

【放射線治療研究会】

2019年度放射線治療研究会報告

今年度の研究会は「MRI一体型放射線治療装置と陽子線治療」をテーマにして開催した。参加者は午前75名、午後42名であった。

午前の部は「MRI-LINACの最新情報」と題して、エレクトラ株式会社の岩井先生をお招きしてMRI-LINAC開発と臨床応用までの経緯についてご講演頂いた。日本に先駆けて海外では2019年6月現在で21台が設置され、そのうち11台が臨床稼働している。5/31付で国内の薬事承認もクリアされ今後の日本の普及が期待される。また、「MR画像誘導放射線治療装置を用いた On line Adaptive Radiotherapy の導入」と題してMRI一体型放射線治療装置の国内1号機 (MRI-dian) を2017年に導入された国立がん研究センター中央病院の岡本先生をお招きして、MRI-dianの導入経験とAdaptive Radiotherapyに関して、ご講演頂いた。MRI一体型放射線治療装置には治療期間中にDWIを撮像し解析することでImaging biomarkerと

して治療効果予測も期待されることから、更なる治療成績向上に向けた治療戦略を立てることが可能と考える。

午後の部は「粒子線治療の動向と今後の展望」と題して、日立製作所の鳥羽先生をお招きして世界並びに日本の状況と粒子線治療の取り巻く環境についてご講演頂いた。また、中国四国地域で唯一の陽子線治療施設である津山陽子線治療センターから山本先生、富永先生をお招きして、「津山陽子線治療センターの概要」と「陽子線治療装置のコミッションング」についてご講演頂いた。粒子線治療は保険適応疾患が拡大しており、優れたスキャン照射技術により動体追跡技術との組み合わせも実現している。今後は優れた技術による診療報酬の加算が望まれる。

本報告書では、夏季学術大会について、そのプログラムを記載し、詳細な内容に関しては抄録を参照して頂きたい。

代表世話人 広島がん高精度放射線治療センター 山田 聖

2019年度中国・四国支部 夏季学術大会 放射線治療研究会

日時：2019年7月7日（日）10：00～15：00

会場：岡山大学病院 総合診療棟(西棟)5階 第14,15カンファレンスルーム

【午前の部】テーマ：MRI一体型放射線治療装置の現状

司会：香川大学医学部附属病院 片山 博貴

【10:00～11:00】MRI-Linacの最新情報

エレクトラ株式会社 リサーチフィジックス 岩井 良夫 先生

【11:00～12:00】MR画像誘導放射線治療装置を用いたOn line Adaptive Radiotherapyの導入
国立がん研究センター中央病院 岡本 裕之 先生

【午後の部】テーマ：陽子線治療の現状

司会：岡山大学大学院 笈田 将皇

【13:00～14:00】粒子線治療の動向と今後の展望

日立製作所 ライフ事業統括本部 デジタルフロント事業本部
グローバルエンジニアリング本部 鳥羽 順 先生

【14:00～14:30】津山陽子線治療センターの概要

津山陽子線治療センター 山本 崇裕 先生

【14:30～15:00】陽子線治療装置のコミッションング

津山陽子線治療センター 富永 裕樹 先生

放射線治療研究会 座長集約

座長 香川大学医学部附属病院 片山博貴

10:00～12:00 「MRI一体型放射線治療装置の現状」

1. MRI-LINACの最新情報

エレクトラ株式会社 リサーチフィジックス 岩井良夫先生

2. MRI画像誘導放射線治療装置を用いたOn line Adaptive Radiotherapyの導入

国立がん研究センター中央病院 岡本裕之先生

近年, MRIとLinacを組み合わせた装置が開発されています。そこで, MRI 一体型放射線治療装置の現状について装置の開発状況と国内で初めてMRIとコバルトを用いた治療装置を導入した国立がん研究センター中央病院での経験についてご講演いただいた。

MRI-Linacの最新情報としてエレクトラの岩井先生の講演であった。

リアックにMRIを組み合わせて位置決めを行うアイデアは2000年には提案されていた。現在では, アクティブ磁気シールド技術により電子銃位置のMRI静磁場を遮蔽することでMRIとLinacを組み合わせることが可能になっているとの内容であった。また, 磁場の線量分布への影響としてElectron return effect (ERE)を考える必要がある。磁場中ではコンプトン散乱によって発生した電子が影響を受けるため, プロファイル変化や空気との境界において高線量になる等の特徴について詳細に解説されていた。セッションの最後には, 電離箱による計測時の補正係数について追加スライドを御提示いただき, 通常のリニアックで計測を行っている技師にとって新しい知見を得ることができた。エレクトラではMR-Linacの国内での販売が開始になっており, 今後, 普及が期待される。

「MRI-Linacの最新情報」

エレクトラ株式会社 リサーチフィジックス 岩井良夫

1. はじめに

画像誘導放射線療 (Image guided radiation therapy: IGRT) は, 照射直前に患者の画像を取得し, 照射位置精度を向上させる照射技術である。ターゲットの形状に合わせた線量分布を形成できる強度変調放射線治療 (Intensity modulated radiation therapy: IMRT) と組み合わせることによって, リスク臓器の障害を増やすことなくターゲットへの線量増加を可能にした。

MRI 画像は X 線による被ばく無しで軟部組織の描出性能が高く, 治療計画時には広く利用されている。2000

MR 画像誘導放射線治療装置を用いた On line Adaptive Radiotherapy の導入について国立がん研究センター中央病院の岡本先生の講演であった。

MRI導入の導入経験とAdaptive Radiotherapyに関する内容であった。装置導入においてMRI対応のQA機器の必要性やコミッショニング項目についての説明があった。また, シネMRIを利用することで治療中の呼吸性移動を確認し, 迎撃照射や同期照射が可能となっていた。On line adaptive radiotherapyはリスク臓器と腫瘍の位置関係が変化した場合でも, その場で治療計画を変更することで, リスク臓器の線量を下げつつ, 腫瘍に高線量を投与することが可能となっていた。特に, 肺癌では治療効果の向上が期待できるとの報告であった。限られた時間の中で様々な職種が分担してコンツールからQA, 照射までを実施するため職種間のコミュニケーションが非常に重要であると思われる。会場からの質問では, 毎回の治療計画変更において実測を行わないQAについて議論があった。治療開始前に実測においてQAを実施しているが, 毎回の治療計画変更はわずかな輪郭の変更のみであり, パラメータ等の変更は実施しないこと, QAソフトでの検証時のpass率の設定などから精度を担保していた。

年のESTROでユトレヒト大学のLagendijkらがMRIとリアックを一体化したMR-Linacを提案した¹⁾, しかし, 技術的に難しく, 開発に時間を要していた。2017年にユトレヒト大学でMR-Linacでの治療が実施された²⁾。MR-Linacは, MRI画像による照射位置決めだけでなく, 照射毎に正確に腫瘍を描出して線量分布を最適化するオンライン適応放射線治療 (Adaptive radiation therapy: ART) を実現し, 放射線治療の適応拡大・発展に寄与すると期待されている。

講演では, MR-Linacに至るまでのIGRT及びMRI画像によるIGRT (MRI guided radiation therapy: MRgRT) に関する歴史とMR-Linacを紹介した。IGRT及びMRgRT

の歴史について Table 1 にまとめた³⁾。

2. MR-Linac

2. 1. 臨床的特長

MRI画像は軟部組織でも高いコントラストが得られるため、治療計画で活用されている。また、機能画像が取得可能であるため、リニアックと一体化した

MR-Linacでは、

- (1) 照射直前の腫瘍及びリスク臓器の正確な輪郭抽出
- (2) MRI画像を用いた正確な照射位置決め
- (3) 照射中の3D-MRI画像を用いた照射線量の積算
- (4) 照射中の画像を用いた腫瘍及びリスク臓器の移動・変形による照射の中断
- (5) 照射期間中の機能・解剖画像取得による、治療効果の検証

等が可能となる。

2. 2. MRI guided radiation therapy (MRgRT)

強い磁場中で微弱な電磁波 (RF波) を検出するMRIと、ハイパワーのRF波を用いて磁場の影響を受けやすい電子を加速するリニアックを一体化するMR-Linacは、技術的に難しい。その問題を回避しながらMRI画像によるMRgRTの手法が提案されている。

Dempseyらは、2006年のAAPMでリニアックではなく、⁶⁰Co線源をMRIと組み合わせた装置を開発中であることを発表した¹¹⁾。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0.35 T MRIと3個の⁶⁰Co線源を組み合わせた放射線治療システム, MRIdian (ViewRay Inc., Cleveland, OH) として販売され¹³⁾、国内にも導入されている。

MRIとリニアックを用いたMRgRTもある。Karlssonらは

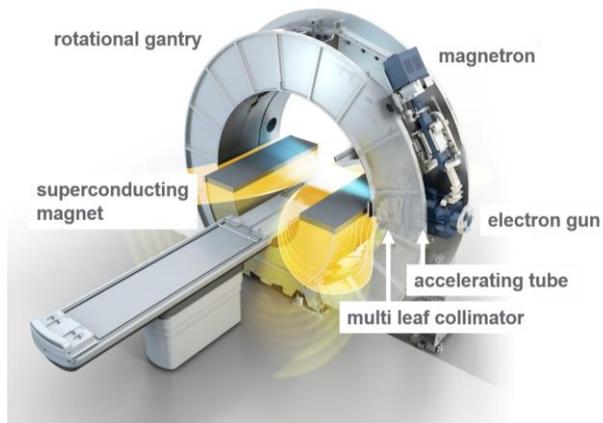


Fig. 7. Schematic design of 1.5 T MR-Linac system (Elekta Unity).

リニアックとMRIを隣室に設置し、それぞれの寝台に接続できる独自の患者移動システムを開発した¹²⁾。また、Jaffrayらは、天井のレールからの吊り下げ可動式のMRI (IMRIS, Minnetonka, MN), ロボット寝台, 及び、汎用リニアック (TrueBeam) を組み合わせた¹³⁾。吊り下げ式ではあるが、MR-on-railsと言える手法である。どちらもMRgRTではあるが、寝台又はMRIの位置精度が照射精度に影響し、また、照射中のMRI画像は取得できない。

2. 3. MR-Linacの開発

MRI と Linac を一体化する MR-Linac の構想は、Legendijk らが2000年のESTROで発表した¹⁾。その後、複数のグループがMR-Linacの開発をしており、それぞれのMR-Linacの仕様をTable 2にまとめた³⁾。

Table 1. Chronology of IGRT and MRgRT³⁾.

Authors	Contents
Simpson et al., 1982 ⁴⁾	Mega voltage CT
Aoki et al., 1987 ⁵⁾	In room CT
Lattanzi et al., 1999 ⁶⁾	Ultrasound image
Shirato et al., 1999 ⁷⁾	Real-time tumor tracking radiotherapy
Legendijk et al., 2000 ¹⁾	Concept of MR-Linac
Jaffray et al., 2002 ⁸⁾	Kilo voltage cone beam CT
Sonke et al., 2005 ⁹⁾	Markerless 4D-CBCT
Bert et al., 2005 ¹⁰⁾	Surface image guided radiotherapy
Dempsey et al., 2006 ¹¹⁾	MRI guided ⁶⁰ Co γ -ray
Karlsson et al., 2009 ¹²⁾	MRI next to linac
Jaffray et al., 2013 ¹³⁾	MRI on rails
Raaymakers et al., 2017 ²⁾	First treat by MR-Linac

2. 3. 1. 1.5 T MR-Linac

ユトレヒト大学(オランダ)は, Philips製の1.5 T MRI とElekta製の7 MVの加速器を組み合わせたMR-Linacを開発した¹⁴⁾. 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, active shield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が作り出され, 磁場の影響を受けやすいマグネトロン, 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MRI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. Figure 1は1.5 T MR-Linacシステムの構造とactive shield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. 超伝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, 治療ビームが超伝導線材を照射しない構造となっている. 現在, Elekta Unity (Elekta AB, Stockholm, Sweden) として販売されている. Figure 2にElekta Unityで撮像されたMR画像を示す.

2. 3. 2. 0.35 T MR-Linac

ViewRay社はMR-⁶⁰Coマシン発売後もMR-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, passive shieldを用いて6 MVのリニアックを開発した¹⁵⁾. 現在, 0.35 T MR-Linacを販売している.

2. 3. 3. Open magnet type MR-Linac

Alberta大学(カナダ)¹⁶⁾及びSydney大学(オーストラリア)¹⁷⁾はどちらもOpen typeのマグネットを用いたMR-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. また, 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のプランが作成される¹⁸⁾.

2. 5. MR-LinacによるOnline ART

MR-Linacでは, 治療直前に取得した画像を元に, ターゲット及びリスク臓器を修正し, その輪郭に合

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. 現在, 治療実施をめざし開発中である.

2. 4. 磁場を考慮した治療径計画

リニアックで生成された光子は, 磁場の影響を受けないが, 空気及び物質中でコンプトン散乱により生じた2次電子は磁場の影響を受ける. そのため治療計画時には, 磁場の影響を考慮した Monte Carlo線量計算アルゴリズムが必須となる. IMRTのような inverse planでは, 磁場の影響も考慮してプランが最適化されるため, 通常のリニアックのプランと同等



Fig. 8. MR images by Elekta Unity.

Table 2. Characteristics of the MRI-guided radiotherapy systems³⁾.

University	Utrecht (Elekta)	Florida (ViewRay)	Alberta	Sydney
Magnet type	Close	Split	Open	Open
Magnet field strength (T)	1.5	0.35	0.5	1.0
Clearance	70 cm bore	70 cm bore	60 cm gap	50 cm gap
Beam energy (MV)	7 FFF	6 FFF (⁶⁰ Co γ -ray)	6	6
Beam direction to magnet field	Perpendicular	Perpendicular	Inline / perpendicular	Inline / perpendicular

わせた治療計画で治療する，Online-ARTが可能である。CBCTでは描出しにくい，骨盤リンパ節オリゴメタに対して，1.5 T MR-Linacを用いることで，3 mmのPTVマージンでのOnline ARTが実施されている¹⁹⁾。

3. 最後に

MR-LinacにいたるIGRTの手法の進化を振り返り，MR-Linacを紹介した。MR-Linacへの興味につながれば，幸甚である。

参考文献

- 1) Lagendijk JJW et al., Radiother. Oncol., 56, suppl 1(Proc. ESTRO Istanbul 19th Annual Meeting), s60, 2000.
[DOI: 10.1016/j.radonc.2019.01.024](https://doi.org/10.1016/j.radonc.2019.01.024)
- 2) Raaymakers BW et al., Phys. Med. Biol. 62, L41, 2017. [Open access]
[DOI: 10.1088/1361-6560/aa9517](https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa9517)
- 3) 岩井良夫, 画像誘導と放射線治療の歴史とMR-Linacの物理, [Open access]
<http://www.elekta.co.jp/products/pdf/IGRTandMRLinac.pdf>
- 4) Simpson RG et al., Med. Phys. 9, 574-579, 1982.
[DOI: 10.1118/1.595102](https://doi.org/10.1118/1.595102)
- 5) Aoki Y et al., Radiat. Med. 5, 131-41, 1987.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3423300>
- 6) Shirato H et al., The Lancet, 353, 1331-2, 1999.
[DOI: 10.1016/S0140-6736\(99\)00700-X](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(99)00700-X)
- 7) Lattanzi L et al., Computer Aided Surgery, 5, 289-95, 2000.
[DOI: 10.1002/1097-0150\(2000\)5:4<289::AID-IGS7>3.0.CO;2-D](https://doi.org/10.1002/1097-0150(2000)5:4<289::AID-IGS7>3.0.CO;2-D)
- 8) Jaffray DA et al., Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys., 53(5), 1337-49, 2002.
[DOI: 10.1016/S0360-3016\(02\)02884-5](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(02)02884-5)
- 9) Sonke JJ et al., Med. Phys. 32(4), 76-86, 2005.
[DOI: 10.1118/1.1869074](https://doi.org/10.1118/1.1869074)
- 10) Bert C et al., Med Phys. 32, 2753-62, 2005.
[DOI: 10.1118/1.1984263](https://doi.org/10.1118/1.1984263)
- 11) Dempsey J et al., Med. Phys. 33, 2254, 2006.
[DOI: 10.1118/1.2241803](https://doi.org/10.1118/1.2241803)
- 12) Karlsson M et al., Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 74, 644-51, 2009.
[DOI: 10.1016/j.ijrobp.2009.01.065](https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.01.065)
- 13) Jaffray DA et al., Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 87(2), S13, 2013. [Open access]
[DOI: 10.1016/j.ijrobp.2013.06.039](https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2013.06.039)
- 14) Lagendijk JJW et al., Radiother. Oncol. 86, 25-9, 2008.
[DOI: 10.1016/j.radonc.2007.10.034](https://doi.org/10.1016/j.radonc.2007.10.034)
- 15) Wen N et al., Radiother Oncol. 127(3), 460-6, 2018.
[DOI: 10.1016/j.radonc.2018.04.034](https://doi.org/10.1016/j.radonc.2018.04.034)
- 16) Fallone BG et al., Med. Phys. 36(6), 2084-8, 2009.
[DOI: 10.1118/1.3125662](https://doi.org/10.1118/1.3125662)
- 17) Keall PJ et al., Semin Radiat Oncol. 24(3), 203-6, 2014.
[DOI: 10.1016/j.semradonc.2014.02.015](https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2014.02.015)
- 18) Raaijmakers AJ et al., Phys Med Biol. 52(23), 7045-54, 2007.
[DOI: 10.1088/0031-9155/52/23/018](https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/23/018)
- 19) Werensteijn-Honingh AM et al., Radiother Oncol. 134, 50-54, 2019. [Open access]

MR画像誘導放射線治療装置を用いた on-line Adaptive Radiotherapyの導入 国立がん研究センター中央病院 岡本 裕之 先生

【はじめに】

当院では，2017年に治療装置 MRIdian (ViewRay Inc.) を導入した。導入にあたっては，診療放射線技師と医学物理士のそれぞれ1名が2週間の実地研修を受け，約3ヶ月にわたりアクセプタンス，コミッションングを行なった。本報告では，臨床稼働状況と医学物理的研究について報告する。

【MR画像誘導を用いたOn-line ART】

本システムはMR画像を治療計画と照合に用いることにより，治療直前に治療計画を即時的に修正するOn-line Adaptive Radiotherapy (On-line ART) が可能である¹⁾。また，撮影にともなう被ばくもなく，CT画像に比べ画像コントラストの優れたMR画像を用いることにより輪郭描出が行いやすいのも特徴である。

On-line ARTは患者が寝台に寝た状況下で計画の修正を行う。そのため治療計画の安全性については制限された活動で確保しなければならない。定められ

たチェック項目をもとに限られた時間で複数のスタの体制を構築しスタートした。On-line ARTの主な症例は膵臓などの上腹部である。周辺には、十二指腸、小腸、大腸、胃など放射線に弱いリスク臓器が存在し、日々、リスク臓器の位置や形状は変形するため、その時々状態に合わせ、線量分布を調整する。膵臓においては当院では50 Gy/5 Frの線量分割を用い、消化管の耐用線量EQD2 54 Gy以下にするためには、30 Gy/5Fr以下に線量を抑える必要がある。On-line ARTではすでにオリジナルの治療計画に各リスク臓器に対する最適化計算用パラメータが登録されているため、実際のOn-line ARTではこれらのパラメータを調整することなく、リーフシーケンスの最適化によって線量分布が調整される。ビーム配置など計画全体の修正も可能であるが臓器の位置変位を可能な限り抑えるため治療開始までの時間を長期化させない。通常の治療計画の変更 (Off-line ART) も本システムでは行いやすいため、MRI-dianはAdaptiveに特化した治療専用機といえる。

【医学物理的研究】

On-line ARTにおけるTG-1002)をもとにしたリスク解析を現在行っている。プロセスマップの作成、レポートシステムへの導入などをもとに高リスク事象の洗い出しを図っている。磁場による線量的な影響をモンテカルロシミュレーションおよび測定を

放射線治療研究会 座長集約

座長 岡山大学大学院 笈田将皇

13:00~15:00 「陽子線治療の現状」

1. 粒子線治療の動向と今後の展望

日立製作所ライフ事業統括本部 デジタルフロント事業本部
グローバルエンジニアリング本部 鳥羽 順先生

2. 津山陽子線治療センターの概要

津山陽子線治療センター 山本崇裕先生

3. 陽子線治療装置のコミッションング

津山陽子線治療センター 冨永裕樹先生

我が国の粒子線治療は放医研を中心に1970年代から行われてきた経緯があります。2010年代に入り、粒子線治療施設（主に陽子線治療施設）が急拡大し、2019年7月現在国内23施設（重粒子線：5施設、陽子線：17施設、重粒子線+陽子線：1施設）となっています。中国・四国地区においては、2016年4月より津山陽子線治療センター（津山中央病院）にて初めて陽子線治療が実施可能となりましたが、エックス線・電子線治療に比べて情報量が少なく、地区全体としてはまだまだ関心が薄い状況となっております。

ップで実施される。臨床稼働から1年かけてこれらもとに評価した3)。また、磁場環境下の品質管理全体の構築を図り、ゲル線量計やend-to-endファントムの基礎的検討を行っている。

【おわりに】

On-line ARTは、抗腫瘍効果の高い放射線治療を安全に実施できる治療である。そのためには、ARTに特化した治療システムとそれ専用の体制が必要不可欠である。

【参考文献】

- 1) Mutic S and Dempsey JF. The ViewRay system: magnetic resonance-guided and controlled 228 radiotherapy. *Semin Radiat Oncol* 2014; 24(3):196-9.
- 2) Hu MS, Fraass BA, Dunscombe PB, et al., The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Med Phys* 2016; 43(7): 4209-4262.
- 3) Okamoto H, Nishioka S, et al., Monte Carlo modeling of a 60Co MRI-guided radiotherapy system on Geant4 and experimental verification of dose calculation under a magnetic field of 0.35 T. *J Radiat Res.* 2019 ;60(1):116-123.

本シンポジウムでは、粒子線治療の今後の動向や展望など開発サイトからの情報とともに津山陽子線治療センターの立ち上げや運用体制と品質管理の状況について、3名の先生にご発表いただき、会場の参加者と共に議論を行いました。

はじめに、日立製作所ライフ事業統括本部デジタルフロント事業本部グローバルエンジニアリング本部鳥羽順先生から、粒子線治療の動向と今後の展望と題して、粒子線治療の世界的な動向と我が国の動向および日立製作所で開発している粒子線治療装置の特徴や導入事例などについて発表していただきまし

た。数年前に三菱電機との統合や日立製作所内での組織改組を経て、国内・国外シェアについて触れられ、グローバルに事業展開を行っていることなど、わかりやすく説明して頂きました。続いて、津山陽子線治療センターの山本崇裕先生から、津山陽子線を用いた拡大ブラッグピークを利用する照射)と最新式のスキヤニングビーム(92段階のエネルギー選択によりペンシルビームスキヤン)が実施可能であり、今年からスキヤニングビームが開始されたとのことでした。症例の紹介など臨床的課題についても触れられ、わかりやすく説明して頂きました。

最後に、陽子線治療装置のコミッションングと題して、津山陽子線治療センターの富永裕樹先生より発表していただきました。発表では、最新式のスキヤニングビームのコミッションングと物理的QAおよび臨床的QAを具体的に説明して頂き、どのような課題があるのか説明して頂きました。特にスキヤニングビームで応用可能なIMPT治療計画では、通常治療計画

粒子線治療の動向と今後の展望

日立製作所 鳥羽順

【はじめに】

粒子線治療は国内では一部の症例は保険収載され、粒子線治療を受ける患者は増えつつある。本報告では、国内外の導入施設、治療患者数を俯瞰しながら、粒子線治療システムの最新技術や今後の動向について報告した。

【粒子線治療】

粒子線は従来から治療に使われている放射線と比べ、物理的な特性としてブラッグピークを有する。粒子線治療はこの特徴を活かし、患部に集中的に照射することができる。体表からある深さで線量のピークを形成するため、腫瘍から体表側の線量が低減できるとともに、腫瘍の深部側は線量を避けることができる。X線治療と比較した場合、粒子線が優れているのは線量集中性と言われている。大きな腫瘍や体内深部にある腫瘍はこの優位性が現れる一方、腫瘍に対する線量が同じであれば治療効果は同じと考えられている。優れた線量集中性により、急性障害の低減や治療中あるいは治療直後のQoL(Quality of Life)低下を防止することが可能である一方、晩発障害や二次がんの差異は長期のフォローアップが必要であるが、小児がんの長期リスクは確率的に低下すると報告がなされている。

【粒子線治療の動向】

粒子線治療は欧米、日本を中心としたアジアで普及しつつあり、全世界で89施設が稼働中である(2019

治療センターの概要と題して、津山陽子線治療センターの立ち上げ、治療装置の特徴、スタッフ配置状況などについて発表して頂きました。津山陽子線治療センターで導入した治療装置は、ユニバーサルノズル方式であり、従来式のブロードビーム(散乱体に比べて、より4次元的な不確かさの影響を受けやすく、治療計画装置上でのRobustness性の評価も重要であることがわかりました。

午後のシンポジウムでは、粒子線治療の動向や運用事例について発表していただき、ディスカッションでは会場の参加者と共に陽子線治療の今後の展開や対応について議論を展開し、無事、盛況裡に終わりました。今後、新たに粒子線治療業務に関わりたい参加者に有益な情報となる機会であったのではないかと考えられます。また、今回の話題提供を契機として、より詳細な特性や臨床応用に関する内容に関しては、今後の学術大会での発表が期待されました。

年4月時点)。使用する核種は陽子線が81施設、炭素線が13施設で、その内、両方が使用可能な施設が5施設である。治療患者数は22万人を超えている(陽子線が19万人、炭素線が2.8万人)1)。

一方、国内では20施設が稼働中であり、陽子線が15施設、炭素線が6施設、両方が使用可能な施設が1施設である。治療患者数は5.1万人で、内訳は陽子線が2.95万人、炭素線が2.15万人となっている(2018年末時点)2)。国内では2016年4月に陽子線の小児がん、炭素線の骨軟部が保険収載された以降、2018年4月に頭頸部、前立腺がんにも適用範囲が拡大された。一方で、治療費は先進医療の約300万円から減額され、160万円程度となった。さらに、高額療養費制度を使うとX線IMRTより患者負担が少なくなるケースもあり、患者の立場からすると粒子線治療はより選択しやすい状況になった。

現在、粒子線治療システムを提供しているベンダーはベンチャーの参入が相次ぎ、数が増える一方だが、主なプレイヤーは日本3社、米国2社、欧州1社である。契約施設数、治療室数ともに、欧州ベルギーのIBA社がトップで、日立が2位となっている。

市場の最新トレンドとしては、従来は陽子線、炭素線とも多室タイプの需要が多かったが、現在は陽子線1室タイプが中心となっている。各ベンダーとも治療室数を1室に限定したモデルを開発・発表し、装置価格を下げて、需要を喚起している。

【日立粒子線治療システムの実績】

日立製作所は陽子線治療システム、炭素治療システム、さらに両方が照射可能なハイブリッドシステムを提供している世界唯一の粒子線治療システムベンダーである。上記以外にも、粒子線治療に必要な診断装置や治療計画ソフトウェア等の装置・システムに加え、粒子線治療システムの据付サービス、引渡し後の保守サービスを提供している。

日立製作所は2018年6月に三菱電機と粒子線事業を統合した。その結果、国内の納入・契約数は19施設となった（内18施設は治療がスタート）。海外では11施設と契約し、内5施設が治療を行っている。日立製作所の治療システムで治療を受けられた患者数は累計53千人を超え（2017年末）、1年間でも7千人を超えている（2017年のデータ）。

【粒子線治療システムの技術紹介】

粒子線治療システムに導入されている技術について、日立製作所の最新装置から4項目を報告する。

①スキャニング照射

スキャニング照射とは、加速器から輸送された細い陽子線の径をできるだけ拡大させずに照射し、その照射位置を腫瘍の形状に合わせて小領域（スポット）に分割し精密に走査する照射法である。このため、比べて複雑な形状のがんにも高精度で陽子線を照射でき、これまで腫瘍の形状に合わせて個別につくる必要があった器具（コリメータ、ボラス）が不要となり、陽子線の利用効率も高いという特長がある。一方で、従来のブロードビーム照射法と比べると、呼吸等で移動する臓器への照射は線量分布の均一性に課題がある。日立製作所は米国MDアンダーソンセンター様に商用機として初めて導入し、2008年から累計2000名以上の患者を治療している。

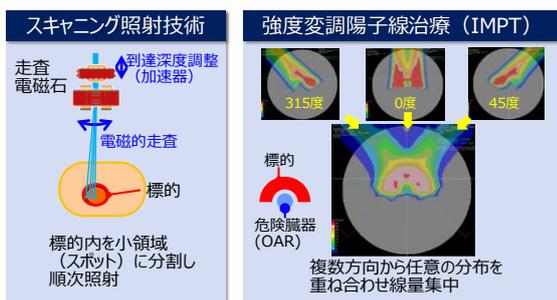
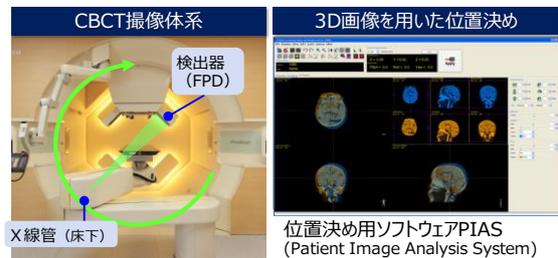


図1 スキャニング照射を用いた強度変調陽子線治療

②画像誘導粒子線治療

位置決め用イメージングシステムは、標準の2軸のX線撮像装置に加え、CBCT (Cone Beam CT)、室内CTを提供している。イメージレジストレーションには、2軸X線撮像に対応した2D/2Dモードのほか、治療計画のCT画像と位置決め時のX線画像を比較しずれ量を

算出する3D/2Dモード、CBCTや室内CTに対応した3D/3Dモードをサポートしている。特に、3D/3Dモードは、北海道大学・陽子線治療センター様にて2015年10月から臨床適用を開始し、高精度な位置決めが必要となる部位を中心に適用されている。



③動体追跡照射

患者体内の腫瘍近傍に金マーカーを刺し、2方向からX線透視画像を取得して体内の金マーカーの三次元的な位置を把握し、そのマーカー位置があらかじめ定められた範囲にある場合にのみ粒子線を照射する。動体追跡技術とスキャニング照射技術を組み合わせ

臓器に対して 図2 CBCTを用いた三次元位置決め 陽子線治療センター様にて2014年12月から臨床適用を開始し、炭素線でも大阪重粒子センター様に導入している。

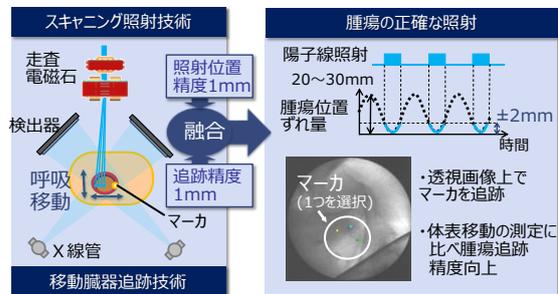


図3 スキャニング照射による動体追跡照射

④治療計画ソフトウェア

日立製作所は粒子線治療計画ソフトウェアを開発・製品化している唯一の国内粒子線ベンダーである。日立製作所の粒子線治療装置ユーザ6施設で臨床適用中である。強度変調粒子線治療 (Intensity Modulated Particle Therapy) のため、門ごとの線量配分を演算によって決定することができる。また、ロバスト最適化機能により、移動する臓器に対しても変動に強い線量分布を作成できる。

【岡山大学・津山中央病院共同運用がん陽子線治療センター様納め陽子線治療装置】

岡山大学・津山中央病院共同運用がん陽子線治療センター様にお納めした陽子線治療装置について、紹

介する。2016年に治療を始めた装置で、次の3つの特長機能を持つ。

① SELECT NOZZLE

同一照射ノズルでブロードビーム照射法とスキャニング照射法が可能。したがって、一つの治療室で部位に適した照射法を選択することができる。両者の切替えは自動で、切替時間も短く、患者の入退室時間内で完了する。スキャニング照射法には、放射線スキャニング照射法におけるペナンブラを改善するために、MLC(多葉コリメータ)の併用が可能である。MLCを使わない場合と比べ、ペナンブラがシャープになり、DVHが改善された線量分布を実現することができる。

③コンパクトガントリ

装置設置面積を低減するために、コークスクリュウ型ガントリを採用。ガントリ軸長を当社比40%に縮小した。一方で、治療室内のスペースを確保するため、ガントリ口径は4.2mと十分な大きさを取り、ノンコプラナー照射も可能である。

【今後の取組み】

治療成績の向上のために、治療期間中に生じる腫瘍縮小、日々の腫瘍位置変化に対応したアダプティブ治療に対する要求が高まりつつある。日立製作所は治療計画ソフトウェア、検証システム、位置決めシ

津山陽子線治療センターの概要

津山中央病院 がん陽子線治療センター
山本崇裕

【はじめに】

当院は2016年4月より中四国地方で初めてとなる陽子線治療を開始した。放射線治療(X線)との特性の違いや日本の粒子線治療施設の現状を始め、運用開始から3年で得られた当院での経験や取り組みを述べた。

【陽子線概要】

2019年9月現在、日本には粒子線治療施設が23カ所(重粒子線:5カ所、陽子線:17カ所、両方:1カ所)ある。そのうち当院は中四国唯一、総合病院がもつ粒子線施設では岡山県以西では初の施設である。開設順では当院は13施設目あたりであることから新規施設が近年急増傾向にある。これは技術の進歩により小型化や低コスト化が図られ、都市圏や民間病院でも導入しやすくなったことが理由として挙げられる。また、2000年代に入り先進医療として施行され2016年以降では一部のがんで保険診療となり、粒子線治療そのものが身近なものになってきた。

医学総合研究所様が開発したラスタースキャニングを採用した。ビームはスポット間でON/OFFせず、高速に移動させる。照射線量は各スポットのスポット間移動中の線量を治療計画で考慮した上でコントロールする。

②MLCスキャニング

システム等を網羅して提供可能であり、使い勝手の良いトータルソリューションを提供していく。また、がん以外の疾患(頻脈性不整脈に対するアブレーション治療等)にも応用できる可能性があり、粒子線治療の適用拡大に貢献していきたい。

【おわりに】

粒子線治療は世界的に普及しつつあるが、一方で治療成績向上のための技術革新のニーズは絶えない。引き続き、技術開発を進め、粒子線治療システムの高機能化・高精度化・小型化に取り組んでいきたい。

【参考文献】

- 1) PTCOG ウェブサイト
<https://www.ptcog.ch/>
- 2) 日本粒子線治療臨床研究会ウェブサイト
[http://jepc.kenkyuukai.jp/special/?id=805](http://jept.kenkyuukai.jp/special/?id=805)

先行施設では放射線科単科が持つ施設が多かったが当院の特徴として、他科診療が行えることにより、化学療法併用が可能であったり、治療中の有害事象や他疾患のフォローが可能であったり、検査から治療まで包括的に行うことが可能で、総合病院としての強みがある。今後単科の施設でなくこのような施設が一般的になると思われる。

【治療開始までの流れ】

1. 治療計画検査
 - ・ 固定具作成
 - ・ 治療計画CT撮影
 - ・ 呼吸性移動量計測

固定具や計画用CTに関して、基本的には放射線治療(X線)との大きな違いはなく、シェルやバックロックによる固定を行い、呼吸同期照射を行う場合は呼吸同期法によるコンベンショナルCT撮影を行う。呼吸性移動対策としてランドマークとなる対象物を4D-CTやX線透視による移動量計測を行っている。固定シェルに関して、X線ではビルドアップを考慮してメッシュ状のシートを採用しているが陽子線では

飛程を考慮してメッシュではなく均一な孔無しシートを採用している。

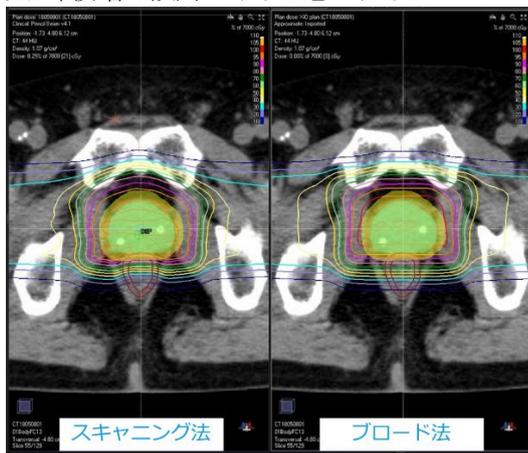
2. 治療計画・計画承認

技師・医学物理士によるプランニングが行われる。計画CT撮影日をクリティカルパス1日目として3日間計画期間を設け計画承認を行う。

3. 患者QA測定

実測による患者校正深測定および水ファントムや2次元検出器による分布測定を行う。これらの検証作業を含めて計画検査から5営業日後に治療開始となる。

当院での部位別割合で3割を占める。金マーカーを留置してターゲットの位置再現性を高めている。2018年5月より従来法(ブロード法)からスキヤニング法による照射を開始した。2018年4月より保険診療となり、治療法の選択肢として陽子線治療が選択し易くなり今後増加傾向であると思われる。



・ 巨大肝癌

区域性に照射が必要な場合でも、X線に比べ正常肝への照射線量を低く抑えながら照射が可能であり陽子線の良い適応となる。

腫瘍位置により照射回数と総線量がプロトコル設定されており72.6GyE/22fr(肝門部, 消化管近接), 66.0GyE/10fr(末梢)となる。

陽子線治療装置のコミッショニング 津山陽子線治療センター 富永裕樹

【はじめに】

陽子線治療のペンシルビームスキヤニング法は従来法に比べ、腫瘍に対して均一に照射することができ、正常組織への無駄な線量を減らすことができる新たな技術であるとして注目されている。岡山大学・津山中央病院共同運用がん陽子線治療センターの陽子線治療装置MELTHEA V (日立製作所社製)のペンシル

4. リハーサル・治療開始

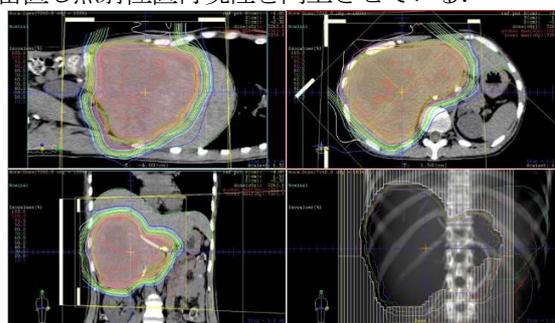
治療開始前に治療計画のパラメータチェック・患者干渉チェックを行う。治療が開始されると期間中にCTを複数回行いターゲットの縮小・増大のチェックおよびOAR位置再現性チェックを行い計画変更の要否を決定する。

【経験症例】

運用開始から3年が過ぎ、数多くの症例を経験している。その中でも代表的な症例を提示する。

・ 前立腺癌

また、腫瘍の位置のランドマークとしてマーカーを留置し照射位置再現性を向上させている。



□ 小児がん

2016年4月の小児固形がんの保険適用に伴い当院でも同年秋ごろより受け入れを開始した。現在まで20名以上の患児を受入れ、最年少は1歳10ヶ月の患児を鎮静下での照射を完遂させた。

成人患者に比べ1日の照射開始から終了までにかかる時間が非常に長く、技師・看護師・保育士等との多職種連携やマンパワーの充足が不可欠となる。

【まとめ】

当院での経験や取り組みの一部を紹介した。中四国初の陽子線治療施設として臨症的な役割も大きいですが、陽子線治療の認知や学術的な知見を発信していければと考える。

ビームスキヤニング法の治療開始に向けた臨床的ビームコミッショニングの方法および結果について報告する。

【陽子線治療装置について】

当院の陽子線治療装置は回転ガントリ1室とシンクロトロン加速器を持ち、ユニフォームスキヤニング法(以下、US法)とラスタースキヤニング法(以下、RS法)という2つの照射方法を1つのノズルから

選択して照射することが可能である。US法の搭載エネルギーは118, 153, 183, 210 MeVの4種類（体内飛程は9.0~26.0 cm）、RS法は70.7~235.0 MeVの範囲で92種類（体内飛程は4.1~34.2 cm）である。最大照射野は15×20 cm²であり、X線治療装置と比較するとやや小さい。マルチリーフコリメータ（以下、MLC）を挿入してRS法の治療が可能であり、このような装置は世界的に見ても珍しいが、現在のシステムではMLCは非対応であり、使用せずに実施している。

RS法の治療計画装置はRayStation6.2を使用しており、US法は別の治療計画装置を使用しているが、今後はUS法とRS法の両照射法を本治療計画装置に統合しRS法でMLCも使用可となる。

【ラスタースキャンニング法について】

RS法とはインバースプランニングによって最適化計算された数10種類のペンシルビームを選択し、段階的にエネルギーを切り替えながら各スポット位置へビーム走査し拡大ブラッグピーク（以下、SOBP）を形成して照射する方法である。スポットスキャンニング法とは異なり、スポット位置へ照射後にビームを止めることなく次の位置へ移動することができるため、高線量率かつ短時間でビームを照射することが可能である。US法に比べ、ビームライン機器を使用せずにさらに腫瘍の形状に合わせた均一な線量分布を実現できるようになった。

当院ですでに実施した前立腺癌患者連続20症例に対してUS法とRS法の線量分布比較を実施するとPTVへのカバーはほぼ同等となり、直腸や膀胱の線量を有意に低減することができた1)。この結果よりRS法による治療が実施可能となつてからはすべての前立腺症例に対してRS法による治療を実施している。

陽子線のペンシルビームはガウス分布に従ったプロファイルを形成し、平坦な分布を形成するのにビームのスポット間隔は 1σ （約68%）の距離で配置するのが一般的であるが、スポット間隔は任意に設定が可能である。この間隔が 1.5σ を超えると平坦度が急激に劣化するとされており、適切なスポット間隔でビームを照射する必要がある。

【ビームコミッショニングについて】

ビームコミッショニング項目としては(1)モデリングデータ、(2)スキャンニング電磁石の精度評価、(3)コミッショニングの3つに大別される。

モデリングデータには深部線量分布（Integrated Depth Dose：IDD）とペンシルビームサイズ、MU校正値測定が必要であり、92エネルギー分を測定し治療計画装置に登録した。

スキャンニング電磁石の精度評価には単一エネルギーのスポット位置測定と平坦度測定を実施し、それぞれ装置の仕様通りに照射できているかを確認した。

コミッショニングは、幾何学的な形状の線量分布の確認を行った後、患者を模擬したビームで実施した。拡大ブラッグピーク幅、飛程、照射野を変えて作成した立方体輪郭と模擬患者用としてAAPM TG1192)のCTを使用してプランを立案し(図1)、飛程と深部線量分布の確認とアイソセンタにおける絶対線量測定、側方線量分布などを行った。

全体的なコミッショニング結果は良好であったが、ペンシルビームアルゴリズムによる計算の限界により、浅い領域の腫瘍に対して必要となる60 mm以上のレンジシフタを挿入した場合にSOBPの手前の線量が計算よりも低い結果となった。今後モンテカルロ計算アルゴリズムの実装により改善することが報告されている3)。

【まとめ】

RS法の様々な項目のコミッショニングを実施し、各測定において良好な結果を得ることができた。今後は治療計画装置のバージョンアップ完了後に、MLCを挿入したプランやモンテカルロ計算アルゴリズムで計算したプランのコミッショニングを実施予定である。

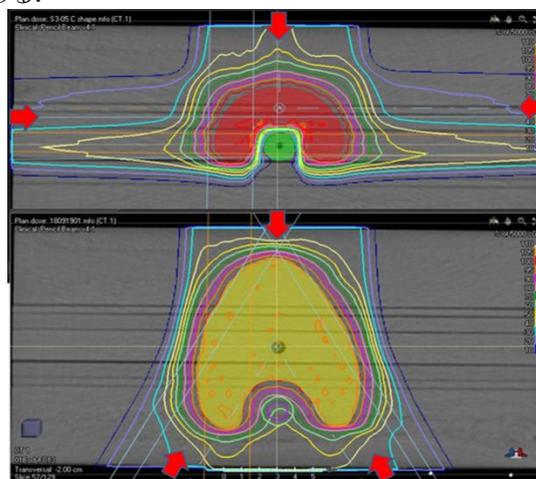


図1 C shape（上段）とHead & Neck（下段）のプラン（矢印はビーム入射方向）

【参考文献】

- 1) 富永, 笈田ら 前立腺癌患者の陽子線スポットスキャンニングと従来法との線量分布比較 津山中央病院医学雑誌 2018; 32巻1号 Page41-52
- 2) Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report

from AAPM Task Group 119. *Med Phys.* 2009
Nov;36(11):5359-73.

3) Saini J, Maes D, Egan, et al. Dosimetric
evaluation of a commercial proton spot scanning
Monte-Carlo dose algorithm: comparisons against
measurements and simulations. *Phys Med Biol.*
2017 Sep 12;62(19):7659-7681.