

MR Linac の海外動向

エレクトラ株式会社 リサーチフィジックス
依田 潔

はじめに

オランダのユトレヒト大学医療センタのラーヘンダイク教授は、MRI 画像誘導放射線治療を 1999 年に着想し、2000 年の ESTRO で発表した¹⁾。これが MR Linac に関する最初の提案であり、その後も継続して研究開発が進められ、1.5T 超電導磁石と 7 MV リニアックが一体化された装置に至っている²⁾。

1.5 T MRI リニアックの構造

2004 年にユトレヒトで設計された 1.5 T MRI リニアックの外観図を Figure 1 に示す。

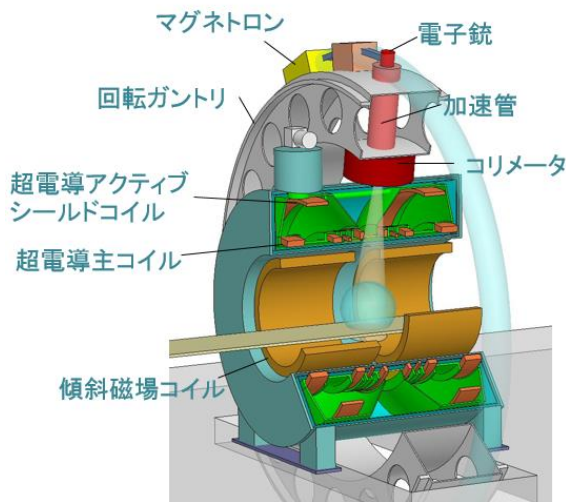


Figure 1. 1.5 T MRI リニアックの構造³⁾

1.5 T の超電導 MRI 磁石の周囲に回転ガントリを設け、マグネトロン、3 極管電子銃、S バンド定在波加速管を配置している。もし、電子銃位置の磁場が高くと、電子銃から放出された電子がローレンツ力で回転して、加速管の入り口に到達できない。そこで、主磁場の均一度を維持しつつ、電子銃を含むドーナツ状の空間の磁場強度がほぼゼロになるように、超電導コイルの主コイルの電流密度分布とアクティブシー

ルドコイルの電流密度分布を未知変数とした連立方程式を解くことにより、最適設計している。Figure 2 に超電導磁石が発生する磁力線を模式的に示す。MRI 磁石の磁力線の多くは回転ガントリの内側で閉じている。



Figure 2. 超電導磁石が発生する磁力線⁴⁾

他方、リニアックに鉄が使われていると、主磁場の均一度を乱すため、例えばマルチリーフコリメータの筐体は非磁性のステンレスが採用されている。さらに、リニアックで発生するノイズが MRI の受信系に混入すると MR 画像の画質が劣化するため、リニアックと MRI の間に高周波シールドが施されている。

MRI とリニアックを一体化する意義

これまでも、リニアックを用いた放射線治療計画に MRI 画像を用いることはしばしば実施されてきた。MRI 画像では、腫瘍や周囲の重要臓器の輪郭抽出が容易で、CT 画像と併用することで、より正確な治療計画を実施できるからである。では、一体化するとこれを上回る利点があるのだろうか？この答えとして、以下の 3 点を挙げることができる。1. MRI 画像座標系とリニアック照射座標系の原点をセットアップエラーなしで一致させることができ、照射マ

ージンを低減できる⁵⁾。2. 照射直前に腫瘍、重要臓器の輪郭抽出が可能で、その日の重要臓器を避けながら、その日の腫瘍に高線量を付与できる⁵⁾。3. 照射中に実時間 MR イメージングが可能で、腫瘍や重要臓器が好ましくない位置に移動した場合に、照射を中断できる⁶⁾。

磁場中の 2 次電子の挙動

X線を照射すると、空気中および体内でコンプトン散乱により 2 次電子が発生するが、静磁場下では電子はローレンツ力を受けて回転する。回転半径は磁場強度に反比例するが、1.5 T において例えば 2 MeV の電子の回転半径は 5.6 mm であり、0.35 T で 24 mm である⁷⁾。

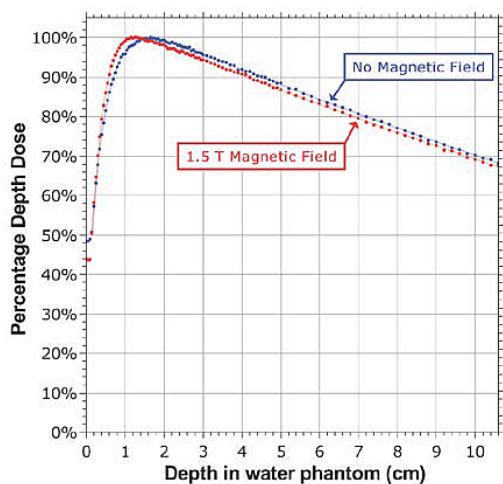


Figure 3. 磁場 1.5T による PDD の変化⁸⁾

1.5 T の磁場に対して垂直に 7 MV の X 線を水ファントムに照射した場合の PDD, OCR の測定結果を Figure 3, Figure 4 に示す。磁場が存在しない場合はビルドアップ領域の 2 次電子の多くは前方に進むが、磁場が存在すると回転して水面方向に戻るため、ピーク深が浅くなっている。

Figure 4 の OCR において、磁場下では 2 次電子が回転するため、プロファイルが一方向にシフトしている。これは電子がローレンツ力を受けるため、磁場の向きを反転すると、シフトする方向は逆になる。

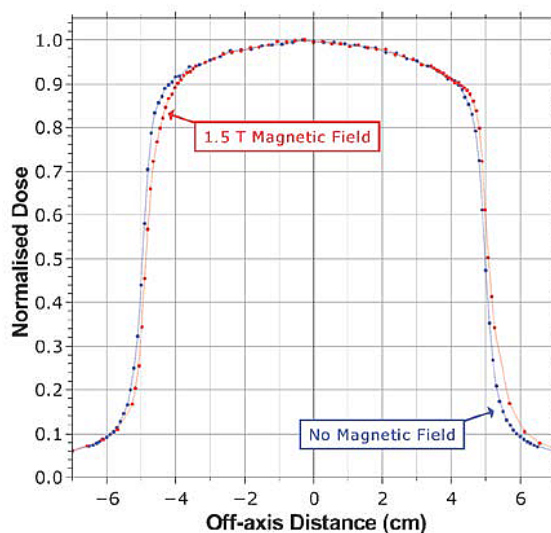


Figure 4. 磁場 1.5 T による OCR の変化 (10 cm 深)⁸⁾

次に、不均質媒質における中心線量分布の計算結果を Figure 5 に示す。水から肺への境界で線量が上昇するのは、水から低密度の肺に進んだ 2 次電子が回転して戻ってくる時に、肺の密度が低いので 2 次電子の飛程が長くなり、電子平衡状態に比べてより多くの 2 次電子が戻るためである。肺から水の境界で線量が落ち込むのは、肺から水に進んだ 2 次電子が回転して戻ってくる時に、水の密度が肺に比べて高いため 2 次電子の飛程が短くなり、水中で止まってしまい、肺まで戻れない 2 次電子が存在するからである⁷⁾。

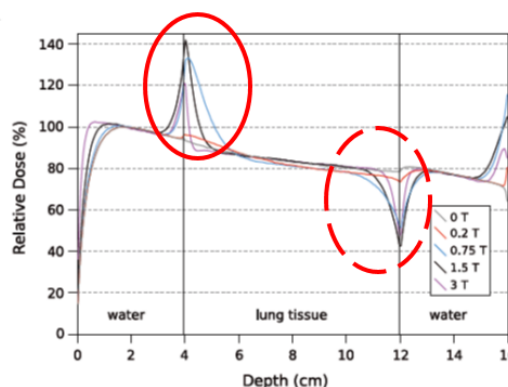


Figure 5. 3 層モデル (水、肺、水) に対する中心線量分布の計算結果⁷⁾

直径 2 cm の肺腫瘍に対する VMAT の治療計画を磁場なしで立案し、磁場下で線量分布を再

計算した結果を Figure 6 に示す。磁場 0 で治療計画したビーム条件で、0.35 T と 1.5 T の磁場の影響を比較すると、0.35 T の方が大きいことがわかる。この理由は磁場が低い方が 2 次電子の回転半径が大きく、0.35 T では 2 cm 程度であるため、腫瘍サイズが同じオーダの場合に回転した 2 次電子の一部が腫瘍から飛び出してしまふためである⁹⁾。実際の MRI リニアックの治療計画では、初めから磁場を考慮して線量最適化するため問題は生じないが、背景の物理を知っておくことは重要である。

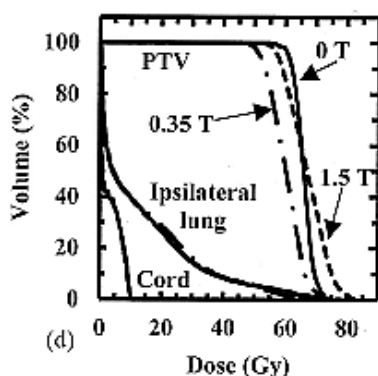


Figure 6. 磁場が肺 VMAT の DVH に与える影響⁹⁾

照射マージンはどこまで低減できるか？

毎回の照射前に GTV を輪郭抽出し、MRI 座標系とリニアック座標系が一致しているのであれば、照射マージンをゼロにしてよいのであろうか？実際は、輪郭抽出する時間座標と照射中の時間座標は同一ではないため、この間に腫瘍がシフトする可能性は否定できない。したがって、照射マージンをゼロにできないことになる。では、照射中に実時間で腫瘍輪郭を自動抽出しながら、マルチリーフコリメータを自動追尾すれば、マージンをゼロにできるのでしょうか？実際は、MRI 画像の撮像時間とマルチリーフコリメータ駆動の遅延時間はどうしても残ってしまい、制御遅れはゼロにはできない。この制御遅れの間には腫瘍が呼吸性移動すると、その移動量は照射マージンとして考える必要がある。予測制御アルゴリズムを導入することにより、制御遅れを低減できる可能性はある¹⁰⁾。

放射線治療における機能画像の役割

拡散強調画像から拡散係数 (Apparent Diffusion Coefficient, ADC) 画像を計算し、放射線治療効果を予測する研究が精力的に進められている¹¹⁾。MRI による脳の代謝マッピングの研究も進んでおり、放射線壊死と再発の判別可能性や治療効果モニタリングへの可能性も示されている¹²⁾。

まとめ

1.5 T MRI リニアックの海外動向について概説した。照射直前の腫瘍、重要臓器の輪郭に基づき、アダプティブに治療計画できる時代が到来する。種々の分子イメージング、代謝イメージングなどの機能画像を利用する研究も進んでおり、診断と治療の融合は今後ますます進むであろう。

参考文献

- 1) Lagendijk, JJW et al. Radiother Oncol, 56, suppl 1 (Proc. ESTRO Istanbul 19th Annual Meeting), pp s60 (2000)
- 2) Woodings SJ et al. Phys Med Biol. 63: 085015 (2018). doi:10.1088/1361-6560/aab566
- 3) <https://www.umcutrecht.nl/en/Research/Research-centers/UMC-Utrecht-Center-for-Image-Sciences/Research-programs/MR-Radiotherapy/MRI-guided-Radiotherapy/MRI-accelerator>
- 4) <https://www.youtube.com/watch?v=d3JjCnlbnBg&feature=youtu.be>
- 5) Raaymakers BW et al Phys. Med. Biol. 62 L41 (2017) open access <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa9517>
- 6) <http://www.newmed.co.jp/wp-content/uploads/2017/07/n1708.pdf>
- 7) Raaijmakers, AJE, Dissertation, Utrecht University (2008). <https://dspace.library.uu.nl/handle/1874/>

[26541](#)

- 8) O'Brien DJ et al. J. Phys.: Conf. Ser. 847, 012055 (2017)
<http://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/847/1/012055/pdf> (open access)
- 9) Kubota T et al, 医学物理 38, Sup. 1, Proc 115th Scientific Meeting of JSMP, pp 146 (2018)
- 10) Fast MF et al, Med Phys 41, 111719 (2014); doi: 10.1118/1.4899175
- 11) Mahmood F et al. Acta Oncologica (2017)
<http://dx.doi.org/10.1080/0284186X.2017.1348627> (free access)
- 12) 梅尾 他、日獨医報 第59卷第2号 124-137 (2014)
https://radiology.bayer.jp/static/pdf/publications/nichidoku_iho/2014_59_02/59_02_12.pdf