

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 6 月 11 日現在

機関番号：82626

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2012～2014

課題番号：24791365

研究課題名(和文) 治療用高エネルギー電子線の絶対線量計の開発

研究課題名(英文) Development of a graphite calorimeter for clinical electron beams

研究代表者

田中 隆宏 (Tanaka, Takahiro)

独立行政法人産業技術総合研究所・分析計測標準研究部門・主任研究員

研究者番号：30509667

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,300,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では、放射線治療用電子線の吸収線量を絶対測定できる線量計として、薄入射窓グラファイトカロリメータの開発を行った。飛程の短い電子線に対する十分な透過性と、カロリメータの受光部の断熱性(真空断熱)を両立するため、グラファイト基板に高密度グラファイトを蒸着させた窓材を開発した。その結果、受光部の深さを、6MeVの電子線の線量最大深よりも浅くすることに成功した。また交流ブリッジ回路を基にした薄入射窓カロリメータの制御測定装置も開発し、薄入射窓グラファイトカロリメータをテストした結果、約5 μ W程度の精度(標準偏差)で測定できることを確認した。

研究成果の概要(英文)：We have newly developed a graphite calorimeter for clinical electron beams. This graphite calorimeter has a thin graphite entrance window to detect clinical electron beams. The thin graphite window is specially designed for this graphite calorimeter, and is coated with a high density graphite layer by using CVD (chemical vapor deposition) method. Consequently, the core (absorber) of the calorimeter is successfully positioned shallower than the depth of dose maximum of 6 MeV electron beams. We tested the graphite calorimeter by external electrical power measurements. The results show that the graphite calorimeter can measure external power of 70 μ W with a standard deviation of about 5 μ W.

研究分野：放射線計測

キーワード：グラファイトカロリメータ 治療用電子線 吸収線量

1. 研究開始当初の背景

放射線治療の効果は、照射された領域の吸収線量と線質に依存する。特に、吸収線量(単位質量の標的物質に放射線により付与されるエネルギー)の精度は、放射線治療の成否を決める重要な要因となる。

放射線治療の吸収線量を絶対計測するため、本研究代表者のグループでは、グラフィットカロリメータの開発を行ってきた。その結果、コバルト60の線や医療用リニアックのX線といった光子線について、諸外国と遜色のない精度(1%以下)で吸収線量の絶対測定をすることが可能となった。

一般に、吸収線量の絶対測定の方法は、放射線照射による空気の電離量の測定を基にした方法と、放射線により物質に付与されたエネルギー(熱量)の測定に基づく方法、の2つに大別される。電離量測定で広く用いられている線量計は電離箱であり、比較的簡便な計測システムで構成される。しかし、吸収線量を求める際に、電離量を付与エネルギーに変換する係数(イオン対の生成に必要な平均エネルギー)が必要となり、吸収線量の精度がこの係数の精度に左右されてしまう。そのため、熱量測定に基づいた吸収線量の絶対測定法が世界的に広く用いられている。この熱量測定で広く用いられている線量計の一つがグラフィットカロリメータである。その名前の通り、グラフィットカロリメータは、グラフィットを放射線の吸収体とした熱量測定器である。放射線治療において、一回の照射の平均的な線量である2Gyの照射でも、吸収体の温度上昇は数mK程度である。この温度上昇を1%以下の精度で測定するためには μK オーダーの精密な温度制御が必要となり、前述の電離量測定と比べると制御装置が複雑になる。

このように、線やX線などの光子線の吸収線量の絶対測定については、計測技術的にも円熟期を迎えつつある。一方、放射線治療で使われる放射線のうち電子線については、その絶対測定の精度が線やX線ほどではない。その原因はいくつかあるが、一つとして電子線の短飛程による測定の難しさが挙げられる。世界的に見ても、特に6~10MeV程度の電子線の吸収線量の絶対測定を行っている例は光子線と比べると圧倒的に少ない。電子線の線量の一次標準について、本研究代表者が知る限りでは、グラフィットカロリメータによる測定例のみである。ただし、このグラフィットカロリメータは、短飛程の電子線に対応するため受光部の真空断熱を諦めているため、熱量測定の精度が光子線ほどではなく、計測技術の一層の発展が求められている。

この短飛程の電子線の吸収線量を絶対計測するための線量計を開発し、電子線の吸収線量の絶対測定の精度を、線やX線と同等にすることが重要となる。

2. 研究の目的

前述の通り、従来の線やX線用のグラフィットカロリメータでは、受光部を真空断熱にするための断熱層の厚みによって、飛程の短い電子線の測定は困難であった。そこで、本研究では、飛程の短い電子線用の絶対計測器として薄入射面グラフィットカロリメータの開発を行った。

この開発を達成するために、以下の3つを本研究の目的とした。

- (1) 電子線に対する透過性と断熱性を兼ね備えた検出器(薄入射面グラフィットカロリメータ)の開発
- (2) 制御測定装置の開発
- (3) 検出器と制御測定装置を統合し、線量計としての性能評価

3. 研究の方法

本研究では、薄入射面グラフィットカロリメータ(検出器)と制御測定装置の二つの開発を行い、その後、両者を統合して駆動させるシステムを開発し、線量計としての性能評価を行った。

検出器の開発で最も重要となるのが、電子線に対する透過性と、受光部の断熱性(真空断熱)を両立させることであった。従来のグラフィットカロリメータ用の真空チェンバーは、アクリル製であった。通常のステンレス製の真空チェンバーではない理由は、散乱線を抑制するためである。しかし、アクリルは電子線がチャージアップする可能性や、電子線に対する十分な透過性を得るのが難しいといった課題があった。そこで本研究では、高密度グラフィットをCVD法によりグラフィット基板に蒸着させた材料を入射窓材とすることを試みた。つまり、グラフィット蒸着基板を入射面としたアクリル製の真空チェンバーの開発を行った。

グラフィット蒸着基板は、有限要素法を使い、大気圧による変形などを考慮して設計を行った。様々な形状の基板を試作したが、最終的には厚さ2mm(最薄部)のグラフィット基板に高密度グラフィットを約50 μm の厚さで蒸着したものを、グラフィットカロリメータの入射窓とした。この蒸着基板は、カロリメータ内部の断熱に十分な真空度($<10^{-2}$ Pa)が得られることが分かった。この薄入射窓の開発により、受光部までの深さを、6MeVの最大線量深よりも浅くすることに成功した。

図1に、本研究で製作した薄入射面グラフィットカロリメータの全体の模式図およびカロリメータ本体の写真(X線写真)を示す。図1に示す通り、アクリル製真空チェンバーの中にグラフィットファントムとカロリメータ本体が収納されている。カロリメータ本体は、受光部と二重の熱シールドで構成されている。図1のX線写真に示されるように、中心にある受光部(直径20mm、厚さ2mm)が、熱シールドによって二重に

覆われている。受光部ならびに二重の熱シールドのそれぞれに、温度計とヒーターが複数埋め込まれている。吸収線量の絶対測定には、グラファイト以外の材料は不純物（つまり、不確かさの要因）となるため、温度計とヒーターには微小サーミスタ（プローブのガラスビーズのサイズ：温度計：直径 0.36mm×長さ 0.8mm、ヒーター：直径 0.43mm×長さ 1mm）を使用した。各ヒーターへの印加電力を PID 制御することにより、受光部および二重の熱シールドの各温度をコントロールし、カロリメータとして機能させる。

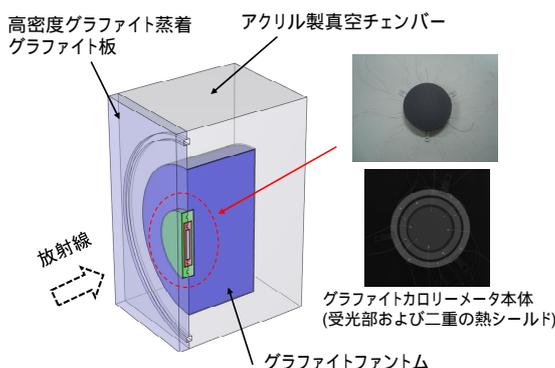


図 1：薄入射面グラファイトカロリメータ全体の模式図（左）とカロリメータ本体写真（右上）および X 線写真（右下）。なお、X 線写真の白い斑点はサーミスタのプローブ（ガラスビーズ）である。

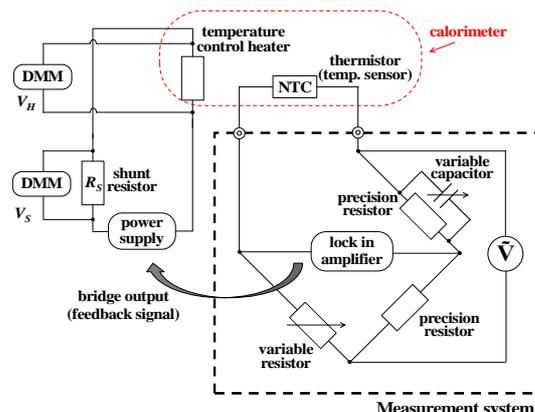


図 2：薄入射面グラファイトカロリメータ用の制御測定システムの模式図。ここでは、受光部のみ制御系を示しているが、実際には各熱シールドも同様の制御系を使っている（計 3 チャンネル）。なお、2 つの DMM（digital multimeter）は、ヒーターへの印加電力測定のために用いている。

図 2 に今回製作したグラファイトカロリメータ用の制御測定装置の構成図を示す。図 2 の構成図は受光部のみ制御システムを表しており、二重の熱シールドもそれぞれ同様のシステムを用いて制御している。

図 2 に示す通り、カロリメータ内の各温度（サーミスタの抵抗値）の測定には交流の

ブリッジ回路を用い、ゼロ検出器にはデジタルロックインアンプを用いた。交流ブリッジ回路は、二つの等しい（6 桁目まで）内部抵抗、可変抵抗、そしてカロリメータ内の温度測定用サーミスタにより形成されている。医療用リニアックでの測定では、ノイズの影響が懸念されたため、直流ではなく交流駆動のブリッジ回路を採用した。可変抵抗を任意の値にセットすることにより、ブリッジの平衡点（つまり、カロリメータの設定温度）を調整することができる。また、浮遊容量を補償するため可変キャパシタをブリッジに接続した。

各ブリッジ回路内のロックインアンプからの出力は、各ヒーターの出力にフィードバックされ、カロリメータの各部（受光部、二重の熱シールド）の温度を制御することができる。

本研究では、2 種類のカロリメータの制御方法（等温モードと準断熱モード）で、グラファイトカロリメータの動作確認を行った。

（1）等温モード：受光部の温度が常に（放射線の有無に関わらず）一定になるように、外部ヒーターの電力を調整し、照射前後の電力の変化量から放射線のパワーを求める（零位法）。

（2）準断熱モード：受光部が疑似的な断熱状態になるように二重の熱シールドの温度を制御し、放射線による受光部の温度上昇から放射線の線量を求める。

等温モードは、コバルト 60 の線のように線量率が一定（半減期があるので厳密には一定ではない）であるような放射場の測定に利用し、準断熱モードは、医療用リニアックからの放射線のようにパルス放射線の測定に利用する。

両モードともに、放射線により受光部に付与されるエネルギー（熱量）は、ヒーターへの印加電力に置換される。そのため、ヒーターへの印加電力を正確に測定する必要がある。そこで、図 2 に示す通り、ヒーターに流れる電流はシャント抵抗を用いて測定し、ヒーターに印加される電圧は四端子法により測定するシステムとした。

4. 研究成果

本研究で開発した薄入射窓グラファイトカロリメータの性能評価は、以下の二つの方法で行った。

- （1）動作確認用ヒーターへの印加電力測定（オフラインテスト）
- （2）荷電粒子線の測定

オフラインテストでは、温度コントロール用とは別に受光部に内蔵したヒーター（前述と同型の微小サーミスタ）に既知の電力を印加し、薄入射窓グラファイトカロリメータのその電力の測定精度により、動作確認を行った。このオフラインテストでは、薄窓入射

面グラファイトカロリメータは等温モードでの動作で行った。図3に等温モードでのオフラインテストの結果を示す。

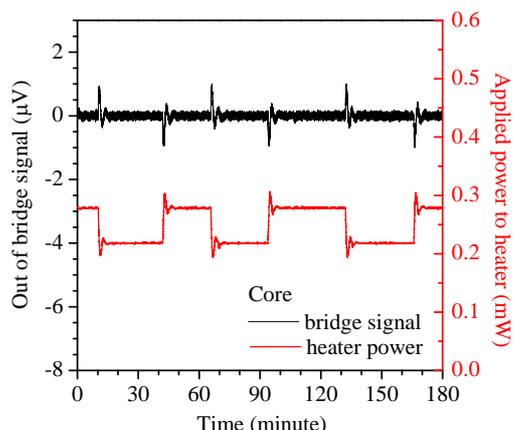


図3：薄入射窓グラファイトカロリメータの等温モードによる動作（オフラインテスト）。
黒線：受光部の交流ブリッジの出力（受光部の温度変化）、赤線：受光部の温度コントロールヒーターへの印加電力

等温モードでは、図3中の黒線で示したように受光部の温度（ブリッジから出力信号）は常に一定になるようにヒーターへの印加電力を制御している。受光部の温度を一定に保つため、約 $280\mu\text{W}$ の電力が温度制御用ヒーターに印加されている。受光部の温度とヒーターへの印加電力が安定した後、動作確認用ヒーターに約 $70\mu\text{W}$ のパワーを印加した（図3中の10分や65分付近等）。受光部の温度を一定に保つため、温度制御用のヒーターへの印加電力（図3の赤線）が、その分（動作確認用ヒーターに印加している約 $70\mu\text{W}$ ）低下していることが分かる。この差分のパワーから受光部に付与されたエネルギーが評価できる。今回のオフラインテストでは、この外部パワーの測定についての標準偏差が約 $5\mu\text{W}$ であった。治療用電子線の線量が $100\mu\text{W}$ 程度であるため、1%以下の精度を達成するためには、まだ少しSN比を改善する必要があることが分かった。

荷電粒子線の測定では、パルス放射線の測定となるため、準断熱モードで薄入射窓グラファイトカロリメータを動作させた。今回の評価では、荷電粒子線の照射は、放射線医学総合研究所の重粒子線がん治療装置（HIMAC）の生物照射室（治療用の炭素線と同じ線質）で行った。

図4に準断熱モードでの荷電粒子線の測定の結果を示す。図4において200秒から荷電粒子線の照射を開始した。荷電粒子線の照射より、受光部の温度（図4中の黒線）が上昇していることが確認された。図4中の300秒で荷電粒子線の照射をストップし、この間の受光部の温度上昇が、受光部の吸収線量に相当する。この受光部の温度上昇と熱量（吸

収線量）の関係を求めるため、受光部に内蔵したヒーターに既知の電力を一定時間（図4の415秒～510秒）印加し（図4中の赤線）、温度上昇とパワーの関係を求めた。図4の結果から、加速器室内というノイズの多い環境下においても正常に動作することを確認した。

本結果から、医療用加速器からの荷電粒子線に対して、本研究で開発した薄入射窓グラファイトカロリメータが十分機能することが分かった。今後、SN比を改善させ、高精度な絶対線量計となるように改良を重ねていき、治療用電子線の吸収線量の絶対評価を進めていく。

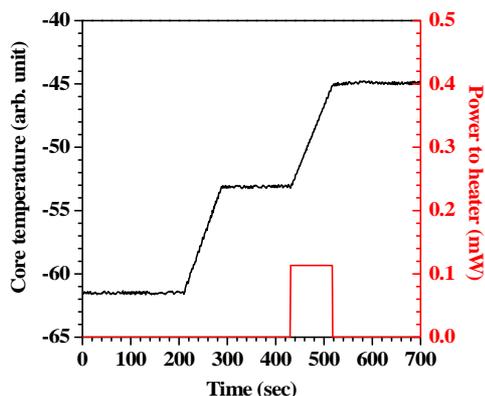


図4：薄入射窓グラファイトカロリメータの準断熱モードによる動作。
黒線：受光部の交流ブリッジの出力（受光部の温度変化）、赤線：校正用ヒーターへの印加電力

5. 主な発表論文等

（研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線）

〔学会発表〕(計 3 件)

田中隆宏、清水森人、森下雄一郎、黒澤忠弘、加藤昌弘、齋藤則生、福村明史、熱量計測を基にした治療用重荷電粒子線の吸収線量の絶対評価、平成26年度HIMAC共同利用研究成果発表会、2015.4.21、ホテルポートブラザチバ、千葉県

田中隆宏、清水森人、森下雄一郎、黒澤忠弘、加藤昌弘、齋藤則生、荷電粒子用グラファイトカロリメータの開発、第62回応用物理学学会春季学術講演会、2015.3.12、東海大学湘南キャンパス、神奈川県

田中隆宏、清水森人、森下雄一郎、黒澤忠弘、加藤昌弘、齋藤則生、治療用荷電粒子線の水吸収線量標準の開発状況、2014年度計量標準成果発表会、2015.1.23、産業技術総合研究所、茨城県

〔その他〕

ホームページ等

産業技術総合研究所公式ホームページ

<https://www.aist.go.jp>

計量標準総合センターホームページ

<https://www.nmij.jp>

放射線標準研究グループホームページ

<http://www.nmij.jp/~quant-rad/xg/>

6．研究組織

(1)研究代表者

田中 隆宏 (TAKAHIRO TANAKA)

産業技術総合研究所・分析計測標準研究部

門・主任研究員

研究者番号：30509667