

タルボ・ロー干渉計によるX線画像技術

X-ray Imaging Technology Using a Talbot-Lau Interferometer

木戸 一博*

Kazuhiro KIDO

米山 努*

Tsutomu YONEYAMA

巻 瀧 千穂*

Chiho MAKIFUCHI

長 束 澄也*

Sumiya NAGATSUKA

清原 淳子*

Junko KIYOHARA

要旨

従来のX線画像では困難な生体軟部組織の描出が期待されるX線タルボ・ロー干渉計について、医用画像への適用可能性を検討した。X線タルボ・ロー干渉計は医用X線管、線源格子、2枚のX線格子、そしてX線画像検出器によって構成される。我々は、X線タルボ・ロー干渉計の画像形成のシミュレーション技術を開発し、その計算結果に基づき撮影実験機を作製した。この装置を用いて鳥手羽の関節骨を撮影し、生体軟部組織である軟骨をシミュレーション通り視認できるX線画像が得られた。人体解剖献体の手指関節の撮影においても、軟骨を描写することができた。また、この装置を用いてサクランボを撮影したところ、従来のX線画像では画像化できない維管束を描写することができた。このX線タルボ・ロー干渉計は、MRI以外で生体軟部組織を描写することができる重要なX線画像技術として、医療分野での応用が期待される。

Abstract

The possibility of applying X-ray Talbot-Lau interferometer to medical imaging was studied. This interferometer allows the visualization of soft tissue, nearly impossible with conventional X-ray imaging. The X-ray Talbot-Lau interferometer consists of a medical X-ray tube, a source grating, two X-ray gratings, and an X-ray detector. Image formation in the interferometer was first simulated, and, based on results, experimental X-ray equipment was constructed. Using this equipment, an X-ray image of the soft tissue bone cartilage of a chicken wing was taken, and that X-ray image was obtained exactly as predicted by the earlier simulation. Even in the X-ray image of a human cadaver finger, the bone cartilage was visualized. Further, in the X-ray image of a cherry, the cherry's vascular bundle was visualized, impossible with conventional X-ray imaging. These results indicate that an X-ray Talbot-Lau interferometer is an important X-ray imaging technology by which soft tissue in the human body can be visualized other than by magnetic resonance imaging.

* コニカミノルタエムジエ(株)
開発センター 開発部

1 はじめに

X線が物体を透過するとき、物体によるX線の吸収や散乱によってX線が減衰する。このX線の減衰による画像コントラストは一般に吸収コントラストと呼ばれ、X線の発見以来のX線画像形成の原理である。一方X線は電磁波の一つであることから、X線が物体を透過するときにX線の位相シフトも同時に生ずる。位相シフトは物理現象として屈折や干渉などを生じ、これらを捉えて画像化する技術が位相コントラスト撮影技術であり、この位相シフトに起因する画像コントラストが位相コントラストである¹⁾。

位相コントラスト撮影技術は、シンクロトロンX線源や微小焦点X線管を用いて、1990年代に盛んに研究された²⁾。この技術の特徴は生体の軟部組織の描写性に優れていることであり、医用画像診断への適用が期待されている。しかしシンクロトロンは巨大施設であり、また微小焦点X線管は単位時間に放射するX線量が十分ではないため、長時間撮影が可能な非破壊検査には用いることができない。人体を被写体とする医用画像診断には用いることができない。それゆえに位相コントラスト撮影技術の一般医療施設での実用は困難と考えられていた²⁾。

2000年代に入ると、吸収コントラストに位相コントラストを重ね合わせてX線画像を高鮮鋭化するインライン法に、医用X線管を用いる位相コントラスト乳房撮影(phase-contrast mammography)、すなわちPCM技術が開発され、製品化された^{3), 4)}。一方、X線格子を用いるX線格子干渉計技術で通常のX線管を用いるタルボ・ロー干渉計技術⁵⁾が議論されるようになった。筆者らはタルボ・ロー干渉計の画像形成についてシミュレーション技術を開発し、これに基づき、生体の軟部組織描出を目的としたタルボ・ロー干渉計の実験機を作製した。撮影実験を行いその医用画像への適用可能性を検討したので報告する。

2 原理

2.1 タルボ干渉計

位相がそろった光源の光路上に、Fig. 1に示すようなスリット間隔が一定条件のもとで複数並んだ格子(G1)を配置すると、格子の各スリットで回折した球面波がお互いに干渉することによって、格子面から一定周期で縞

り返して格子像を形成する（自己像）。この現象をタルボ効果と呼び、1836年にTalbotにより報告されている⁶⁾。

Fig. 2 に示すように、G1 格子の前に物体を置くと、物体中での波面の伝播速度が変わることから物体通過後の波面はゆがむ。これを反映して格子の自己像もゆがみが生じ、この自己像の投影画像には物体を反映した周期の乱れが発生する。この自己像が発生する位置に、もとの格子に対応する周期の2番目の格子（G2）を置き、この格子を僅かにずらすと、物体透過に起因した“ゆがみ”を反映した縞模様のモアレが発生する（Fig.2）。G2 格子によって発生したモアレの縞模様の“ゆがみ”を検出することによって、この物体の屈折率の局所変化を画像化した微分位相画像を再構成することができる。これをタルボ干渉計と呼ぶ。2003年に、百生らはタルボ干渉計によるX線画像撮影を報告している⁷⁾。

しかしながら、タルボ干渉計に用いるX線は可干渉性を有する必要があり、非干渉性のX線を放射する通常のX線管を用いることができない。従って、X線源としては、シンクロトロンX線源や微小焦点X線管が用いられてきた。

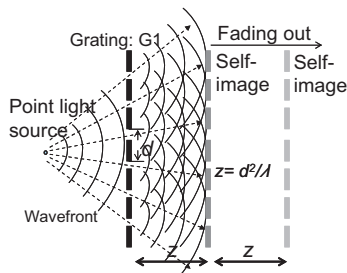


Fig. 1 Talbot effect.

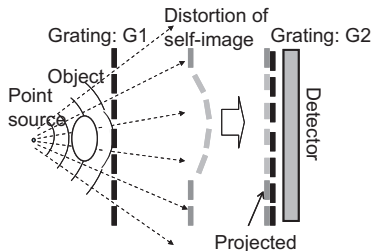


Fig. 2 Talbot interferometer.

2.2 タルボ・ロー干渉計

通常の医療現場で用いられるX線管は、光源の大きさである焦点サイズが大きいため、タルボ効果を生ずるための干渉性が得られない。そこでFig. 3 に示すように、その光源直後に微小間隔の複数のスリットをもつ格子（線源格子と呼ぶ）を配すると、仮想的な微小光源を一定周期で配置した光源とみなせ、それぞれの微小光源からは可干渉性を有する光が発せられることとなる。これをLau効果と呼ぶ⁸⁾。Fig. 4 に示すように、それぞれの微小光源で生ずる自己像を重ね合わせることによって、X線を効率的に使用することができる。この効果をタルボ干渉計に適用したものがタルボ・ロー干渉計である。

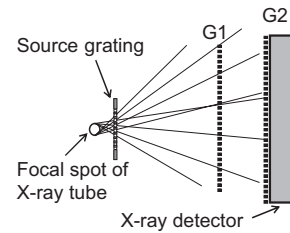


Fig. 3 Talbot-Lau interferometer.

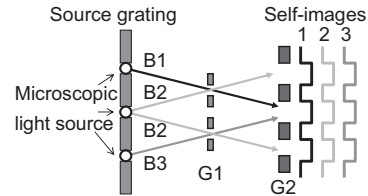


Fig. 4 Overlaying of self-images due to microscopic light sources at source grating. The self-images, 1, 2, and 3 are due to the X-ray beams B1, B2, and B3, respectively, from the microscopic light sources.

3 関節軟骨撮影への適用の考え方

日本の高齢化は近年加速し、この高齢化とともに変形性関節症や関節リウマチ疾患の患者数が増大している。日本の変形性関節症の患者数は2000万人以上、そしてさらに重篤な関節リウマチ患者数は100万人を越えるといわれている。これら疾病の特徴として関節軟骨が薄くなり、あるいは消失することによって強い痛みを生じ、日常生活に大きな障害を生んでしまう。とくに関節リウマチにおいては重症化すると全身の関節が硬直化して強い痛みが生じ、車椅子生活を余儀なくされてしまう。これら疾患の画像診断としてMRIが有効といわれているが、装置の価格が高いため、撮影コストが高く、撮影時間が長いことによる患者への負担も大きい。一方、従来からこれら疾病の画像診断に広く用いられている吸収コントラストによるX線画像では簡便で低コストの撮影を行うことができるが、軟骨そのものを描写することができない。これら疾病の発症や進行度合いの診断や治療効果の確認を行うために軟骨の描写は重要であり、簡便で低コストの撮影が可能なX線画像によって軟骨を描写する技術が望まれる。そこで、X線タルボ・ロー干渉計の医用画像への適用可能性を検討する一例として関節軟骨の描写を対象とした。

4 画像形成のシミュレーション技術

タルボ・ロー干渉計の各微小光源で生ずるモアレ縞強度の計算式を次式に示す。

$$I_k(x, y) = \text{Re} \left[I_{0,k} \sum_n \mu_n b_n(z_p) c_n \exp \left[i 2\pi n \left(\frac{y\theta}{d_2} + \zeta \varphi_{x,k}(x, y) \right) \right] \right]$$

$$I_{0,k} = \frac{I_{v,k} \cdot v_k(x, y) \cdot \Delta S \cdot t}{R_k(x, y)^2} \quad (1)$$

これは百生、矢代らのタルボ干渉計における理論式を基本に⁹⁾、線源格子による影響を考慮した計算を行うように改良したものである。 x と y はX線画像検出器の検出面上の直交座標上での位置を表す。 I_k は k 番目の微小光源によるモアレ縞強度、 $I_{v,k}$ は k 番目の微小光源の放射強度、 v_k は k 番目の微小光源による被写体や空気による減衰率、 ΔS は検出器の画素面積、 t は曝射時間、 R_k は k 番目の微小光源から検出面までの距離である。 μ_n は空間コヒーレンス度、 b_n はG1格子の強度透過関数のフーリエ係数、 c_n はG2格子の強度透過関数のフーリエ係数、 θ はG1格子とG2格子の相対角、 d_2 はG2格子の周期、 ζ は光学系配置と格子周期により決定される係数、 $\phi_{x,k}$ は k 番目の微小光源による屈折率の投影を x 方向に微分したものである。

ここで、各微小光源のモアレ縞強度 I_k を全ての微小光源について計算して加算することで、タルボ・ロー干渉計によるモアレ縞画像を計算することができる。この画像から微分位相画像が再構成され、これらのシミュレーション結果をFig. 5に示す。この計算の主要条件はTable 1に示す。X線エネルギーを28keVとした理由は、1.6mmのアルミニウム付加フィルターを用い、X線管の設定電圧を40kVpとしたときの多色X線の平均エネルギーの測定結果が28keVであったからである。被写体モデルは、18mm厚の水中にある厚さ1mmの軟骨に覆われた直径5mmの半球と円柱を組み合わせた形状の骨とした。この結果、3mGyから9mGyで軟骨を描写できることが予測された。

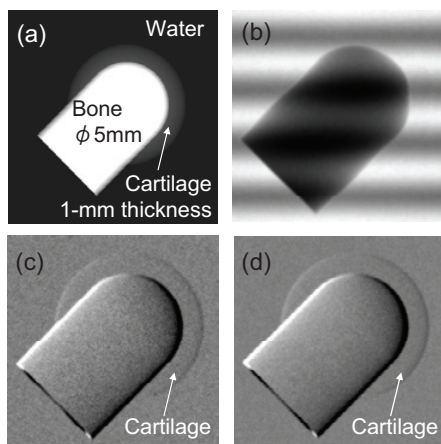


Fig. 5 Object-models compared.

- (a) Simulation model
- (b) Result of moire image
- (c) Result of differential phase image at 3mGy
- (d) Result of differential phase image at 9mGy

Table 1 Simulation conditions for the object-models in Fig. 5.

X-ray energy	28keV
Exposure dose of object	3mGy and 9mGy
Focal spot size of X-ray tube	300 μ m
Pixel size of X-ray detector	85 μ m
Distance between source grating and G2 grating	1.36m

5 タルボ・ロー干渉計の作製

上記シミュレーション結果にもとづき作製したタルボ・ロー干渉計をFig. 6に示す。公称焦点サイズ300 μ mのタングステン陽極のX線管を用い、設定管電圧は40kVpとし、1.6mmのアルミニウム付加フィルターを用いた。X線管焦点の直後の線源格子は、周期22.8 μ m、開口幅6 μ mの一次元スリットとした。X線格子は、周期4.3 μ mの一次元スリットのG1格子を線源格子から1.1mの位置とし、周期5.3 μ mの一次元スリットのG2格子をG1格子から0.26mに置いた。G2格子のすぐ背後に画素サイズ85 μ mのX線画像検出器を配置した。ここで使用した線源格子及びX線格子はLIGAプロセスで作製したものをを用いた¹⁰⁾。

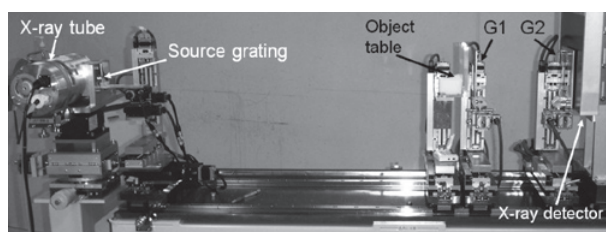


Fig. 6 Imaging system employing a Talbot-Lau interferometer.

6 各種撮影画像

被写体は、まず関節液を想定した水中(18mm厚)の鳥手羽の軟骨がついた骨とした。上記シミュレーションに従い被写体照射線量は3mGyおよび9mGyとした。被写体のX線の吸収コントラストによる従来のX線画像と、X線の屈折率変化を画像化した位相コントラスト画像の微分位相画像をFig. 7に示す。微分位相画像で軟骨が視認され(Fig. 7(c,d))、Fig. 5(c,d)のシミュレーション結果とよく一致した。

Fig. 8に、人体の解剖献体の指関節を被写体として本装置で撮影した従来の吸収コントラストのX線画像と、微分位相画像を示す。微分位相画像では軟骨が描写されている。なお、この撮影実験は、埼玉医科大学倫理委員会承認のもと実施している。

Fig. 9に、サクランボを被写体として本装置で撮影した従来の吸収コントラストのX線画像、そして微分位相画像と小角散乱画像を示す。Fig. 9(b)の微分位相画像ではサクランボの種の内部の胚乳が明瞭に描写されている。小角散乱画像は可干渉性を画像化したものであり、被写体で反射、あるいは被写体中に微細構造がある場合に散乱することでX線は干渉性を失い、その部分は画像中では白く描出される。このため、Fig. 9(c)のようにサクランボの輪郭と内部の繊維管束(vascular bundle)が明瞭に描写された。このように小角散乱画像で、物体の輪郭や繊維状の物体が明瞭に描写することができる。

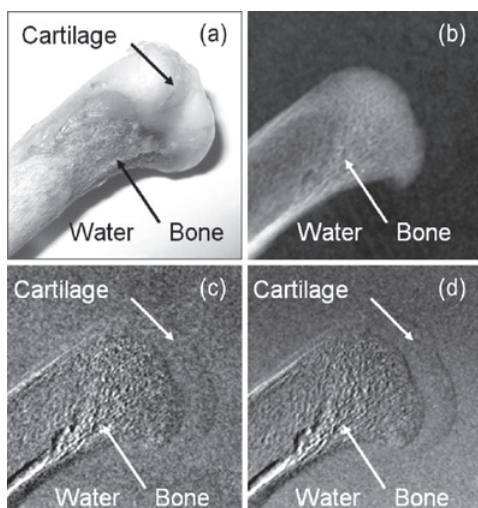


Fig. 7 Images of chicken wing bone with its cartilage. (a) Photograph, (b) conventional absorption contrast image, (c, d) differential phase images at 3mGy and 9mGy.

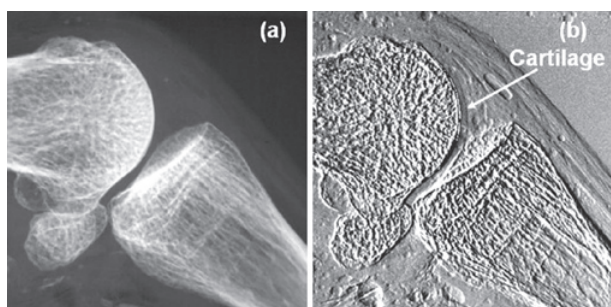


Fig. 8 Images of cadaver finger. (a) conventional absorption contrast image, (b) differential phase image.

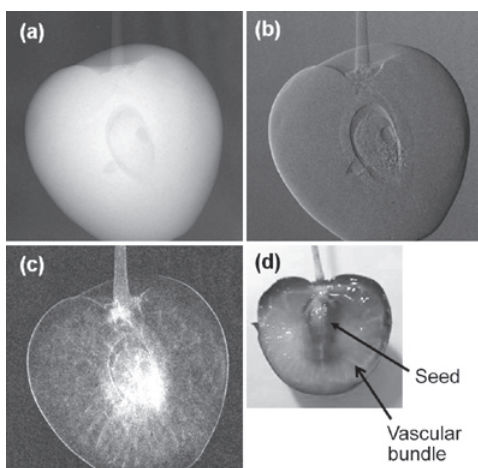


Fig. 9 Images of a cherry. (a) conventional absorption contrast image, (b) differential phase image, (c) small angle scattering image, (d) photograph of cut-open cherry after radiographing.

7 タルボ・ロー干渉計の医用画像への適用

今回作製したタルボ・ロー干渉計で人体の解剖献体の手指関節の軟骨を描写することができた。これにより、変形性関節症や関節リウマチ疾患の画像診断において、

軟骨が消失する以前の薄くなっていく早期段階を検知することが期待される。また、サクラノボの維管束が明瞭に描写されたことは、タルボ・ロー干渉計技術を乳房撮影に適用するとき、例えば初期乳がんにもみられる乳管内の石灰化やスピキュラの明瞭な検出が期待される。なお、位相コントラスト画像である微分位相画像や小角散乱画像は、従来から用いられているX線の吸収に起因する吸収コントラスト画像とは印象が異なるため、その医学的有用性を医療現場で画像診断に適用して見極める必要がある。

8 まとめ

300 μ m焦点の医用X線管を用いたタルボ・ロー干渉計を、画像形成を再現するシミュレーションに基づいて作製した。このタルボ・ロー干渉計で、人体の解剖献体の手指関節において軟骨を描写することができた。また、小角散乱画像は微分位相画像とともに従来のX線撮影では描写できない組織の描写が可能であることが示された。以上により、X線タルボ・ロー干渉計は、MRI以外で生体軟部組織を描写することができる重要な画像技術として、医療分野での応用が期待される。

更に、シミュレーション画像と実際の撮影画像がほぼ一致することを確認できたので、今後、さまざまな技術要因を組み込んだシミュレーションを用いて、一般の医療施設で使用できるタルボ・ロー干渉計の技術開発を進めていく。

9 謝辞

本研究で様々な技術のご教示とご協力をいただいた東京大学大学院の百生敦准教授および矢代航助教、兵庫県立大学の服部正教授および野田大二助教、埼玉医科大学の田中淳司教授および永島雅文教授に感謝します。

本研究は独立行政法人科学技術振興機構先端技術計測分析機器開発事業により行ったものである。

●参考文献

- 1) 百生敦, 光学, 29 (2), 287 (2000)
- 2) R. Fitzgerald, Physics Today, 53, 23 (2000)
- 3) 本田凡, 医用画像情報学会雑誌, 21 (3), 230 (2004)
- 4) 長束澄也 他, Konicaminolta Tech.Rep., Vol.2 (2005)
- 5) P. Pfeiffer et al., Europhysics News, 37, 13 (2006)
- 6) H. F. Talbot, Philos. Mag., 9, 401 (1836)
- 7) A. Momose, Jpn. J. Appl. Phys., 42, L866 (2003)
- 8) E. Lau, Ann. Phys. (Leipzig), 6, 417 (1948)
- 9) W. Yashiro et al., Opt. Soc. Am., 25, 2025 (2008)
- 10) D. Noda et al., Jpn. J. Appl. Phys., 46 (2) 849 (2007)