

「平成 30 年度粒子線がん治療等に関する施設研究会」第 3 回研究会

「平成 30 年度第 3 回施設研究会」は、平成 31 年 2 月 22 日（金）大手町サンスカイルーム（東京都千代田区）にて講演会として開催しました。

当日は、はじめに当研究会主査 遠藤真広から挨拶があった後、エレクト株式会社 オンコロジー事業部 リサーチフィジックス マネージャー 岩井 良夫 氏より『画像誘導放射線治療の進化と MR-Linac』について、また、岩手医科大学 医歯薬総合研究所 所長 佐々木 真理 氏より『超高磁場 MRI の現状と将来』について講義がありました。



エレクト株式会社
オンコロジー事業部
リサーチフィジックスチーム
マネージャー 岩井 良夫 氏



岩手医科大学
医歯薬総合研究所
所長 佐々木 真理 氏

『画像誘導放射線治療の進化と MR-Linac』

エレクト株式会社

オンコロジー事業部 リサーチフィジックスチーム
マネージャー 岩井良夫

1. はじめに

放射線治療の基本的な考え方は、腫瘍を制御できる線量を照射し、一方、周辺の正常組織への照射をできるだけ少なくすることである。腫瘍部位の同定に関しては、CT、MRI そして PET というイメージング法の開発により、非常によい精度で決めることが可能となり、治療計画に使用されるようになった。また、線量を腫瘍部位（これを臨床的標的体積 (Clinical target volume: CTV) という）に集中する技術として、強度変調放射線治療 (Intensity modulated radiation therapy: IMRT)、定位放射線治療 (Stereotactic radiation therapy: SRT) や粒子線治療といういわゆる高精度放射線治療が開発された。これにより、

近年、放射線治療の治療成績向上と適応拡大は著しいものがある。

放射線治療技術の高度化には、上記の2つ以外にもう一つの要素が必要である。それは、治療照射時の腫瘍位置の正確な同定である。体内における腫瘍と周辺の正常組織の位置は、治療期間中だけでなく1回の照射中にも変化する。ここで、治療期間中の変化としては、例えば照射による腫瘍体積の変化などがあり、1回の治療中の変化としては、例えば呼吸性移動、腸の蠕動運動などがある。実際の照射においては、患者を治療位置にセットアップする際の誤差も考慮したマージンを CTV に付加した計画標的体積 (Planning target volume: PTV) に対して処方線量を照射することが行われる。

マージンが大きいと、周辺正常組織への線量が大きくなり好ましくなく、マージン内に放射線感受性が高い臓器が入る場合、腫瘍へ十分な線量を投与できなくなる。このため、治療照射時の腫瘍位置を正確に同定しマージンを最小化するため、さまざまなイメージングが治療照射時に行われるようになった。これらをまとめて、画像誘導放射線治療 (Image guided radiation therapy: IGRT) という。

本講演では、現在の放射線の主要装置であるリニアックに搭載されている IGRT を概説し、今後発展が期待される MR・Linac を紹介する。

2. 様々な IGRT

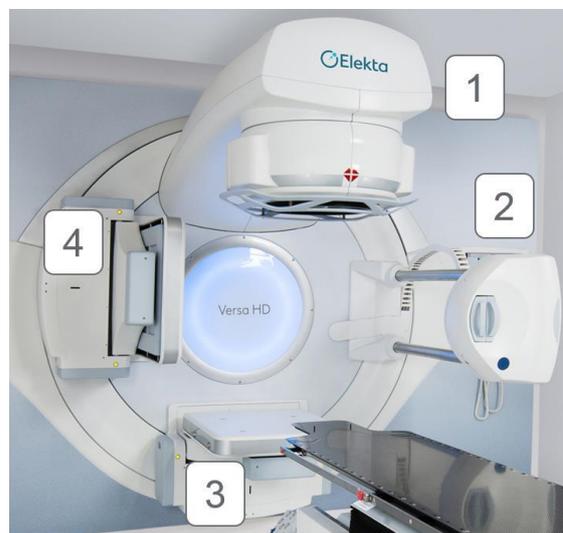
2.1 X線を用いた IGRT

図1はX線を用いてIGRTを行うリニアックを示したものである。図1のリニアックでは、ガントリーヘッドに対向して2D検出器が搭載されているとともに、それと直交する位置にkV X線管と2D検出器が搭載されている。これにより治療ビーム (MV X線) を用いた平面画像が取得できるとともに、より軟部組織の画像が鮮明なkV X線による平面画像及びCBCT画像が取得でき、それによる患者位置決めが可能である。また、照射直前に取得したCBCT画像を用いたオフライン適応放射線治療 (Adaptive radiation therapy) も可能となっている。さらに呼吸移動にともなう横隔膜などの動きから得られる呼吸曲線によりマーカレス4D-CBCT画像を得ることもできる。

図1.

CBCT搭載のリニアックの外観

- (1)ガントリーヘッド,
- (2)kV X線管球,
- (3)MV用2Dパネル,
- (4)kV用2Dパネル。(Elekta社 Versa HD™)



2.2 放射線を用いない IGRT

放射線被ばくのない IGRT としては、対象は X 線ほど広くはないが超音波 (US) や光学式のものを用いられてきた。

2.2.1 超音波 (US)

超音波を利用した IGRT は、リニアックに CBCT が搭載される以前から実施されている。前立腺は、腸内のガス・便そして尿量によって移動することが知られており、照射中の前立腺の位置を超音波でリアルタイムモニターするために、ロボティックアーム等が研究・開発されてきた。図 2 に示す装置は、治療寝台に設置され、皮膚に接触するカバー内部のプローブが自動的に首振りすることで、経会陰で連続的に前立腺の 3D-US 画像を取得する。プローブには複数の赤外線反射板がついており、天井に固定されたカメラによって US 画像の治療室内での位置が特定される。照射中も前立腺をモニターし、移動量が閾値を超えた場合、自動で照射を中断することができる。

2.2.2 光学式 3D 体表面検出システム

図 3 に示す装置では、それぞれ天井に固定された 1 台/3 台のカメラで構成されており、取得する 3D 体表面情報により位置合わせを行う。本装置は治療計画時に対する姿勢補正を対話的にサポートする。非線形位置合わせアルゴリズムによって、変形量と移動量を独立に算出し、プロジェクション機能によってその情報を患者体表面に投影する(図 3 参照)。治療計画に対して変形している部位にずれている方向を示す光が体表面に投影されるため、術者は投影された情報を参考に、患者から視線を離すことなく姿勢を補正できる。また、治療位置までの移動量は変形量と別に算出されているため、姿勢補正作業は必ずしも治療位置(アイソセンターの高さ)で実施する必要はない。

3. MRI-Linac

X 線を用いた IGRT では、胸部や骨構造に対しては正確な位置決めが可能であるが、腹部領域の治療に関しては、低コントラストの画像となる。このため、軟部組織のコントラストのよい MRI の利用が古くから検討されてきた。しかし、MRI 装置とリニアックの融合は技術的に非常に難しく、実用化までに時間を要した。最近、ようやく海外において MRI とリニアックが統合された装置(MRI-Linac)で治療が行われるようになった。

3.1 ^{60}Co 治療装置との組み合わせ

MRI-Linac の技術的難しさは以下のようなものであり、まさに水と油の関係といえる。

- ①MRI では微弱な電磁波(RF 波)を検出する必要があるが、一方リニアックでは電子加速のためにハイパワーの RF 波を用いる。
- ②MRI では強力な磁場中に被験者を置くが、一方リニアックの加速する電子は磁場の影響により容易に軌道が変化する。

このためもあり、MRI-Linac は 2000 年に提案されていたが、先に実現したのは、線源として ^{60}Co を用いるものである。この装置ではマグネットによる治療ビームの吸収を防ぐ

ため、マグネットを中央で2分割し、その空間からビームを照射する。米国では2012年より ViewRay 社から 0.35 T MRI と 3 個の ^{60}Co 線源を組み合わせた放射線治療システムが販売され、日本国内にも導入されている。

図 2.
超音波による前立腺 IGRT 装置のセットアップ
(Elekta 社 Clarity™ AutoScan Probe system)

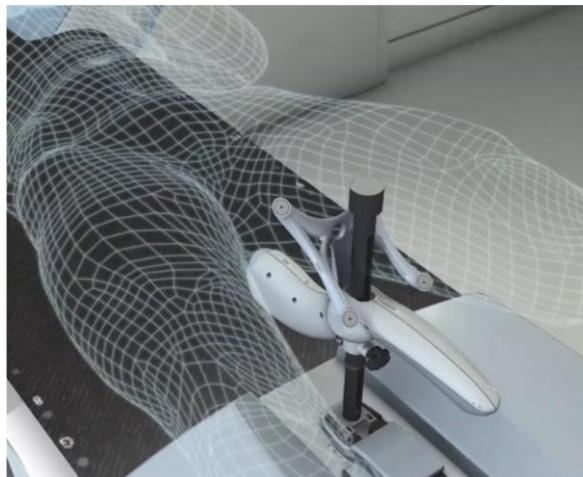


図 3.
光学式 3D 体表面検出システムによる
体表面へのプロジェクションの様子
(C-RAD 社 Catalyst™/ Catalyst HD™)



3.2 MRI-Linac の開発

MRI-Linac は 2000 年にオランダのユトレヒト大学の研究者により提案され、開発が進められた。現在、以下に述べるようにいくつかの装置が開発されている。

3.2.1 1.5 T MRI-Linac

ユトレヒト大学では、2000年に初めて MRI-Linac を提案し、その後開発を続けた。そして最近 1.5 T MRI と 7 MV の加速器を組み合わせた MRI-Linac を開発した。強い静磁場を発生する超電導コイルの外側に逆方向の磁場を生成するコイルを配置して、マグネットの外側の磁場をキャンセルする、アクティヴシールド技術を用いている。マグネットの外側に同心円状に磁場の弱い空間を作り出し、磁場の影響を受けやすいマグネトロンおよび電子銃をその同心円状の空間内に配置することで、1.5 T の磁場に対して直交するリニアックからの照射に成功した。図 4 は 1.5 T MRI-Linac システムの構造とアクティヴシールドによって制御された磁力線を示している。電子線加速用のハイパワーの RF 波による MRI 画

像悪化を防ぐため、リニアック部分は RF シールドの外に配置されている。超電導マグネットのケースは一体だが、内部のマグネットは中央で分離しており、治療ビームが超電導線材を照射しない構造となっている。欧州地域では 2018 年 6 月、米国では同年 12 月から Elekta 社により商用機の販売が開始されている。

3.3.2 0.35 T MR-Linac

ViewRay 社は MR-⁶⁰Co 治療装置発売後も MRI-Linac の開発を続け、電子銃、マグネトロン、加速管等のリニアックの構成部品を透磁率の高い金属製の磁場遮蔽ケースに入れる、パッシブシールドを用いて 6 MV のリニアックを開発した。現在、0.35 T MR-Linac を販売している。

3.3.3 オープンマグネット型 MRI-Linac

アルバータ大学(カナダ)及びシドニー大学(オーストラリア)はどちらもオープン型のマグネットを用いた MRI-Linac を開発している。磁場と平行に動く電子はローレンツ力を受けないため、磁力線と平行に加速管を配置することで、リニアックへの磁場の影響を最小限にすることができる。磁場に対して直交方向から照射する場合でも、マグネットにリニアックを固定することで、照射方向を変えても磁場の乱れを最小限にできる。一方、リニアックとマグネットの位置関係が固定されるため、照射方向を変えるためには、患者の向きを変えるか、リニアックが取り付けられたマグネット全体を回転させる必要がある。

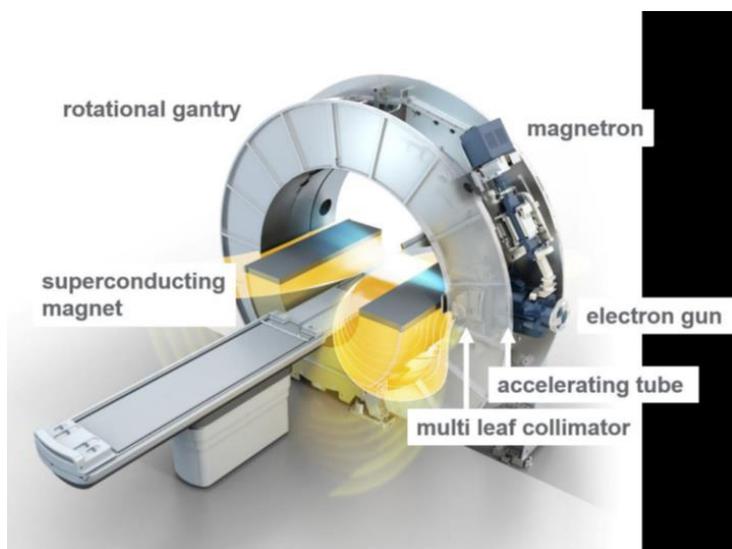


図 4. 1.5T MR-Linac の構造 (Elekta 社)

◆講演後の質疑 (いずれも 1.5T 装置についてのもの)

1. 加速エネルギーが 7MV というのは珍しいがどうしてか？

→超電動マグネットの容器通過の影響もあり、ビームの線質が 7MV 相当となっている。

2. 臨床的に期待できるメリットは何か？

→例えば、消化管に近接した難治性の腹部臓器癌(膵臓癌など)の線量増加による治療成

績向上。

3. 建屋建築上の問題点は何か？

→磁気シールド及び搬入搬出経路を含め、建屋建築時に確認が必要となる。

『超高磁場 MRI の現状と将来』

岩手医科大学 医歯薬総合研究所

所長 佐々木 真理

— 岩手医科大学の超高磁場 7Tesla MRI 研究施設 —

岩手医科大学 矢巾キャンパス内に超高磁場 7Tesla MRI が導入されている。

建屋：24m×27m 平屋

磁気シールド：400 トンにおよぶ鉄材を使用

5 ガウスライン（管理区域）は撮影室の外に出るので、管理区域で操作する。

造影剤の自動注入装置など周辺装置は、高磁場 MRI 装置（1.5Tesla、3Tesla）のも
のが使用できる。

国内 2 台目の装置で平成 27 年 4 月より稼働を開始し、4,000 件近い件数になる。フル
デジタル受信・多チャンネル送信対応などの次世代機能を備えた機種としては世界初で
あり、特に 8 チャンネルの RF 多チャンネル照射システム(parallel transmit, pTx)が世
界で初めて導入されている。

— 7Tesla MRI の特徴 —

<メリット>

- ・ 現在臨床で使われている最高機種の 3 Tesla 機に比べても、S/N 比が格段に良くなる。
- ・ このため、高い空間分解能の画像を撮ることができる。
- ・ 化学シフトが大きくなるので、位相やスペクトルの測定が容易になる。
- ・ T1 緩和時間の延長によってコントラストが良くなる。
- ・ 磁化率効果が強くなるので、磁化率に鋭敏な画像のコントラストが良くなる。

<デメリット>

- ・ 磁化率アーチファクト（画像のゆがみ）が強くなる。
- ・ RF の周波数が高くなるため RF 磁場の不均一が強くなることによって深刻な信号強度の不均一が生じる。

何れも、このような特徴は 3Tesla MRI の利点・欠点を極端にしたようなものである。

— 7Tesla MRI の臨床 —

- ・ 信号強度の不均一や SAR が大きくなるため、現時点での対象は頭部だけである。

- ・高解像度を活かして、脳内の微細な構造のイメージングが行われる。
- ・MRA には非常にメリットがあり、従来は血管造影でしか描出できないような穿通枝という脳内の細い血管（直径 200 μm 程度）をイメージングできる。
- ・磁化率の変化に鋭敏なため、微小脳静脈の磁化率値から脳酸素摂取率 (oxygen extraction fraction) のイメージングが可能で、それにより、血流と酸素消費の乖離状態 (misery/luxury perfusion) がわかる。これは、脳虚血の治療方針を決める際の重要な指標であり、酸素 15 を用いた PET により得られるが、酸素 15 の半減期が短い (2 分程度) ため、従来は臨床で使われていなかったものである。

— 7TeslaMRI の課題と対策 —

- ・磁化率アーチファクト、ゆがみ
 - 拡散強調画像などに非常に強い磁化率アーチファクトが出るが様々な技術的な解決手法が出ている。
- ・RF 磁場不均一 (信号ムラ)
 - 非常に深刻であるが、不均一補正により改善する。また、多チャンネル RF 照射も非常に有効である。
- ・全身イメージング不可
 - 信号強度の不均一や SAR が大きくなるため、現時点での対象は頭部だけである。
 - しかし、従来の定在波ではなく進行波を用いる新しい手法が出現したため、全身イメージングも可能になることが期待される。
- ・安全性
 - [不快症状 (めまい)]
 - マグネットに出入りするときに回転性のめまいなど不快な症状が高頻度に起こっていたが、当施設ではマグネット出入り時の速度を落とすことで不快症状をほぼ抑えることができている。
 - [体内金属・体表金属]
 - 3Tesla まで安全性が確認されているものでも 7Tesla の場合は一つ一つ確認していく必要がある。ASTM 基準に従い地道な安全性確認の実験等も行っている。
- ・高コスト
 - 初期導入費用に加え、維持費も高額であるが、アクティブシールドのマグネットが安定して動き出したことで、維持費を抑えることができるようになった。
- ・薬事未認可
 - 昨年、FDA などで認可されたので、今後国内でも薬事認可されよう。
- ・建築設計上の問題
 - 病院へ設置するにあたっては、当施設のように平屋で大面積の建物を建てるわけには

いかないので、装置メーカーと協力して以下にコンパクトに収めるかが課題となろう。