



Title	スポットスキャン陽子線治療におけるMRI 誘導の適用に関する研究 [論文内容及び審査の要旨]
Author(s)	藤井, 祐介
Citation	北海道大学. 博士(工学) 甲第15182号
Issue Date	2022-09-26
Doc URL	http://hdl.handle.net/2115/87153
Rights(URL)	https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/
Type	theses (doctoral - abstract and summary of review)
Additional Information	There are other files related to this item in HUSCAP. Check the above URL.
File Information	FUJII_Yusuke_abstract.pdf (論文内容の要旨)



[Instructions for use](#)

学位論文内容の要旨

博士の専攻分野の名称 博士（工学） 氏名 藤井 祐介

学位論文題名

スポットスキニング陽子線治療における MRI 誘導の適用に関する研究
(Studies on spot scanning proton therapy system with MRI guidance)

磁気共鳴画像 (MRI) は、軟組織のコントラストに優れており、X 線治療における腫瘍位置の監視手法として活用され始めている。一方、飛程の終端に線量のピークを持つ陽子線の特徴を活かし、腫瘍に線量を集中させる陽子線治療も普及し始めている。本研究は、MRI を用いた画像誘導を陽子線治療に適用した MRI 誘導陽子線治療システムの実現に向けて、陽子線照射装置と MRI を組み合わせたシステムの構成を具体化し、そのシステムが形成する線量分布について示したものである。

第 1 章の序論では、研究の背景及び既存の研究における課題と本研究の目的について述べた。近年、軟組織の視認性に優れた MRI と X 線治療装置が一体化したシステムが実用化され、X 線治療の高精度化が大きく進んだ。この装置では、治療用 X 線の照射位置において患者の MRI 画像を撮像できる。治療直前に MRI 画像を撮像し、その画像に基づいて位置決めを実施するほか、治療計画を再作成するオンラインアダプティブ治療を実施できる。また、X 線照射と MRI 撮像を同時に実施できるため、呼吸等により移動する腫瘍に対して、被曝レスでその位置を計測し、腫瘍が計画位置にある場合のみ放射線を照射するゲート照射を実施できる。これらにより、腫瘍周辺の正常組織への不要線量が大幅に低減される。このような装置は、すでに臨床現場で用いられており、治療成績の向上が報告され始めている。さらに高精度な放射線治療装置として MRI と陽子線治療装置が一体化したシステムが考えられている。MRI による視認性の向上と、陽子線の飛程で止まる性質を生かして正常組織への線量を低減することで治療成績の向上を目指すものである。MRI と陽子線を一体化するための主な検討項目として 2 点挙げられる。1 点目は、MRI と陽子線照射装置が一体化したシステムの構成である。2 点目は、MRI の磁場による陽子線への寄与を明らかにすることである。1 点目の MRI と陽子線の一体化では、陽子線が MRI の磁場により偏向するため、この影響を考慮したシステムを構成する必要がある。また、走査電磁石やモニタなどの照射装置を構成する機器に MRI からの漏れ磁場が影響することが考えられるため、漏れ磁場を最低限に抑えたシステムが必要である。2 点目の MRI 磁場が陽子線へ及ぼす影響に関しては、磁場により陽子線の中心軌道が曲がるとともに、その線量分布の形状が歪むことがこれまでに報告されている。陽子線治療では、線エネルギー付与の影響を考慮する必要がある。線量分布が歪むことから、磁場下における線エネルギー付与の分布も線量分布の歪みと共に歪むことが考えられるが、これまでに磁場下の陽子線による線エネルギー付与を明らかにしたものは無かった。本研究の目的は、MRI と陽子線が一体化したシステムの構成を確立し、線エネルギー付与分布に対する磁場の寄与を明らかにすることである。

第 2 章では、MRI と陽子線治療装置を組み合わせた構成を検討した。陽子線照射装置と組み合わせる MRI として、X 線治療装置に採用されているトンネル型の MRI と鉄心を用いたオープン型の MRI が考えられる。トンネル型 MRI の場合、トンネルを二つに分け、その隙間から陽子線を照射する。二つに分けたトンネルは磁場により引き合うため、隙間を保つように支える支持構造が

必要である。陽子線を任意の方向から照射する場合、この指示構造との干渉が課題となる。また、磁極間を繋ぐ磁性体がないことで漏れ磁場が大きくなると考えられる。一方、鉄心を用いたオープン型の MRI を用いる場合、磁力線がヨーク内を通過するため、漏れ磁場を低減することができる。漏れ磁場を低減し、且つ陽子線の偏向を抑制する方法として、鉄心を用いたオープン型 MRI の磁極中心に開けた穴を陽子線が通過する構成が提案されている。この構成では、MRI の主磁場の向きと陽子線の進行方向がほぼ一致するため、陽子線の偏向量が小さい利点がある。一方、照射野を大きくするためには磁極中心の穴を大きくする必要がある。磁極中心の穴を大きくすると一様磁場領域の確保が困難となり、MRI の視野を小さくせざるを得ない。すなわち、陽子線の照射野サイズと MRI の視野の大きさがトレードオフの関係となる。一方、陽子線治療に必要なとされる照射野の大きさは、400mm × 300mm である。食道や小児の全脳全脊椎など長い標的を小さな照射野のシステムにより照射する場合、多数に分割して照射する必要が生じる。そのため、線量分布の繋ぎ目における精度低下や治療計画時間・治療時間の延長などのデメリットが発生する。そこで、ヨークに穴を開けその穴に陽子線を通す手法を考案した。ヨークの中央付近に設けた穴に陽子線を通すことで、磁束がヨーク内を通過するため照射装置への漏れ磁場の影響を最小にすることができる。また、MRI 撮像用の一様磁場の大きさを犠牲にすることなくヨークの穴を大きくし、大きな照射野を実現できる。本研究では、ヨーク中央に陽子線を通す構成において、MRI の鉄形状設計とビームサイズを最小化する照射装置の構成について検討した。腫瘍の撮像に必要な視野サイズ直径 400mm を実現するため、直径 400mm の球内の磁場均一度が 1ppm 以下となること、また、最低エネルギーの陽子線に対してビームサイズが 10mm 以下となることを確認した。さらに、ビームサイズを小さくするため、低磁場領域に位置モニタを設置し、位置モニタの下流にヘリウムチャンバを設置した。モンテカルロ計算コード Geant4 を使用して、これらの構成をモデル化し、ビームサイズを解析した。ヘリウムチャンバを用いることで、使用される最低エネルギーの 70.2MeV の陽子線に対してビームサイズ 9.2mm となり、目標とした 10mm 以下となることを確認した。

第 3 章では、MRI と陽子線治療装置を組み合わせたシステムが形成する線量分布と LET 分布について解析した。垂直磁場によって偏向された陽子線は、横方向の線量分布が非対称に歪むことが知られている。線量分布の歪みと共に LET 分布も歪むことが考えられることから、磁場下の線量分布と LET 分布を Geant4 により計算し、それぞれの分布の歪みを定量化した。陽子線エネルギーと磁場強度を変化させ、定量化した歪み量の相関を求めた。陽子線のエネルギーは 70~220 MeV の範囲であり、磁場強度は 0~3 T の範囲で変化させた。線量分布の歪み量は、ガウス分布と左右の裾部を表す関数の合計 3 つから成る指数テイル関数により近似し、その近似パラメータにより定量化した。LET 分布の歪み量は、線量がピークの半値となる位置の LET の値から算出した。その結果、陽子線のエネルギーが高いほど、磁場が強いほど線量分布と LET 分布が歪むことを確認した。線量分布と LET 分布の歪みには相関があり、線量分布が歪む領域ほど LET 分布も歪むことがわかった。

第 4 章の結論では、第 1 章から第 3 章までで得られた主要な知見をまとめ、MR 画像誘導陽子線治療システムの開発に対する総括とした。