

氏 名	なか もり のぶ ゆき 中 森 伸 行
学位(専攻分野)	博 士 (学 術)
学 位 記 番 号	博 乙 第 25 号
学位授与の日付	平成 6 年 7 月 21 日
学位授与の要件	学位規則第 4 条第 2 項該当
学位論文題目	電子のエネルギー分布を考慮した医用画像用 X 線スペクトルの算出
審 査 委 員	(主査) 教 授 金 森 仁 志 教 授 押 山 宏 教 授 吉 田 靖 夫

論 文 内 容 の 要 旨

X 線は、外科手術を行わないで人体内部の情報を知ることができるため、医学診断に広く利用されてきた。しかし、X 線を使用するとき、放射線被曝のため人体に悪影響を及ぼす。このため、患者の被曝線量を低減したり医師の診断能に影響を及ぼす医用画像の画質を向上するために正確な X 線スペクトルを知る必要がある。

著者は、医用画像の作成に使用する X 線スペクトルを計算する従来の方法を検討した。しかし、満足する計算方法を見出すことができなかった。著者は、従来の方法の問題点を詳細に検討し、医用画像用の X 線スペクトルに適用できる新しい計算方法を開発した。以降本論文の章にそってその内容の概略を説明する。

本論文は、5 章からなっている。

第 1 章は、本研究の目的である理論的に X 線スペクトルを計算する方法について、その現状と問題点を整理した。特に、現在医用画像作成時に使用している X 線スペクトルを計算する、Birch-Marshall の式および Tucker 等の式について詳細に検討した。彼らのモデルでは、それぞれのモデルに近いターゲット角度の条件では測定結果と一致するが、ターゲット角度がモデルの値と異なると、測定結果から外れた。このずれの原因を本章で整理し、本研究で行う指針を示した。

第 2 章では、X 線管球のターゲット内での電子のエネルギー分布を計算する方法についてまとめた。電子はターゲット内でランダムに散乱するため、モンテカルロ法を用いて、ターゲット内の個々の電子を追跡し、電子のエネルギー分布を計算した。まず、電子がターゲット内でどのような振る舞いをするか正確に把握するため、ターゲット内での電子の走行距離、衝突後の散乱角度分布、電子エネルギーの損失とそのばらつきを決定する物理量を検討した。その結果、電子の散乱角度分布の決定には、Molière の多重散乱公式を使った。Molière の多重散乱公式は、電子の走行距離内で 20 回以上の散乱が起こる条件で適用できるため、検討の結果、Molière の変数を 3 とし、この値から電子の走行距離を決定した。エネルギーの損失を、Bethe の阻止能の式から計算した。その時のエネルギー損失のばらつき（エネルギーストラグリング）を、Gauss 分布および Vavilov 分布を用いて計算し、両者の違いを検討した。最終的には、Vavilov 分布を使用した。この章で計算したターゲット内での電子のエネルギー分布を、第 3 章の制動放射 X 線スペクトルの算出、および、第 4 章の特性 X 線スペクトルの計算に使用した。

第 3 章は、制動放射 X 線スペクトルの算出方法をまとめたものである。最初、薄いターゲットに電子を衝突させたとき発生する制動放射 X 線強度（制動放射断面積）について、検討を行った。この結果、Bethe と Heitler が導出した理論式が、医用診断で使われているエネルギー範囲の制動放射 X 線スペクトルを計算するのに適していることを明らかにした。次に、X 線ターゲットのような厚いターゲットに電

子を衝突させたときの制動放射 X 線強度を計算するため、今までに報告されている理論式の問題点を整理した。従来の半経験式で無視された、ターゲット内での電子の多重散乱やエネルギー分布を考慮して制動 X 線スペクトルを求める式を導出し、計算した X 線スペクトルを実験結果と比較した。また、従来の半経験式で計算したスペクトルとも比較検討した。その結果、本手法で計算したスペクトルは Fewell 等の測定結果とよく一致し、本方法が、医用診断で使われる撮影条件の X 線スペクトルを正しく算出することを明らかにした。また、以前の半経験式の問題点の確認も行い、X 線スペクトルを計算するためには、電子のエネルギー分布を考慮することが重要であることを示した。また、Birch-Marshall の式や Tucker 等の式の適用範囲が、X 線管球の陽極角度に依存することを明らかにした。

第 4 章は、特性 X 線強度を理論的に計算する方法についての研究をまとめたものである。特性 X 線の断面積は、Bethe をはじめとして多くの研究者が行なった。しかし、これらの結果は、医用画像作成に使用するエネルギーよりかなり大きいエネルギーを対象としているため、それらの公式を本研究で扱った分野に適用することはできない。また、医用画像作成で使用するエネルギーに対して、経験的な式が存在するが、測定結果と比較検討すると満足するものがなかった。著者は、ターゲット内で発生した制動放射 X 線がターゲット内で光電効果を起こし、その結果特性 X 線が発生するとの仮説を立て、計算のモデルを構築した。このモデルから、特性 X 線の発生強度を計算する理論式を導きだした。この式を用いて計算した特性 X 線強度は、Fewell 達の測定結果とよく一致した。特に、従来の式で計算した結果では、特性 X 線の含有率が、ビーム角度を陽極に近づけると大きくなり、測定結果と反対の傾向を示したのに対し、本方法だけが、測定結果と一致した傾向を示した。これは医用画像にとって重要な因子である。

第 5 章で、本研究の結果を総括した。本研究の成果は、X 線管球の設計や付加フィルタの選択、また、体形の異なる患者に対してどのような撮影条件で X 線撮影を行えば、X 線写真の画質を損なうことなく患者の被曝線量を最小限に押さえることができるかといった問題に解答を出すデータとなると確信する。

論文審査の結果の要旨

医用画像作成に使用する X 線スペクトルが患者の被曝線量や医用画像の画質に直接影響を及ぼすため、X 線の発見以来多くの研究者がスペクトルを測定し、報告してきた。一方、医用画像作成用の X 線スペクトルを計算する方法として、物質内での電子の取り扱いの複雑さから様々な X 線撮影条件に適用できる理論式はなく、ただ実験結果から導かれた簡便な経験式を使用してきた。しかし、それらの経験式は統一的に実験結果を説明できなかったため、現場技術者が被曝線量の算出や医用画像の画質の解析にそれらの式を使うことに懸念を抱いてきた。本研究は、従来の計算方法の問題点を検討した上で、X 線管球の陽極内での電子のエネルギー分布を考慮した実際の物理現象に即した新しいモデルを構築し、理論的に X 線スペクトルを計算する方法を確立したもので、大いに評価できる研究である。本研究の方法では、X 線管球の陽極の材質、ターゲット角度、固有フィルタや付加フィルタの材質と厚さ、X 線の放出角度等、X 線スペクトルに影響を及ぼす多くの要因を考慮している。そのため、実際の医用画像作成時の様々な撮影条件での X 線スペクトルを今までのモデルよりも精度よく計算することが出来るので、被曝線量や医用画像の画質を管理する者にとっては非常に有用な方法と考えることができる。

また、本研究で提案された方法で計算した結果は、様々な撮影条件に対して精度よく測定された X 線スペクトルと詳細に比較され、よく一致することが確かめられている。この結果、今後患者の被曝線量を低減し、医用画像の画質を向上させるための解析に本研究で提案された手法が大いに利用されることが出来る。

本論文の基礎となったのは、3 編の学術論文であり、国内各学会の論文誌に掲載されたものである。3 編と論文の筆頭著者は全て申請者である。

以上の検討結果から、本論文の内容には独創性、有用性を十分認めることができ、学術的価値が高いと

判断できるので、本論文を学位論文に値すると判定する。