
- ※2 土橋俊男：日本放射線技術学会雑誌 59 巻 9号,1112-1122 (2003)

「下肢動脈のCT」

～当院の撮影法や画像処理～

埼玉県済生会川口総合病院
鈴木 友理

1. はじめに

CT造影検査において、特に、CTA (CT Angiography) では、造影剤注入後の撮影タイミングが大変重要である。そこでBT (bolus tracking) 法やTI (test injection) 法などといった撮影タイミングの決定法があるが、下肢動脈CTAのような長い撮影範囲を有する検査では、造影剤の追い越しなどによる失敗のリスクが高い。

当院では過去に行った研究を基に、より成功率の高い下肢動脈CTAの撮影法を検討した。さらに下肢動脈では撮影法だけでなく、画像処理もその後の診断に重要となるので、今回は、当院の撮影法や画像処理について詳しく紹介する。

2. 当院の下肢動脈CTA撮影法

2-1. 研究と結果

臨床において、PAD (peripheral arterial disease: 末梢動脈疾患) が疑われる場合の下肢動脈CTA撮影は非常に有用であるが、造影剤の下肢への到達時間は患者ごとに異なり、また体内での造影剤の挙動も変化することから、しばしば失敗を経験した。そこで検査前の患者情報より得られるデータから個々の血流速度、すなわち造影剤到着時間が予測可能であれば、失敗のリスクは少なくなると考え研究を行った。

対象は、PADが疑われCT検査を施した患者20人(男性10人: 71 ± 7 歳・女性10人: 77 ± 11 歳)。方法は、腹部大動脈と下肢動脈の造影剤到達時間を測定し、造影剤到達時間とBMI (Body Mass Index)・心拍数・ABI (Ankle Brachial Pressure Index)・下肢動脈の長さ(総腸骨動脈分岐部～足関節)との相関を調べた。

ここで、造影剤到達時間の測定法について説明する(図1)。腹部大動脈の造影ピーク時間をP1

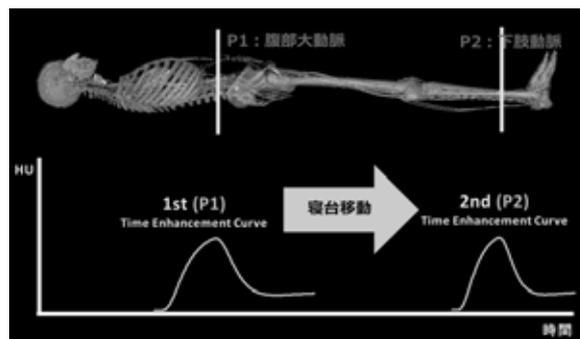


図1 造影剤到達時間の測定法

(腎動脈付近)、下肢動脈の造影ピーク時間をP2(足関節付近)と設定し、当院のテストインジェクションと同じ用量(370 mgI/3.0 mL/13 mL)にて造影剤を注入。P1測定部において造影剤のピークを確認後、速やかに寝台をP2測定部まで移動させP2を取得し、一度のテストインジェクションで2点のTEC (Time enhancement curve)を得る。

造影剤到達時間と血流速度の結果を図2に示す。造影剤到達時間は腹部大動脈で最大30秒と最少14秒、下肢動脈で最大56秒と最少22秒であった。血流速度は平均で7.2 cm/sec、最大20 cm/sec、最小3.7 cm/secと、どちらも被験者ごとに大きく差があった。また、各項目における造影剤到達時間との相関の結果を図3に示す。図より、心拍数とP1時間およびP2-P1時間において、所見の無い場合のみわずかに負の相関が見られたが、それ以外に相関は見られなかった。

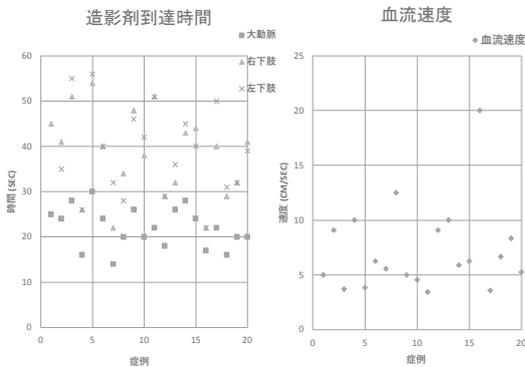


図2 造影剤到達時間と血流速度 (n = 20)

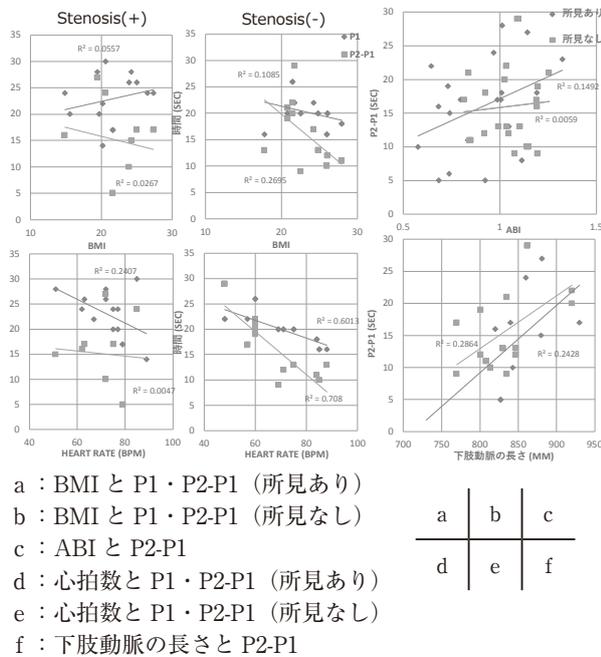


図3 造影剤到達時間との相関

2-2. 下肢動脈 CTA 撮影法の確立

今回の研究結果から、BMI・心拍数・ABI・下肢動脈の長さは、それぞれ造影剤到達時間にほぼ相関は無く、被験者ごとの血流速度を検査前に把握することは困難であった。しかし、今回用いた2点の造影剤到達時間の測定法は、個々の血流速度の把握につながるのので有用であると考えた。

研究結果と測定法を踏まえ、より成功率の高い下肢動脈 CTA 撮影法を検討する。下肢動脈 CTA 撮影が失敗する原因は、被験者ごとに異なる

血流速度と造影剤到達時間のほか、全長 1 m 以上にわたる広範囲の撮影や、末梢側の血流速度が低下する体内での血流速度変化、テストインジェクションと本番注入における TEC の差異などが挙げられる。ゆえに、これらに合わせた開始時間・撮影時間やマージンを設定した下肢動脈 CTA 撮影法の確立を目指した。

まず初めに、当院の注入条件 (370 mgI/3.0 mL/75 mL/25 秒注入) で得られる TEC を確認した。図 4 より、当院の注入条件では 100 kV において、血管 3D の描出能に十分な 300 HU が約 10 秒間持続するということが分かった。体内の血流速度は末梢側ほど低下するのに対し、寝台は等速直線運動をするため、造影剤のピークと寝台移動を完全に同期させることはできない。しかし、高い CT 値が 10 秒間持続することで、その範囲内であれば血流速度が変化しても寝台と一緒に移動し、広範囲での CT 値の担保が可能となる。

次に、撮影時間は研究で用いた測定法によりテストスキャンを行い、2 点のテストスキャンの範囲が P2-P1 秒となるようなビームピッチに調整することで、個々の造影剤到達時間に合わせる。さらに実際の撮影範囲はそれよりもやや外側に広がり、末梢ではより血流速度が低下するので、先ほどの 10 秒の立ち上がり立下り時間の前後 5 秒ずつを安全マージンとして加え、撮影時間 = (P2-P1) + 10 秒と設定することで、被験者ごとの体内血流速度の変化にも対応が可能となる。

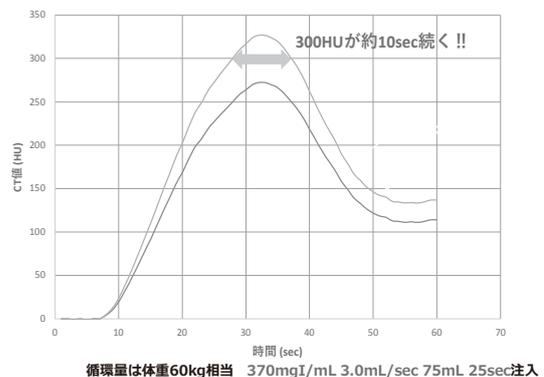


図4 TEC (100 kV と 120 kV)

図5にテストインジェクションと本番注入でのTECを示す。テストインジェクションと本番注入では、ピークに3-5秒の差があることから、撮影開始時間はテストインジェクションのP1（腹部大動脈ピーク時間）+5秒後に設定する。

以上の撮影法を用い、実際に検査を行った症例のCT値を確認する。図6より、おおむね300HUを超えるという結果が得られたことから、当院の下肢動脈CTA撮影法が確立された。

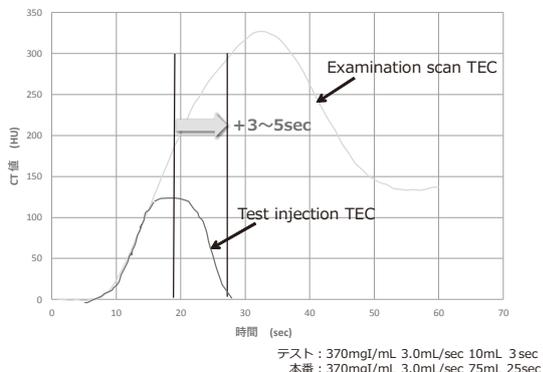


図5 テストと本番におけるTEC

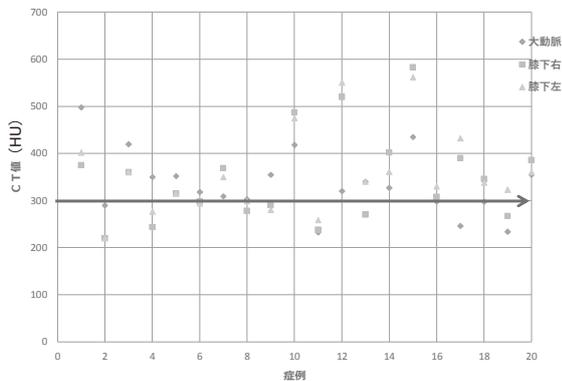


図6 CT値の測定結果 (n = 20)

3. 症例

撮影法を分かりやすく解説するために、臨床例を2つ示す。

3-1. 78歳 女性

こちらの症例は、テストインジェクションによりP1は22秒、P2は50秒であった。下肢動脈の撮影開始時間はP1 + 5秒であるため、22 + 5 = 27秒、P2-P1時間は50-22 = 28秒であり、この

ビームピッチのまま撮影範囲を広げると30秒であった。ゆえに下肢動脈CTAの撮影時間は30 + 10 = 40秒となった。

この症例は右浅大腿動脈や両側膝窩動脈に限局的な狭窄ありという診断であったが、図7よりVRやCPR、MIPから腹部大動脈～末梢の3枝血管（前脛骨動脈・後脛骨動脈・腓骨動脈）まで造影剤が均一に染まっていることが確認できる。

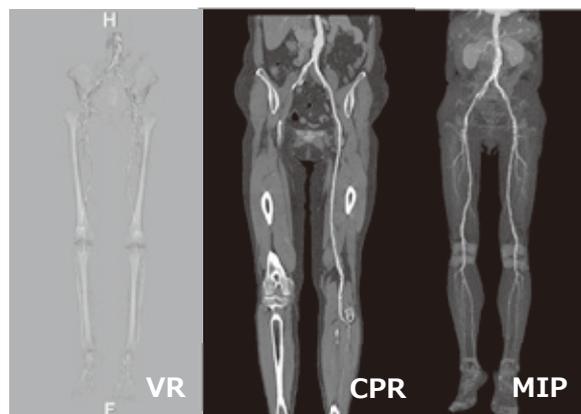


図7 症例1の処理画像

3-2. 68歳 女性

こちらの症例は、動脈硬化症により通常のテストインジェクションの測定位置では石灰化によりP2取得が困難であった。下肢動脈CTA検査をするにあたってこのようなケースはまれではなく、膝下動脈付近をP2測定位置とすることで対処している（図8）。その他の撮影法は変わらず、テストインジェクションによりP1は20秒、P2は32秒であった。ここで、下肢動脈の撮影開始時間はP1 + 5秒であるため20 + 5 = 25秒、P2-P1時間は32-20 = 12秒であり、このビームピッチのまま撮影範囲を広げると20秒であった。下肢動脈CTAの撮影時間は20 + 10 = 30秒となった。

この症例は、左総腸骨動脈に高度石灰化による狭窄と両側共に指間動脈に至るまで著明な石灰化との診断であったが、この撮影法ではこうした高度石灰化や高度狭窄の症例であっても、造影剤の流れより早くスキャンすることなく、末梢までしっかり血管を描出させることができる（図9）。

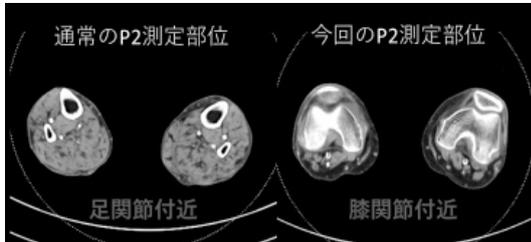


図8 P2 測定位置

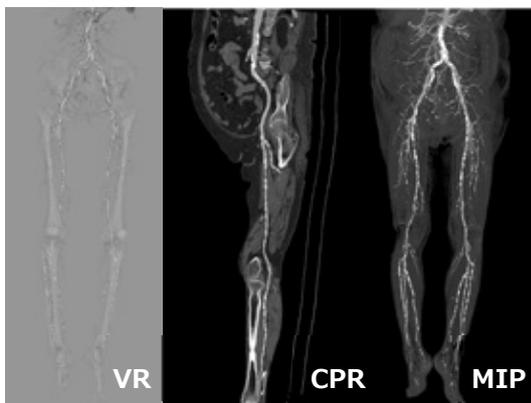


図9 症例2の処理画像

4. 画像処理と工夫点

当院では、下肢動脈 CTA の画像処理として、VR・CPR・MIP の作成をルーチンとしている。以下に VR と MIP についての工夫点を示す。

4.1. VR の工夫点

VR は ZIOstation2 (アミン株式会社) の 3D 処理モードを用いて、“骨除去”にて血管のみを抽出し、骨と重ね合わせて作成している。下肢動脈は末梢の血管まで描出が求められるが、“骨除去”の処理では特に末梢において骨と一緒に血管まで除去されてしまうことがしばしばある。そこでそうした症例に対し、当院では単純画像とのサブトラクションを行うことで、末梢まで描出されるよう工夫している (図10)。ただし、サブトラクションでは石灰化まで一緒に外れてしまうので、Axial 画像を確認しながら石灰化の復元作業が必要となる。

4.2. MIP の工夫点

MIP は CT 装置 SOMATOM Definition Flash

(SIEMENS) の Dual Energy 処理の一つである“Bone Removal (骨除去)”を用いて作成している。この処理は 2 material decomposition 法によりヨードと骨を分離しているが、その分離直線の傾きを調節することによって、症例ごとにヨードと骨が綺麗に分離され骨のみが抜けた MIP になるよう工夫している (図11)。ただし、症例2のような石灰化の多い症例では偽狭窄にみえることもあるため、そうした症例では ZIOstation2 の“G-MIP”にて石灰化を除去しつつ、その存在はわかるように描出させている (図12)。

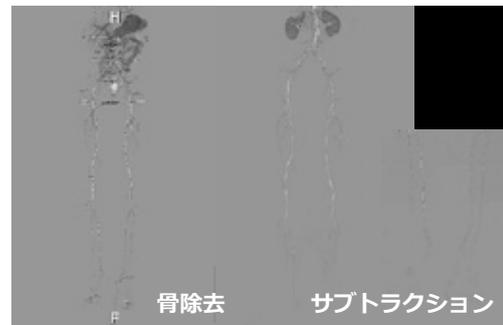


図10 末梢血管の描出

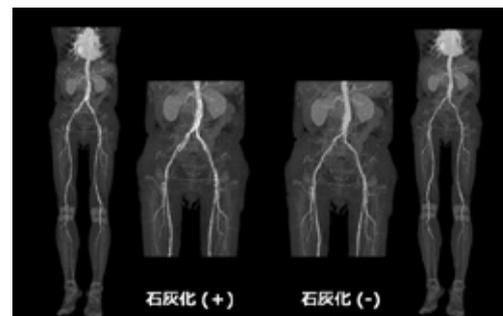


図11 Bone Removal での MIP

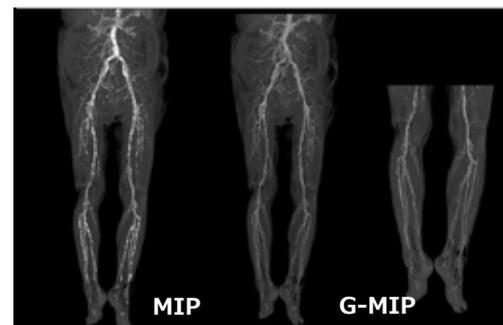


図12 MIP と G-MIP

4. まとめ

当院の下肢動脈 CTA 撮影法と、画像処理の工夫点を紹介した。今後もさらなる検討や工夫を凝らし、より精度良く診断に有用な検査が施行できるよう努めていきたいと思う。本稿が臨床において撮影・再構成技術向上の一助となれば幸いである。

参考文献

- 1) Hittmair K, Fleischmann D. Accuracy of predicting and controlling time-dependent aortic enhancement from a test bolus injection. J Comput Assist Tomogr 2001; 25: 287-294.
- 2) Kirchner J, Kickuth R, Laufer U, et al. Optimized enhancement in helical CT: Experiences with a real-time bolus tracking system in 628 patients. Clin Radiol 2000; 55: 368-373.
- 3) Klein MB, Karanas YL, Chow LC, et al: Early experience with computed tomographic angiography in microsurgical reconstruction. Plast Reconstr Surg 2003; 112: 498-503
- 4) Komatsu S, Hirayama A, Omori Y, et al: Detection of coronary plaque by computed tomography with a novel plaque analysis system, 'Plaque Map', and comparison with intravascular ultrasound and angiography. Circ J 2005; 69: 72-77
- 5) Laswed T, Rizzo E, Guntern D, et al: Assessment of occlusive arterial disease of abdominal aorta and lower extremities arteries: value of multidetector CT angiography using an adaptive acquisition method. Eur Radiol 2008; 18: 263-272
- 6) Kock MC, Dijkshoorn ML, Pattynama PM, et al: Multidetector row computed tomography angiography of peripheral arterial disease. Eur Radiol 2007; 17: 3208-3222
- 7) Sun Z, Almutairi AM: Diagnostic accuracy of 64 multislice CT angiography in the assessment of coronary in-stent restenosis: a meta-analysis. Eur J Radiol 2010; 73: 266-273
- 8) Kock MC, Adriaensen ME, Pattynama PM, et al: DSA versus multi-detector row CT angiography in peripheral arterial disease: randomized controlled trial. Radiology 2005; 237: 727-737
- 9) Fleischmann D: CT angiography: injection and acquisition technique. Radiol Clin North Am 2010; 48: 237-247

「臓器別に考える ～下肢動脈～」

～下肢動脈疾患の治療について～

上尾中央総合病院

石田 隼斗

1. はじめに

下肢動脈疾患の治療に関して、2009年に末梢動脈閉塞疾患の治療ガイドラインが制定されてから、今日まで治療が行われてきた。下肢動脈疾患の治療に携わる上で、必要な事柄をまとめたので紹介する。

2. 下肢動脈疾患の治療について

2-1 略語の理解

下肢動脈疾患の治療に携わる上で、理解しないといけないことは、略語を理解することである。以下に、治療手技中に用いられることが多い略語をまとめた。

①手技名

- ・EVT 血管内治療
(Endovascular Treatment/Theraphy)
- ・下肢 PTA 経皮的血管形成術
(Punctaneous Transluminal Angioplasty)
- ・PPI 経皮的末梢血管形成術
(Punctaneous Peripheral Intervention)

②疾患名

- ・ASO 閉塞性動脈硬化症
(Arteriosclerosis Obliterans)
- ・CLI 重症下肢虚血
(Critical Limb Ischemia)
- ・PAD 末梢動脈疾患
(Peripheral Arterial Disease)

③血管名

- ・CIA 総腸骨動脈
(Common Iliac artery)
- ・CFA 総大腿動脈
(Common Femoral artery)
- ・DFA 深大腿動脈
(Deep Femoral artery)

- ・SFA 浅大腿動脈
(Surface Femoral artery)
- ・Pop A 膝窩動脈
(Deep Femoral artery)
- ・BK 領域 膝下領域
(Blow the Knee)
- ・ATA 前脛骨動脈
(Anterior Tibial artery)
- ・PTA 後脛骨動脈
(Posterior Tibial artery)
- ・PA 腓骨動脈
(Peroneal artery)

手技名・疾患名・血管名に分けたが、この他にもさまざまな略語が存在する。これらは一部であるが、必ず覚えておくべき略語である。

2-2 EVT の適応

EVTを行う上で、TASC分類を用いて、病態の分類を行って、治療を行っている。次にTASC分類を紹介する。

①大動脈腸骨動脈病変

- ・TypeA 病変

CIA や EIA に片側もしくは両側に 3cm 以下の短い単独狭窄がある場合は、TypeA 病変と分類する。

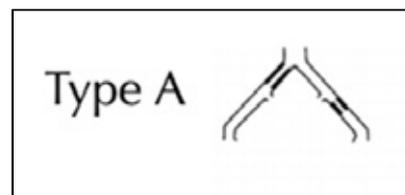


図1 Type A 病変

・ Type B 病変

腎動脈下部大動脈の 3cm 以下の短い狭窄、片側の CIA の閉塞、CFA には及んでいない EIA での 3～10cm 単独あるいは多発狭窄・内腸骨動脈・CFA を含まない片側 EIA の閉塞などを Type B 病変と分類する。

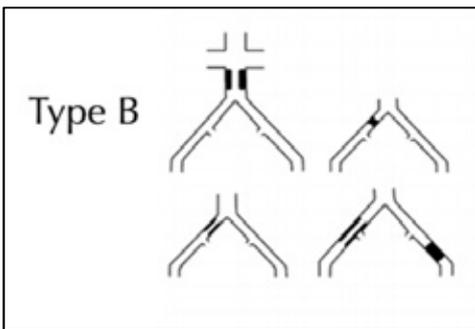


図2 Type B 病変

・ Type C 病変

両側の CIA 閉塞、CFA には及ばない両側 EIA の 3～10cm の狭窄、CFA に及ぶ片側 EIA の狭窄、内腸骨動脈および CFA 起始部の片側 EIA の閉塞、または片側 EIA の重度の石灰化閉塞を Type C 病変と分類する。

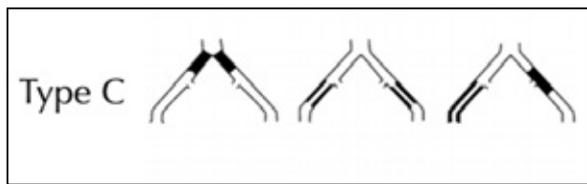


図3 Type C 病変

・ Type D 病変

腎動脈下部大動脈腸骨動脈閉塞、治療を要する大動脈および腸骨動脈のびまん性病変、片側 CIA、EIA および CFA を含むびまん性多発性狭窄、CIA および EIA 両方の片側閉塞、EIA の両側閉塞、治療を要するがステントグラフト内挿術では改善が見られない AAA 患者、あるいは大動脈または腸骨動脈外科手術を要する他の病変を持つ患者の腸骨動脈狭窄のことを Type D 病変と分類する。

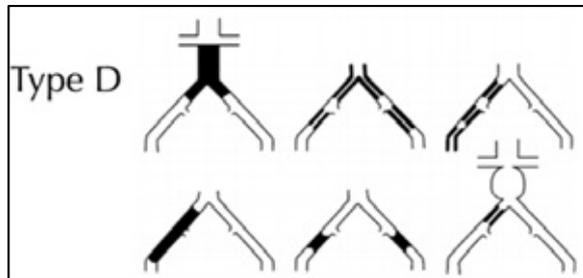


図4 Type D 病変

大動脈腸骨動脈では、Type A 病変・Type B 病変では、血管内治療が第一選択とされ、Type D 病変では、手術でバイパス治療が第一選択とされている。Type C 病変は、バイパス治療が推奨されるが、患者のリスク・手術成績などを考慮し、手術か血管内治療を選択することが重要である。

②大腿膝下動脈病変

・ Type A 病変

10cm 以下の単独狭窄、5cm 以下の単独閉塞の

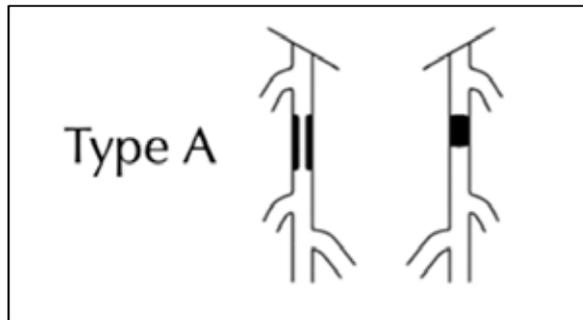


図5 Type A 病変

・ Type B 病変

多発性のもので狭窄や閉塞がそれぞれ 5cm 以下のもの、膝窩動脈、膝下動脈を含まない 15cm 以下の単独狭窄や閉塞、末梢バイパスの流入を改善するための脛骨動脈に連続性を持たない単独病変や多発性病変、膝窩動脈の 5cm 以下の重度の石灰化閉塞のことを Type B 病変と分類する。

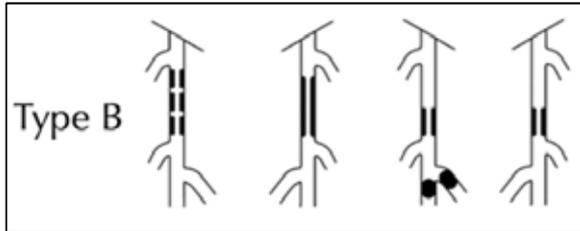


図6 Type B 病変

・ Type C 病変

全長が15cmを超える多発性狭窄または閉塞で、重度の石灰化があるかどうかは問わないものの、2回の血管内インターベンション後に治療を要する再狭窄または閉塞のことを Type C 病変と分類する。

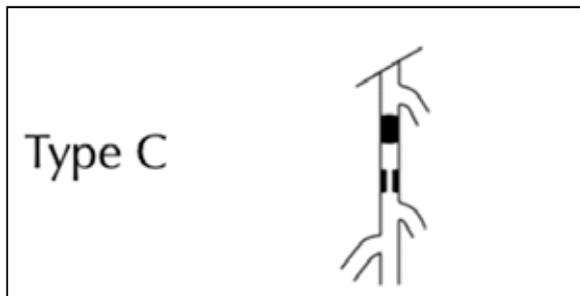


図7 Type C 病変

・ Type D 病変

CFA または膝窩動脈を含む SFA で20cmを超える慢性完全閉塞、膝窩動脈および近位三分岐血管の慢性完全閉塞のことを Type D 病変と分類する。

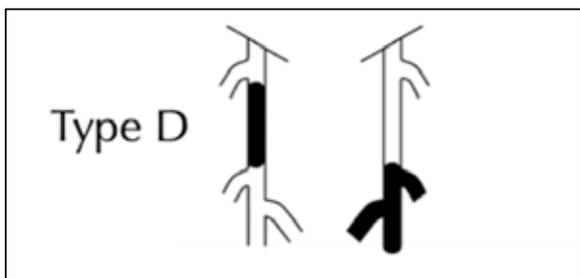


図8 Type D 病変

大腿膝下動脈でも、適応自体は大動脈腸骨動脈領域と同じで、Type A 病変、Type B 病変は血管内治療、Type D 病変はバイパス術、Type C 病変はリスクが高くなければバイパス術だが、患者のリスク、手術成績等を考慮し、選択することが重要である。

2-3 疾患別の EVT の適応

① ASO

ASO は、症状がある場合とない場合で治療方針が異なる。症状がない場合は基本的に病変に対する血行再建の適応がない。治療としては、生活習慣の改善を含めた動脈硬化性疾患の発病予防と進行抑制を行う。具体的には運動療法と薬物療法が代表的である。

次に症状がある場合である。症状として、間欠性跛行がある。間欠性跛行とは、しばらく歩くと下肢のだるさや痛みなどのために歩けなくなり、少しの間休むと再び歩けるようになる症状のことをいう。症状を有する ASO 患者の70～80%が間欠性跛行を主訴とする。初期の治療としては、無症状の患者と同じで、運動療法と薬物療法が推奨されるが、それでも症状の改善が乏しい場合、血行再建が適応となる。

以下に、血行再建の条件を示す。

【患者背景】
<ul style="list-style-type: none"> • 跛行によって、日常生活もしくは患者にとって重要な活動が阻害されていること • 良好な治療効果と予後が予測されること • 運動を制限するような他の疾患（狭心症や慢性閉塞性肺疾患など）を有さないこと
【他治療の結果と治療の選択】
<ul style="list-style-type: none"> • 運動療法や薬物療法によっても跛行改善効果が不十分であったこと、もしくは不十分と予測されること
【病変形態】
<ul style="list-style-type: none"> • 低いリスクで実施でき、長期開存が期待できる解剖学的形態であること

図9 間欠性跛行患者の血行再建適応条件

血行再建をする場合は、患者にとってのリスクを最小限にし、良好な治療効果が得られることが重要である。

・大動脈-CIA 領域

Type A から Type C は EVT が第一選択となる。EVT において、ステント治療と POBA のみの選択において、STAG trial (2013) で、POBA の合併症の頻度が多く中断されたこと、初期成功率、長期開存率を考慮し、ステント治療が優先されることが多い。

・SFA-Pop-A 領域

Type A から Type C には、EVT が第一選択となる。この領域では POBA のみで再狭窄率が 40 ~ 60% と高く、ステント治療が優先されることが多い。

・BK 領域

間欠性跛行の改善を目的とした EVT は推奨されていない。後にも出てくるが、BK 領域の治療は CLI に限定される。

② CLI

CLI とは慢性動脈閉塞による下肢の重症虚血のことで、安静時疼痛または潰瘍・壊死を伴い、血行再建なしでは下肢の組織の維持や疼痛の解除が行えない病態のことをいう。CLI 患者は糖尿病を有することが多く、維持透析を行っている患者も多い。また神経症状を伴う糖尿病患者は虚血による疼痛を自覚しにくく、創や潰瘍の発見が遅れるしまうこともある。

・大動脈-CIA 領域、SFA-Pop-A 領域

適応病変や手技に関しては ASO の場合と同じである。

・BK 領域

先にも出たが、この領域は CLI に限定されており、またステント治療が適応外であるため、基本的には POBA による治療が標準である。3 カ月以内での再狭窄率は約 70% と報告されており、外科バイパス術が困難な患者に限り、EVT は妥当であるとされている。また広範囲な閉塞病変が多く、足関節領域の動脈（足背動脈・脛骨動脈）から穿刺し、逆行性にアプローチして、EVT を施行する場合もある。

③急性下肢動脈閉塞

突然下肢の血流が減少することで、迅速、的確な診断と適切な治療を行われなければ下肢壊死や虚血再灌流障害を併発し、腎不全・呼吸不全・循環不全などの多臓器障害により、死に至る可能性のある重篤な疾患である。

以下に重症度分類を示す。

重症度クラス	予後	再建		ドパフ使用	
		感覚消失	筋力低下	動脈	静脈
I. 救済可能	即時には救済なし	なし	なし	救済可能	救済可能
II. 救済的					
a. 壊死型	ただちに治療すれば救済可能	軽度（浮腫のみ）またはなし	なし	（しばしば）救済不能	救済可能
b. 即時型	即時の血行再建により救済可能	足趾以外にも、安静時疼痛を伴う	軽度~中等度	（通常は）救済不能	救済可能
III. 不可逆的	広範囲な組織壊死または恒久的な神経障害が不可逆	感覚-感覚消失	重度~重度（壊死）	救済不能	救済不能

図 10 間欠性跛行患者の血行再建適応条件

急性下肢動脈閉塞診断された場合、即時にヘパリンを投与して、治療方針を決定しなければならない。組織の変化を考慮し、ゴールデンタイムである 6 時間以内に治療方針を決定する。

・治療方法

①外科的血栓除去

フォガティカテーテルを直接閉塞した血管の中に挿入し、そこでバルーンを膨らませた状態で、引き抜いてくることにより、血栓を除去する治療法である。

② CDT (Catheter-directed thrombolysis)

多孔式のカテーテルを血管内に留置し、そこから 4 時間でウロキナーゼ 24 万単位を動注し、血栓を溶解させる治療法である。

3. さいごに

これまで下肢動脈治療について、適応や治療方法などを示してきた。治療に携わる上で、知っておくべき事柄であるため、これらのことを頭に入れて、治療に携わってほしいと考える。

4. 参考文献

- ・末梢閉塞性動脈疾患の治療ガイドライン (2015 年改訂版)