

F5

光CTのための新ビーム走査方式の研究開発

小林 大介^{*}、B. Devaraj^{**}、宇佐 史^{**}、稲場 文男^{*,**}

^{*} 東北工業大学、^{**} (株)生体光情報研究所

D. Kobayasi^{*}、B. Devaraj^{**}、M. Usa^{**} and H. Inaba^{*,**}

^{*} Tohoku Inst. of Tech., ^{**} Biophotonics Inf. Lab.

We report here, a novel scanning system that is based on the principle of geometrical optics for laser CT measurements. Using a pair of cylindrical paraboloid reflectors, we demonstrate translational and rotational (T- R) scanning of a pencil laser beam across the sample. Basic design considerations and performance of the scanning system are evaluated. Our proposed simple scanning system is practical in circumstances where the sample or the source and detector are immovable and could find applications in fluid dynamics, atmospheric monitoring and biomedical imaging where laser CT techniques are in use.

1. はじめに

近年、光CT(Optical Computed Tomography)の計測は様々な分野において応用が期待され、医療計測診断、非破壊検査、流体力学、燃焼解析、大気現象など、多岐にわたり研究が行われている。現在、顕著な光散乱媒質である生体を対象とした光CTではヒト手指や植物の茎などへの実験例^{1,2)}が報告され、光CT計測の今後の実用化が期待されている。しかし、これまでの光CTの計測では被測定物体に回転および並進操作を施す方法が一般に行われており、このような操作は被測定物体への制約、影響が避けられず、また不安定の原因になるなどの難点がある。従って、光CTにおいても、X線CTに見られるような被測定物体を静止状態に保って計測を行うビーム走査方式を確立することは不可欠であり、光CTの実用化のために大きな役割を果たすと考えられる。

本論文では、半円筒形パラボラ反射鏡(以下パラボラ鏡と略)のような簡単な構造の光学系を利用することで、被測定物体を固定したままで、全く移動、回転する必要のない新しい光CTスキャン方式を独自に考案したので報告する。

2. パラボラ鏡を用いた光ビーム走査方式の動作原理

一般にCT像を得るためには $0^\circ \sim 360^\circ$ (少なくとも $0^\circ \sim 180^\circ$)方向から収集した投影データが必要であり、光CT計測では光ビームの被測定物体に対する回転および並進操作が要求される。パラボラ鏡を用いた光ビーム走査方式は、Fig.1に示すように円筒形パラボラ鏡の焦点と原点を通る光軸を含む平面で垂直に切断した2枚の同形の2次元パラボラ鏡を、XY軸の原点に両者の焦点を合わせて点対称に設置した1組のパラボラ鏡で構成される。(a)のように入射光ビームをY軸方向に沿って平行移動させると入射

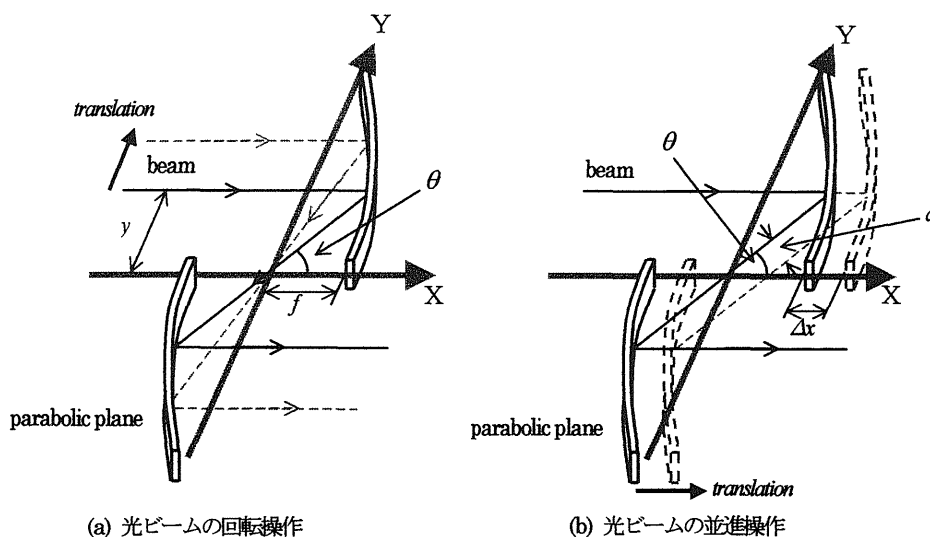


Fig.1 半円筒形パラボラ鏡を用いた光ビームの回転および並進操作の原理

光ビームの焦点への入射角度 θ を変えることができる (回転操作)。 f をパラボラ鏡の焦点距離とすると、 θ と光ビームの X 軸からの距離 y の関係は、(1) 式で与えられる。

$$\theta = \begin{cases} 0^\circ & (y = 0), \\ \tan^{-1}\{4fy/(4f^2 - y^2)\} & (0 < y < 2f), \\ 90^\circ & (y = 2f), \\ \tan^{-1}\{4fy/(4f^2 - y^2)\} + \pi & (y > 2f) \end{cases} \quad (1)$$

次に(b)のように1組のパラボラ鏡を X 軸方向に平行移動させると入射および出射角度 θ を保持したまま光ビームを平行移動させることができる (並進操作)。並進操作のステップが d の時、1組のパラボラ鏡の移動量 Δx は (2) 式で表される。

$$\Delta x = d / \sin \theta \quad (2)$$

以上の原理を用いれば、XY軸の原点に設置した被測定物体を静止状態のまま、光ビームの回転および並進操作を行うことができる。

3. パラボラ鏡の測定範囲の最適化

以上のような1組のパラボラ鏡で CT 像の画像再構成に必要な少なくとも $0^\circ \sim 180^\circ$ 方向の測定範囲 (測定範囲とは試料への入射光ビームの最小~最大入射角度の角度範囲をさす) をカバーすることは、その形状から不可能であるから、焦点を共有する原点を中心に何度か 1組のパラボラ鏡を回転させてカバーすることを考える。その場合パラボラ鏡の測定範囲を、初めに $0^\circ \sim 90^\circ$ として測定した後、1組のパラボラ鏡を原点を中心に 90° 回転させて、新たに $90^\circ \sim 180^\circ$ の測定を行えば回転と並進操作の全ステップ数を最小にすることができる。故に、1組のパラボラ鏡の1回の最適な測定範囲は 90° となるように

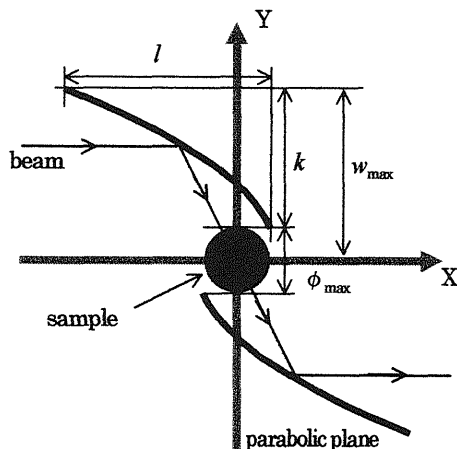


Fig.2 設計した半円筒形パラボラ鏡の概要

設計、製作をすればよい。

4. パラボラ鏡の設計方法

上述のように 1 組のパラボラ鏡の測定範囲を 90° として、Fig.2 のように被測定物体の最大直径を ϕ_{\max} とすると、パラボラ鏡の X 軸からの長さ w_{\max} は次式で与えられる。

$$w_{\max} = \frac{\phi_{\max} \sin \theta_{\min} (1 + \sin \theta_{\min})}{2 \cos \theta_{\min} (1 - \cos \theta_{\min})} \quad (3)$$

ここで θ_{\min} ($0^\circ < \theta_{\min} < 90^\circ$) は入射光ビームが被測定物体に接してパラボラ鏡に入射した時の最小入射角度である。設計法の一例として w_{\max} を最小とするような θ_{\min} を求めると 45° となり、パラボラ鏡の測定範囲は $45^\circ \sim 135^\circ$ となる。このときのパラボラ鏡の焦点距離 f は (4) 式で表される。

$$f = 0.604 \times \phi_{\max} \quad (4)$$

また、パラボラ鏡の Y 軸方向の長さ k と X 軸方向の長さ l はそれぞれ次式で与えられる。

$$k = 2.416 \times \phi_{\max}, \quad (5)$$

$$l = 3.416 \times \phi_{\max} \quad (6)$$

Fig.2.にこうして設計されたパラボラ鏡の外形の概要を示す。このようにして任意の大きさ(最大直径)の被測定物体に対して所要の光CT用パラボラ鏡を設計することが可能となる。

5. まとめ

以上述べた光CTのための光ビーム走査方式は、幾何光学の原理のみに基づく極めて簡単なもので、光ビーム自身を操作することにより被測定物体をはじめレーザー光源や検出器を固定したままでの計測が可能である。そのため計測装置の小型化が容易、制御性に優れているという特徴を有しており、ペンシルビームを用いた光CTにおいて新しい動作方式を提供するもので、今後試作実験と実用化を積極的に進めて行く積りである。

参考文献

- 1) H. Inaba et al : Proc. SPIE, 1390, 108 (1990); 戸井田、稲場 : 応用物理, 62, 10 (1993)
- 2) B. Devaraj, M. Usa and H. Inaba et al, "Recent Advances in Coherent Detection Imaging (CDI) in Biomedicine: Laser Tomography of Human Tissues In Vivo and In Vitro", IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, Vol. 2, 1008 (1996)