

「一般撮影領域の DRL」

～診療放射線技師として DRL を活かす～

上尾中央総合病院

滝口 泰徳

1. はじめに

近年、医療分野における放射線を利用した検査は急速に増え、医療放射線被ばくも増加している。

われわれ診療放射線技師が業務を行う上で、診断に有用な画像を提供することは当然のことであるが、常に患者を被ばくさせているということを念頭に置き、より少ない被ばく線量で検査に臨まなければならない。

2015年6月にJ-LIMEより診断参考レベルが公表された（通称DRLs2015あるいは診断参考レベル2015）。これはわが国の医療被ばくの実態把握を行うとともに、医療被ばくの適切な防護体制を構築するためである。DRLs2015への理解を深め各施設で撮影線量を見直すことは急務である。

本稿では、一般撮影領域のDRLと、埼玉県内での調査結果について報告する。

2. DRLの意義

2-1 DRLの基本概念

J-LIMEの報告によると、ICRPは、DRLを「調査のためのレベルの一種であり、容易に測定される量、通常は空気中の吸収線量、あるいは単純な標準ファントムや代表的な患者の表面の組織等価物質における吸収線量に適用される」と定義している。またこのDRLの意義として最も強調すべき点は、線量限度ではないということ、そして優れた診療と劣った診療の境界ではないということである。線量限度は、超えてはならない線量値であるが、DRLは、臨床的な必要性があれば超過してもよい。また職業被ばくの線量限度とは異なり、DRLは個々の患者の被ばくを制限するものではない。なぜなら患者の体重や体格により、標準的患者よりも高い線量が必要とされる場合があるからである。異常に高い線量を用いている施設を特定し、最適化のプロセスを推進するためのツールである。DRLを活用する上で常に上記事項を念頭に

置いておかなければならないとしている。

2-2 DRLの設定方法

診断参考レベルの設定はICRP Pub.105に明記されている下記の5項目を順守する必要がある。

- I. X線画像診断、核医学診断に適用され、放射線治療には適用されない
- II. 理想的には一般的な防護の最適化の結果でなければならない
- III. 一般的な医療画像撮影において、正当化できない高い値または低い値の頻度を減らすことで、地域、国、施設における測定結果を改善するためのもの
- IV. 現実的には調査した線量分布のパーセントタイル値として設定される
- V. 国の保護、放射線防護当局と共通して医学団体によって設定されるべきである

一般撮影領域では、浅田らの報告にある、X線診断時に患者が受ける線量の調査研究（2011）による線量評価、日放技学誌69（4）、371-379を基に、線量分布の75パーセントタイル値を指標としてDRLの値を設定している。

3. 一般撮影領域のDRL

3-1 一般撮影領域のDRL

図1に今回公表された一般撮影領域のDRLについて示す。線量指標として入射表面線量を採用し、単位はmGy、標準体格（推定に用いた被写体厚）、および照射野サイズは図2に示す通りである。調査結果からデジタル装置（CRとFPDを含む）の普及施設は96%であり、フィルム／スクリーン系装置はほとんどないことが示されている。従って、デジタル装置が主流であることから、DRLs2015はデジタル装置データのみを用いて設定された。

Examinations	Entrance surface dose (mGy)
Skull	3.0
Lateral of the Skull	2.0
Cervical spine	0.9
Thoracic spine	3.0
Lateral of the thoracic spine	6.0
Chest P→A	0.3
Abdomen	3.0
Lumbar spine	4.0
Lateral of the lumbar spine	11.0
Pelvis	3.0
Femur	2.0
Ankle joint	0.2
Forearm	0.2
Guthmann	6.0
Martius	7.0
Infant chest	0.2
Child chest	0.2
Infant hip joint	0.2

図1. 一般撮影のDRLの値

Examinations (direction)	Subject thickness	Field size		
		Long axis	Short axis	
(cm)				
Skull	P→A, A→P	19	25	20
	lateral	16	25	20
Cervical spine		12	15	8
Thoracic spine	A→P	20	35	10
	lateral	30	30	10
Chest	P→A	20	35	35
Abdomen		20	45	35
Lumbar spine	A→P	20	30	10
	lateral	30	30	15
Pelvis		20	45	35
Femur		15	45	15
Ankle joint		7	20	12
Forearm		5	25	10
Guthmann		30	45	35
Martius		30	45	35
Infant chest		10	25	20
Child chest		15	30	25
Infant hip joint		7	20	15

図2. 推定に用いた被写体厚および照射野

3-2 自施設での測定について

線量測定には撮影線量測定機器として電離箱や半導体検出器を用いた実測が望まれるが、測定機器を所有していない施設も多くある。測定機器を所有していない施設については、貸し出し線量計の活用、もしくは公益社団法人茨城県診療放射線技師

会が配布している Numerical dose determination (NDD) 法や、それを発展させた Estimation of Patient Dose in diagnostic X-ray examination (EPD)、モンテカルロ法を用いた市販ソフトウェアの PC program for X-ray monte carlo (PCXMC) などを利用し、線量推計を行い、DRL 値と比較することが望まれる。

4. 埼玉県における一般撮影領域のDRL調査

4-1 調査について

第31回日本診療放射線技師学術大会の関連学術企画「診断参考レベル(DRL)の導入と活用方法を探る」で報告した際に、埼玉県内における各施設の現状を把握するためDRLs2015で公表された撮影部位に、ポータブル胸部を追加して調査を行った。

本執筆に当たり、埼玉県の会員に再度報告するとともに、協力をいただいた関係各位、アンケートの回答を頂いた施設の方々に心から感謝する。

4-2 調査方法

調査はアンケート形式で行い、アンケートの配布方法は多くの施設からの回答を得るため、埼玉県診療放射線技師会理事より、各支部理事へメールによる電子配信を行い、さらに各施設へ配信した。アンケートの内容は各撮影部位の入射表面線量とし、胸部正面とポータブル胸部に関しては、FPDやCRの普及率を把握するため、使用している装置についても調査を行った。自動露出機構を使用している撮影部位に関しては、標準体型の患者撮影時における、5人以上の平均値を記入することとし、線量測定に関して、実測できない施設に関しては、推計ソフトを使用し算出した値を使用した。

4-3 調査結果

今回の配布方法では配布施設数が把握できないため、回答率は不明であるが、回答を得られた施設数は42施設であった。

図3に調査結果より得られた各撮影部位における埼玉県の75パーセントタイル値と、DRL値を示す。この結果だけを見るとDRL値と多少の上

下はあるものの、大きく外れてはいないことがわかる。

	埼玉県75%値	DRLs	
頭部正面	2.38	3.0	79%
頭部側面	1.55	2.0	78%
頸椎	0.74	0.9	82%
胸椎正面	2.66	3.0	89%
胸椎側面	5.18	6.0	86%
胸部	0.24	0.3	81%
腹部	2.08	3.0	69%
腰椎正面	3.83	4.0	96%
腰椎側面	9.59	11.0	87%
骨盤	2.39	3.0	80%
大腿部	1.55	2.0	77%
足関節	0.24	0.2	119%
前腕部	0.15	0.2	75%
グースマン法	7.56	6.0	126%
マルチウス法	7.41	7.0	106%
0歳胸部	0.17	0.2	86%
3歳胸部	0.19	0.2	93%
乳幼児股関節	0.16	0.2	80%
ポータブル胸部	0.40	-	-

図3. 埼玉県の75パーセントタイル値

次に各部位の詳細をグラフで示す(図4)。3つのグラフはY軸のレンジを0~25mGy、0~8mGy、0~1mGyと変えたもので値は同様である。またグラフ内の太い横線は今回公表されたDRLの値を示している。最大値を見ると、多くの部位でDRLの2倍近い入射表面線量になる撮影条件で撮影されていることが分かる。次に最低値を見るとDRLの値に対して1/4程度の入射表面線量で撮影されていることが分かる。

図5には、胸部正面撮影とポータブル胸部撮影におけるFPD普及率と、それぞれのFPD、CRの入射表面線量の平均値を示す。ポータブル胸部撮影に比べ、胸部正面撮影の方がFPDの普及率が高く、それぞれの部位でFPD、CRを比較すると、FPDの方が低い線量で撮影されており、FPDとCRのどちらの装置を使用しても、胸部正面撮影の方が低い線量で撮影されている。

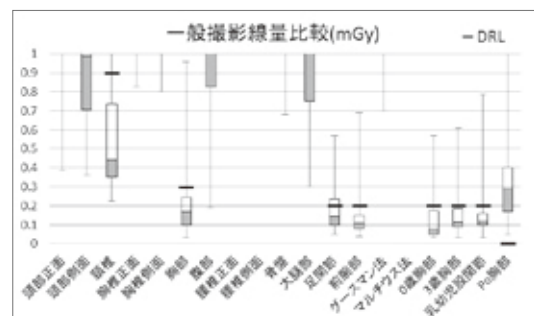
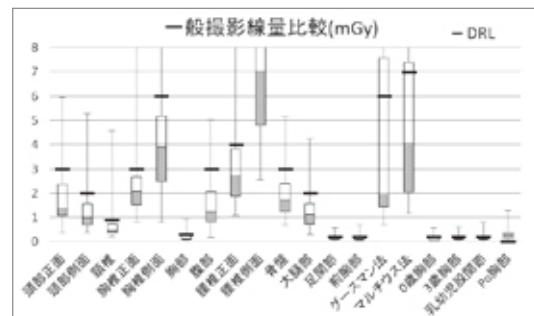
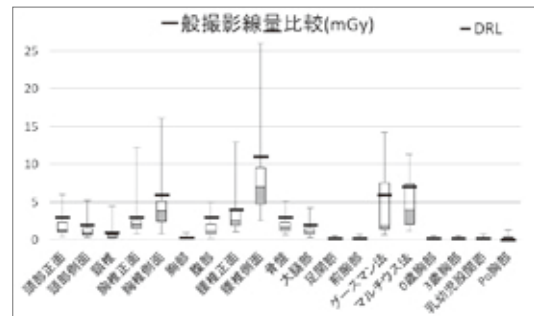
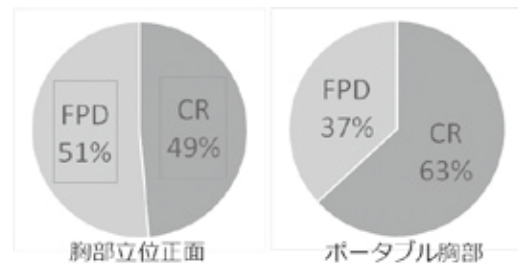


図4. 各部位の箱ひげ図



	FPD	CR
胸部正面	0.16mGy	0.26mGy
胸部ポータブル	0.25mGy	0.43mGy

図5. FPD・CRの普及率と線量比較

4-4 考察

DRLsの目的は、撮影線量の最適化である。今回公表されたDRL値より大きく異なる施設に関しては、画質と被ばくの両面を考慮し、最適な撮

影条件で撮影できるよう見直しが必要であると考ええる。ただ、あまりに撮影線量が高い施設はアンケートの回答に誤りがある可能性もある。自動露出機構を使用した撮影に関して、装置の設定最大値を使用して線量推計ソフトにより算出し回答した場合、通常撮影時よりも高い値で算出したこととなる。今回の調査ではそこまで検証することができず、アンケートの回答に関して不確かな情報が混在している可能性が示唆される。

次に胸部正面とポータブル胸部の調査結果を見比べると、ポータブル胸部の方が入射表面線量は高い値となった。要因として、FPDの普及率がポータブルの方が少ないこと、ポータブルでは自動露出機構が使用できないこと、グリッドへの斜入の恐れから高いグリッド比のグリッドを使用できず、高電圧が使用できないことなどが考えられる。

4.5 調査時の問題点

今回この調査を行った上で、いくつか問題点が浮かび上がった。まずはアンケートを配布した施設数を把握していないことである。回答していない施設があった場合、なぜ回答できなかったかが重要であり、自施設の線量測定の方法が分からず回答できなかった可能性もある。DRLsの目的は撮影線量の最適化であり、自施設の撮影線量を把握できないことは最適化のみならず、法令順守、線量管理の観点からも問題が生じる恐れがあるため、第一歩目として自施設の線量管理ができるようにすることが望まれる。また回答されたアンケートの信頼性も担保されていない。今回の調査はソフトウェアでの推計も含め、事前に線量測定方法を統一しておらず、少なからず誤差がでてしまっていることである。今後このような調査を行う際は、講習会などを開き、線量測定方法やアンケートの回答を統一させる必要がある。

5. DRLの活用

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でも述べられていたが、施設で用いている典型的な線量がDRLを超えている場合、臨床的に正当な理由がない限り、線量が最適化されて

いるかどうかを判定するための見直しを行う必要がある。一般的には用いている機器の性能やプロトコル（手技）などを調査し、高線量の原因を突き止め、より適正な線量の使用に向けた対策を講じる。対策を講じた後、施設の典型的な線量をあらためて評価し、DRLより低くなったことを確認する。NCRPでは、定期的に（たとえば少なくとも年1回）プロトコルおよび診療を見直し、気づかないうちに変化していないことを確認することを推奨している。また新しい装置に関するプロトコルは、患者の検査に使用される前に評価し、長期的な（3～6ヵ月）経験が得られた後に再評価することが望ましい。これら全ての手順を通じて、求めるのは最高の画質ではなく、各々の診断に必要な十分な画質であることに留意すべきである。

6. 最後に

撮影線量の最適化には、検査をオーダーする医師とのコミュニケーションが重要であると考えられる。医師の求める画像と診療放射線技師が求める画像が乖離している場合、不必要な再撮影や高線量・低線量での撮影が行われることが予測される。診療放射線技師のみで撮影条件を決定するのではなく、医師との連携を密にし、決定することが望ましい。

この先に控えているであろうDRLsの更新に向け、われわれ診療放射線技師が今から努力し、全ての検査において適正線量で行われ、次回のDRLsの更新時には最適化が行われた証として、DRL値が変化することを切に願う。

「安全な MRI 検査のために」

～検査前確認～

イムス富士見総合病院

吉田 晋吾

1. はじめに

MRI 検査は人体内の水素原子核の挙動を画像化したもので、人体への影響としては、静磁場、電磁波、傾斜磁場によるものがあります。また特殊な検査空間や検査時間などの影響もあります。検査前にはそれらによる影響を考え、検査可能かどうかを判定しなければなりません。

今回はそれらによる制限や影響は他の方々の詳しい解説が多々ございますので、それ以外の視点でも安全な検査のために必要な事を書いていきたいと思います。

2. 点検

2-1 始業点検

基本的には、日本画像医療システム工業会により発行されている「MRI 装置引渡しにおけるガイドライン」の使用者点検項目に則って行います。

2-2 検査直前点検

検査直前点検は直前の検査を利用した点検で、特に次の患者さまへの影響が甚大なので大変重要です。具体的には、直前の患者様の画像は正しく再構成されているか、コンソールモニターは正しく情報を表示しているかなど、次の検査のために前の検査を用いてチェックしてください。不具合がある場合は必要に応じてコンピューターの再起動などを行い適宜対処します。

異常時は、直前に MRI 装置が何をしていたかがとても重要なので、必要な情報が自分以外のオペレーターやメーカーに正しく伝わるようにチェックしてください。

3. 事前準備 (情報収集)

3-1 事前情報収集

検査前確認としては最も重要となるのが事前情報収集です。

施設や各診療科で患者さまは誰に何を聞かれているのかを確認します。

MRI 検査用の問診は必要な知識を持った医師がやってくれているとは限りません。医師らの MRI 理解度も会話の中からチェックしておく必要もあります。患者さまはどのような様子で診察時に医師と受け答えをしていたかも知ることができれば、医師が正しく情報を引き出せていなかった可能性も考える事ができます。診察室のスタッフともこのような情報収集をしておくことで、コミュニケーション不足に陥らずに済みます。

3-2 直前情報収集

いつも事前に全ての情報が得られているのならば、直前に情報収集することは患者さまの名前や事前情報収集した内容の確認程度になると思います。しかし、当院は特に何もない限りは検査直前にカルテチェックを行っています(依頼票は事前にチェックしていますが電子カルテではないので事前にカルテを用意するのが大変です)。カルテ内にある MRI 検査用の問診表以外の問診表などにも重要な情報がある場合があります(特に依頼科以外の問診表がある場合など)。検査依頼票に書かれていない症状から、以前に治療を受けている場合などを想定できることもあります。その病気の経過などを着替え中に聞く事もできます。さらに検査依頼票には必要な情報が書かれていない場合も多く、時にはカルテも必要とし、時には直接医師に考えを聞かなければならない場合もあります。これらの情報は安全に検査を遂行するためにとっても大切です。またこれらの情報は撮像時間の短縮にも寄与します。長時間の検査に耐えられないケースを見つけることで、安全に、効率的な検査にできることもあります。

〇〇だろうと決めつけて検査することが医療事故へと繋がっていくと考えられます。

3-3 時後情報収集

検査中の異常や発見した情報によっては「実は(そういう症状が)ありました」といわれるケー

スもあります。左右間違いや患者間違いなどにも気が付くケースもあるかもしれません。ぜひ検査後にも会話をしてみてください。今後のためにも必要なことです。

4. 同意書・予約票

4.1 同意書

当院では、患者さまの体内金属、異物のチェック、身体情報やMRI検査をするに当たって必要な説明と同意を得るための“説明書と同意書”を全検査で取っています。当院では患者さまと依頼医に単純造影ともに“説明書と同意書”に署名していただいています（図1）。

これがあるからといって、決して問題がなくなるわけではありません。署名があっても必要なチェックや説明を怠って起きた事故やトラブルが免責されるものではありません。しかし、トラブルの際、後の同意の立証のためにも必要不可欠な書類です。何より患者さまへの必要なチェックと説明の漏れをなくして、患者さまも自身や家族で見直せる書類としても必要になります。



図1. 当院の説明書と同意書

4.2 予約票

予約票には、必要な情報を記載しておく必要があります。例えば来院時間、外さなければいけない体外金属や異物、してきてはいけない化粧や日焼け止め、コンタクトレンズのケースの持参なども記載してあると良いでしょう。安全な検査を行うことに集中できるよう、またトラブルにならないようにも事前情報を患者さま自身が見落とさないよ

うな工夫が必要です。伝えた情報に説明者がマーカーでチェックなどしていただけるとより安心です。

説明されているからといって信用しすぎないことも必要ですが、仮にうまく伝わらない場合、患者さまのせいだとは思わず、説明の仕方を再検討してください。



図2. 当院の予約票

5. 検査直前チェック

体内金属チェックなどで見落としがあることは比較的まれであるような印象を受けますが、身に着けている体外金属や異物を落としてしまう事はよくあることだと思います。直前のチェック時に話す内容は、毎回同じことをオペレーター全員が言えるようにしておいたほうが無難です。

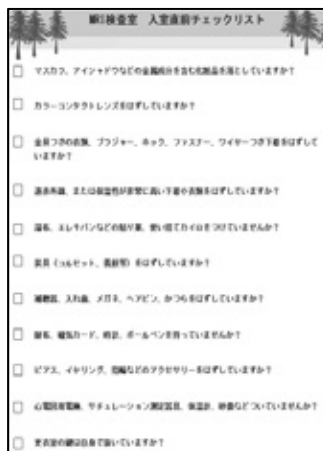


図3. 当院の検査直前チェックリスト

また意思疎通の図れない患者さまや、術後すぐ検査を行うケースでは、金属探知機（検針器）を併用して体外金属のチェックを行います。しかし、金属探知機の感度は当院の機器では、せいぜい深さ4.0cm程度までで、さらに全身くまなくスクリーニングするのは難しいので、位置付けはあくまで補助的です。さらにこの機械は磁気カードや時計などを壊してしまう可能性もあることを留意して使用しましょう。

6. 注意すべき体内および体外金属など

6-1 電子機器など

特に注意が必要な心臓ペースメーカーや除細動器などは、しかるべき医師や技師が研修を受け、認定を受けた施設でのみ実施可能な検査です。詳しくは次回で説明があるかと思いますが、埋め込まれているペースメーカーなどの本体、リードの組み合わせによって撮影できる範囲などが変わります。また検査前にペースメーカーなどの設定値を測定して検査可能な値であることも確認しなければなりません。

人工内耳なども検査可能な条件、機器が決まっています。条件は多岐にわたるため、各メーカーに確認しつつ検査を行ってください。さらに見た目は補聴器と変わらないように見えるものもあるため注意が必要です。

6-2 MRI 対応製品

MRI 対応人工呼吸器や MRI 対応サチュレーションモニターなど、“MRI 対応”といわれている機器にも“何メートル以上離して使用すること”などとルールが記載されています。それらの情報は正確に MRI 担当者に伝わっていない場合もあります。当院でも、担当者の知らないところで MRI 対応呼吸器を購入され、実際の患者に使用している状態で、いきなり対応製品だと通告された、情報の信頼性を確かめるために焦って対応した覚えがあります。そうならないよう対応品の有無や使用方法は熟知しておいてください。また MRI 対応品と組み合わせて使う付属品が MRI 対応とは限りません。

今後も随時新しい物が出てくると思われます。新しい情報は待っていても入ってこないことが多く、自ら情報を得るために勉強会、研修会に積極

的に参加してみてください。

6-3 脳動脈瘤クリップ

脳動脈瘤クリップは、クリップの移動による死亡事故も報告されている注意が必要なものです。現在、静磁場強度などの条件を満たせば検査可能なものが多いのですが、対象のクリップが検査可能だと完全に言い切れないものでは禁忌です。

6-4 圧可変式バルブシャント（図4）

『MRI システム（〇〇テスラまで）を使用してもバルブメカニズムは損傷を受けませんが、バルブの設定圧が変化することがあります』などと添付文書に記載があります。検査後に再設定が必要となりますので注意してください。

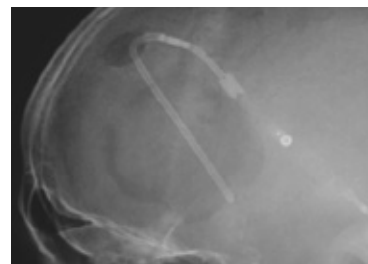


図4. 圧可変式バルブシャント

6-5 歯科インプラント

マグネット式歯科インプラント（磁石の入れ歯）はキーパーと呼ばれるステンレス製の金属と磁石で構成されています。筆者が調べた情報では、日本製は磁石部分は取り外せる入れ歯部分にしか入ってないそうです。しかし、海外製には取り外せない部分にも磁石が入っているインプラントもあるそうです。実際の MRI 検査では、キーパーが磁石ではなくても、通常の状態ではキーパーが装着されていない（＝メンテナンスされていない）と脱落の恐れがありますので、やはり歯科医の管理下で検査許可を得る必要があります。詳しくは、日本磁気歯科学会に資料があります。

歯科矯正ワイヤーは、製品によりますが添付文書に、「線が加熱され、火傷などの原因になる」などの記載例があります。禁忌というわけではなさそうですが、危険性が明記されこの撮影環境では安全性が云々などとの記載がない場合、検査の実施には医師の判断と被験者の同意は必須であると考えます。

6-6 体内カテーテルなど

例えば、イレウス管では添付文書に“MRI 使用下における画像の乱れ、先導子金属球の発熱、又はチューブの移動や火傷の恐れがあるため MRI による検査は行わないこと”と記載があります。記載内容に注意して事故を起こさないよう気を付けましょう。

6-7 その他

どの医療機器でもそうですが、結局は添付文書が大切な情報源になります。添付文書に記載が無いものは医師の判断が必要です。技師の仕事は、必要な情報を得て、起こりうる事象の可能性を医師にアドバイスすることだと考えます。著者自身も困ったときは添付文書の情報を集めて対処しています。

そのため常日ごろから自身の施設で使用している機器の把握はしておいた方が良くと考えます。

7. ポジショニング

ポジショニングでは、高周波ループの形成による火傷にはくれぐれも注意してください。当院では接触部を最低でも 1cm はスペースを開けるよう指導しています。

8. 実際の事例

MRI に係る事故は増えてはいませんが無くなりもしません (図 5)。決して自身にもないものとはいえ常に最新の情報と危機管理を必要とします。

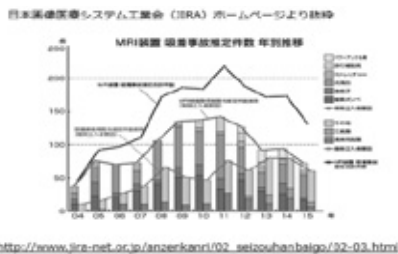


図 5. 最近の MRI 事故傾向

実際に当院などでの事例の画像 (図 6～8) も提示致します。図 6 はマスカラをつけたまま撮影してしまった事例です。化粧をしたまま来院されてしまうと、マスカラは落とすことが困難で火傷の原因にもなります。

図 7 は頸動脈ステント留置術後の患者での砂囊

の吸着事故です。砂囊はオムツの中に隠れており発見が遅れた事例でした。幸い患者さまに怪我はなく、メーカーの完璧な仕事で消磁せず取り外すことができました。

パワーアングルでの事故も多いようなので注意してください。

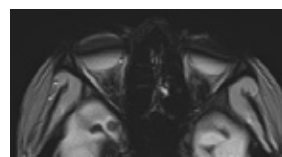


図 6. マスカラが付いたままの頭部画像



図 7. 砂囊の吸着

図 8 は脳腫瘍患者さまで偶然発見してしまった妊娠です。こちらも安全性が確認されていないものです。事前に確認はしたかった症例です。

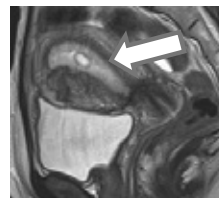


図 8. 妊娠 (← が胎囊)

他には、他院で MRI をやったことがあると言いつける患者さまが、実はペースメーカー埋め込み後だったケースがありました。検査施行病院に確認したところ、確認漏れで検査してしまったと発覚した事例がありました。幸い患者さまのペースメーカーに異常はなかったようです。

9. 最後に

ただ磁性体に対する注意だけではなく、MRI 検査全般にもいえる検査前安全確認事項を列記してみました。

末筆ながら、以上のことを踏まえた上で、皆さんも重大な事故に遭遇することなく安全な検査の準備を行えますよう祈っております。

「リニアックの基本構造」

～当院のリニアックを例として～

埼玉医科大学総合医療センター

畑中 星吾

1. はじめに

がん治療において、放射線治療は非常に重要な役割を担っている。近年の放射線治療関連装置および照射技術の高度化により、さらなる治療成績の向上や有害事象の軽減が期待されているが、それとともに専門性の高い知識や技術を持つ放射線治療スタッフの必要性も高まってきている。複雑な照射技術においても患者に対して安全で質の高い治療を提供するためには、放射線治療担当者の責務は大きく、治療装置だけでなく放射線治療プロセス全体の品質管理を行う必要がある。本稿のみでプロセス全体の品質管理については困難であるため、本稿ではリニアックの品質管理を行うための基礎知識として、その基本構造を当院のVarian社製リニアックを例として記載する。

2. リニアックの基本構造

図1にVarian社製リニアックClinac 21EXの外観図を示す。ガントリアはアイソセンタを軸にしておよそ360度回転、患者を乗せる寝台（カウチ）は3軸方向に駆動およびアイソセンタを軸に水平面上に回転するため、さまざまな方向から放

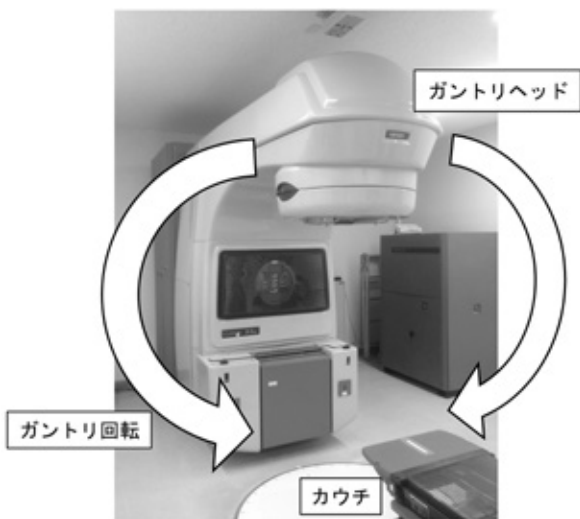


図1. Varian社製リニアックの外観

射線を照射できる構造になっている。また近年は6軸方向に調整が可能なカウチも利用されている。

図2に一般的なVarian社製リニアックにおけるターゲット以降のガントリア内部の基本構造（模式図）を示す。それぞれの構造体については以下の各節で詳細を解説する。電子の発生や加速および集束に関する部分は、字数の関係で本稿では割愛する。また電子線照射時にはヘッド内部の構造物がいくつか切り替わるが、同様に割愛し、本稿ではX線照射時に関してのみ記載する。

2-1 ターゲット

リニアックを用いたX線治療では、加速した電子をターゲットに衝突させて発生する制動X線を主に利用する。ターゲットには銅やタンゲステンが用いられ、材質にも依存するが一般的に発生させるX線のエネルギーが高いほどターゲットは厚いものが利用される。

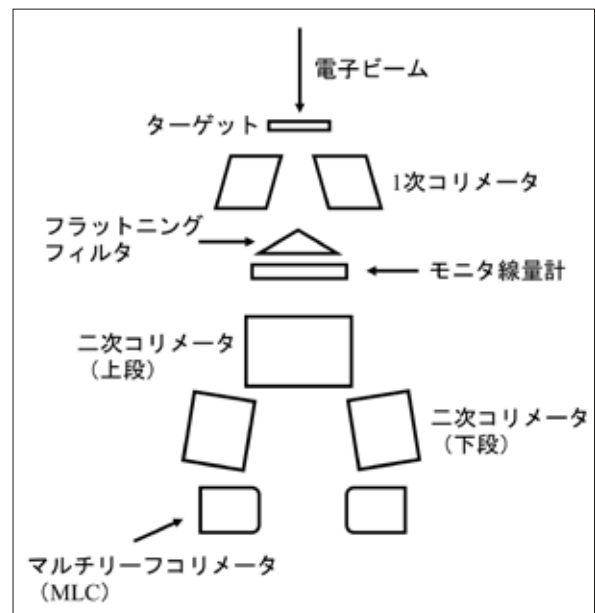


図2. ガントリア内部の模式図

2-2 1次コリメータ

プライマリーコリメータとも呼ばれ、ガントリヘッドからの不要な散乱線の漏えいを防止するために利用される。また使用できる最大照射野サイズは1次コリメータの幾何学的な配置で決定される。

2-3 フラットニングフィルタ

ターゲットから発生したX線の強度分布は中心ほど高い凸型の形状をしており、このビームを利用して広い範囲に照射するとターゲット内の線量が不均一になりやすい。そのためタングステンなどの金属で作られたフラットニングフィルタを利用し、照射野内の線量平坦性を向上させている。図3に当院のリニアックを用いて取得した公称エネルギー6 MVのX線における水中での10 cm深と30 cm深の線量プロファイルを示す。線源表面間距離(SSD)は100 cm、照射野はファントム表面で30 cm × 30 cm、線量プロファイルは中心軸の線量で規格化した。フラットニングフィルタ通過後のX線による線量プロファイルはおよそ深さ10 cmで平坦になる。フラットニングフィルタは中心軸に近いほど厚く、ビームハードニングが生じる。そのため中心軸から離れるほど実効エネルギーは低く、深部に行くほどプロファイルの肩が下がる傾向となる。

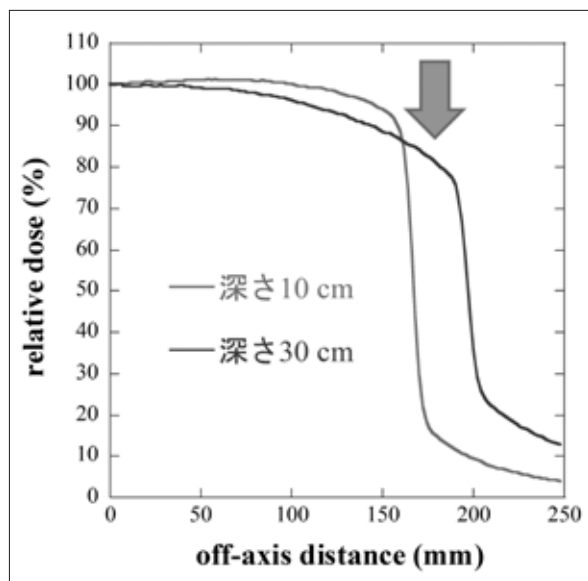


図3. 深さでの線量プロファイルの変化

2-4 モニタ線量計

フラットニングフィルタを通過したビームの出力や線量率、平坦度および対称性のモニタリングを行うための平行平板形電離箱である。通常2つ存在し、その内の1つは片方に不具合が生じた場合のバックアップの役割を果たしている。

2-5 2次コリメータ

セカンダリーコリメータやJawとも呼ばれ、タングステンなどの金属で出来ている。腫瘍サイズに合わせて照射野の大きさを変えたり、コリメータを回転させたりすることが可能である(図4参照)。Varian社製リニアックではガントリに向かって前後方向に動く上段コリメータと、左右方向に動く下段コリメータがある。

2-6 マルチリーフコリメータ (MLC)

2次コリメータの下に配置されている2 mm ~ 10 mm程度の幅を持った多数のタングステンブロックを連ねたものである(当院のリニアックには5 mm幅と10 mm幅のMLCが装備されている)。図5に前立腺がんに対して作成したMLC照射野の例を示す。赤で表示した臓器は前立腺、紫は精嚢、青は計画標的体積(PTV)である。赤線は2次コリメータで作成した照射野、白抜きはMLCである。MLCを用いることで、2次コリメータ単独よりも腫瘍形状に合わせた照射野の作成可能であり、周囲の正常組織の線量を低減させることができる。



図4. コリメータ回転の様子

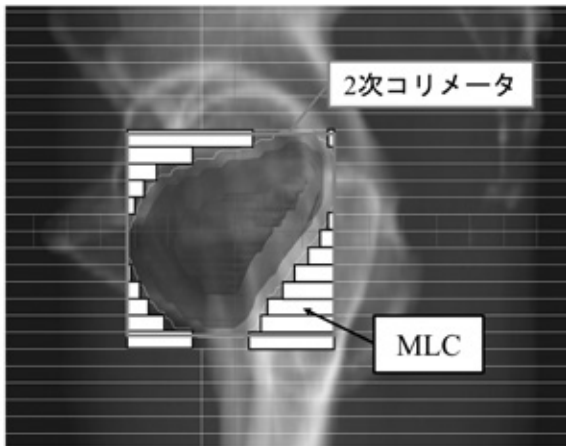


図5. MLC 照射野の1例

図6に Varian 社製 MLC の形状について示す。2次コリメータが円弧駆動するのに対し、MLC は先端形状がラウンドリーフエンド構造で直線駆動する single focused type が採用されている。また、リーフ間の透過線量を極力減らすために tongue and groove 構造になっている。MLC が円弧駆動する double focused type のリニアックと比べるとリーフやリーフ間の漏えい線量が高い欠点があるが、幾何学的なリーフ位置精度や駆動精度に優れているという利点がある。

近年の強度変調放射線治療 (IMRT) の多くは MLC を照射中に連続的に駆動させることで照射野内の X 線強度を変調させ、従来よりも良好な

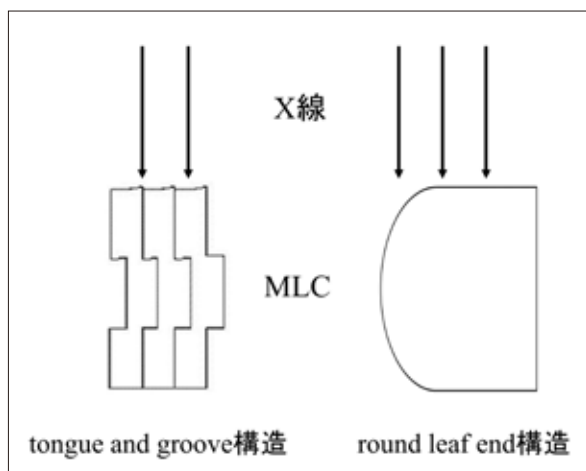


図6. Varian 社製 MLC の形状
(左) 駆動方向に対して正面から見た図
(右) 駆動方向に対して側面から見た図

線量分布の作成を達成している。

2-7 ウェッジフィルタ

照射野内の患者の体厚などの違いにより、照射野内の X 線強度に勾配をつけることで線量分布が改善することがある。そういった場合にはウェッジフィルタが用いられる。図7にウェッジフィルタの使用の有無による治療計画装置で計算したファントム中での線量分布の違いを示す。ウェッジフィルタを使用することで線量分布に勾配がついていることが分かる。図8に実際の患者におけるウェッジの使用による線量分布の改善例を示す。この例において、ウェッジなしの場合では腫瘍内の線量均一性が悪いが、ウェッジを使用することで腫瘍内のホットスポットおよびコールドスポットがなくなり、線量分布が改善されている。

図9に従来使用されている金属製のウェッジの外観を示す。これらは物理ウェッジやフィジカルウェッジなどと呼ばれる。一般的に用いられるウェッジフィルタの角度は15、30、45、60度が多い。また、ウェッジの角度は金属の角度ではなく線量分布の傾きを指す。

近年では照射中に2次コリメータを連続的に動かすことにより、線量分布に勾配をつける方法が用いられている。この方法は物理ウェッジに対し、非物理ウェッジやノンフィジカルウェッジなどと呼ばれる。Varian 社製リニアックの非物理ウェッジは Enhanced Dynamic Wedge (EDW) と呼ばれ、上段コリメータを駆動させることで線量分布に勾配をつけている。EDW の概念図を図10に示す。

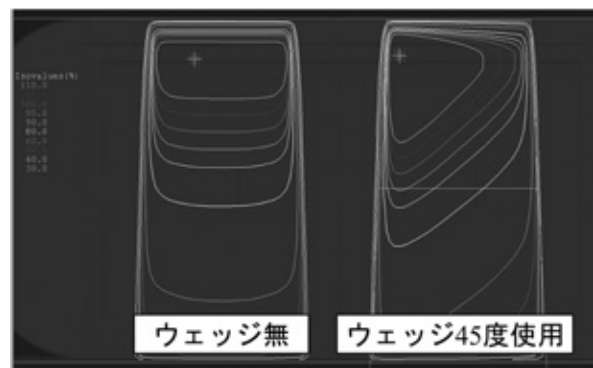


図7. ウェッジの有無による線量分布の違い

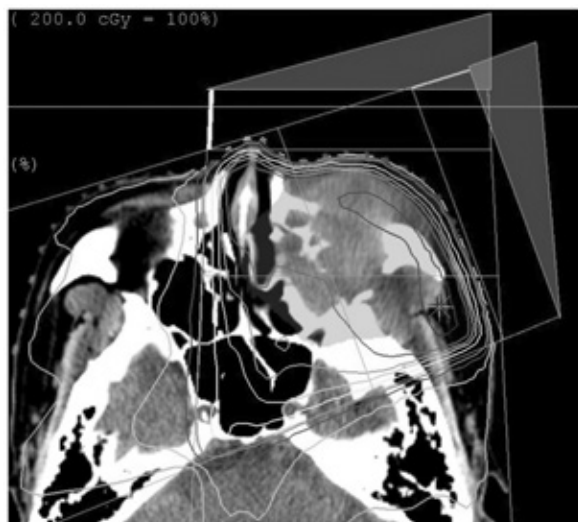
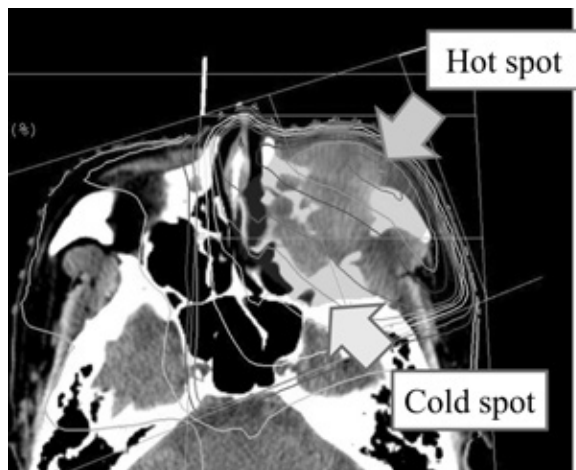


図8. ウェッジ使用による線量分布の改善例
 (上) ウェッジなし
 (下) ウェッジ45度使用

物理ウェッジに対する EDW の主な利点として、①金属フィルタによるビームハードニングが生じない②金属フィルタによる X 線の吸収がないため MU を少なくできる③患者に近い位置に散乱体がないため照射野外の皮膚線量を低減できる④患者へのウェッジ落下の危険性がない、一という点が挙げられる。欠点としては、MLC の駆動方向と垂直な方向しか線量勾配をつけられないため MLC 照射野形状が制限される、といった点がある。



図9. 物理ウェッジの外観

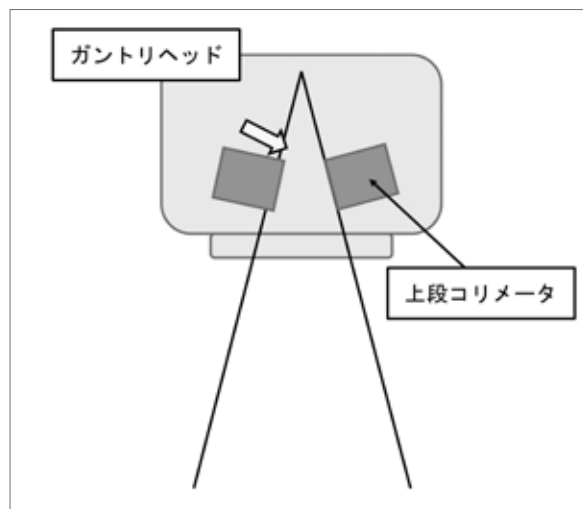


図10. EDW の概念図

3. 公称エネルギーの違いによる深部線量曲線の変化

X 線の公称エネルギーは 4 MV ~ 25 MV が主に放射線治療で使用される。エネルギーは施設が所有する装置で使用可能なものの中から、腫瘍の深さなどに応じて選択される。

図 11 に当院のリニアックを用いて取得した公称 4 MV および 10 MV の X 線における水中での深部量百分率 (PDD) を示す。SSD は 100 cm、照射野はファントム表面で 10 cm × 10 cm、最大深の吸収線量でそれぞれ規格化した。ファントム表面から最大深までの深さはビルドアップ領域と呼ばれ、最大深の深さは 2 次電子の飛程によって決まる。エネルギーが高いほど 2 次電子の飛程が長くなるため、最大深までの深さは長くなる。

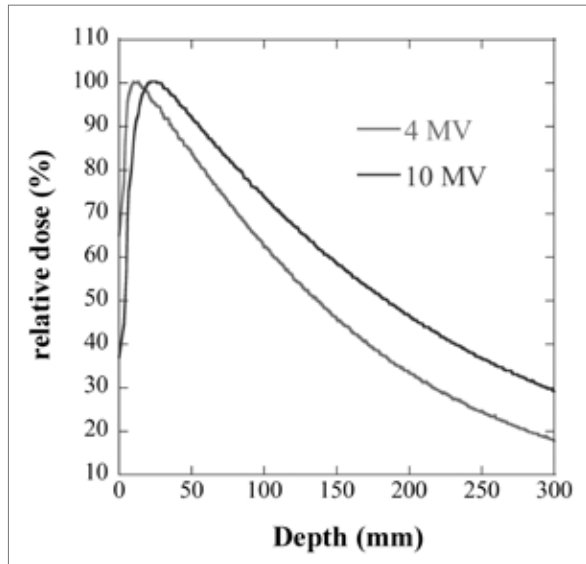


図 11. エネルギーの違いによる PDD の変化

また、2次電子の飛程が長くなると浅い領域で吸収される線量が相対的に少なくなるため、公称エネルギーが高くなるほど表面線量は低くなる。最大深以降はエネルギーが高いほど PDD は高くなる。

その他、深部量百分率曲線の形状は装置の機種や SSD、照射野サイズなどさまざまな因子によって変化する。

4. 最後に

本稿では、当院で所有する Varian 社製リニアックについて記載したが、メーカーによって構造や材質、駆動方式などは異なる部分もある。従って、各施設で所有する治療装置の特性を把握し、適切な品質管理を実施することが重要である。また近年は IMRT や画像誘導放射線治療、定位放射線治療、および 4 次元放射線治療といったさまざまな高精度放射線治療技術が開発されており、各施設で行う照射方法によっても実施すべき品質管理項目は異なる。さらに放射線治療で使用する装置はリニアックだけでなく、高精度な放射線治療を達成するためにさまざまなハードウェアやソフトウェアが開発されている。

今回は特に治療装置に着目し、品質管理を行うための基礎知識として必要なリニアックの基本的な構造・特性について記載した。しかし、近年の

高度化した照射技術において安全で質の高い放射線治療を提供するためには、治療装置の品質管理だけでなく、放射線治療プロセス全体の品質管理が必要なこと、および品質管理担当者の責務は非常に大きいことを理解する必要がある。本稿が各施設で行う品質管理に少しでも役に立てば幸いである。

5. 参考文献

日本医学物理学会監修、医学物理学教科書シリーズ：放射線治療物理学、2016 年、国際文献社

岡本裕之監修、詳説 放射線治療の精度管理と測定技術 - 高精度放射線治療に対応した実践 Q&A -、2012 年、中外医学社

日本医学物理学会編集、外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法 (標準計測法 12)、2012 年、通商産業研究社



写真：当院の放射線腫瘍科メンバー（執筆者は一番右）

執筆者名：畑中星吾

所属：埼玉医科大学総合医療センター

資格：医学物理士、診療放射線技師

学位：博士（放射線学）

E-mail：hatasho@saitama-med.ac.jp