

原著論文

単一ラドン変換を用いた回転角度推定アルゴリズム

中世古和真¹, 橋本雄幸², 篠原広行³

¹つくば国際大学医療保健学部

²横浜創英大学こども教育学部

³首都大学東京

【要旨】 (目的) 現在、臨床で多く利用される CT 装置では、計測データとしてラドン変換が得られる。CT 撮影中に患者が回転することはモーションアーチファクトの原因となり、回転角度の推定はアーチファクトの解析に役立つ。そこで本研究では、投影間の相関を求めることで単一ラドン変換より xy 面の回転量を推定する手法を提案する。(方法) 本手法はラドン変換上で隣り合う投影間の相関より回転位置を導出する。次に、回転角度はラドン変換の特性を利用して導出した。(結果) 本研究は複数のラドン変換を用いて導出する従来法と同等の精度で回転量の推定ができた。

キーワード：ラドン変換, CT 画像, 回転角度推定, 投影

序 論

現在、臨床現場ではさまざまな場面で CT 装置による撮影が行われている。頭部領域などの撮影では患者自身による動きによりモーションアーチファクトが生じ (坂本と佐藤, 1993)、適切な画像が得られないことがある。その場合、患者の動きを CT 装置の Raw data であるラドン変換上で求められるならば、モーションアーチファクトの解析につながるため有効である。本研究では、コンベンショナル CT における患者の動きのうち回転運動に着目し、ラドン変換

上で回転角度を求めることを目的とする。

ラドン変換を利用した物体の回転角度の推定は、長谷川および坪井らが行っている。長谷川はラドン変換に対して対数自己相関を適応する方法 (長谷川, 2006) で、また、坪井らは位相限定相関を適用する方法 (坪井と平井, 2004) により推定している。これら従来法はあらかじめ原画像を回転させたラドン変換とテンプレートとなる回転が生じていないラドン変換の2つのラドン変換を用いて推定している。しかし、臨床現場で起こる患者の回転は、ラドン変換の作成中に生じ、テンプレートとなるラドン変換がないのが一般的である。

そこで本研究ではラドン変換上で患者の回転が生じ、その位置と回転角度を、回転が生じたラドン変換のみを用いて求める手法を提案し、検討することを目的とする。

連絡責任者：中世古和真
〒300-0051 茨城県土浦市真鍋6-20-1
つくば国際大学医療保健学部
TEL: 029-826-6000 (内線: 2313)
FAX: 029-826-6937
E-mail: k-nakazeko@tius.ac.jp

方法

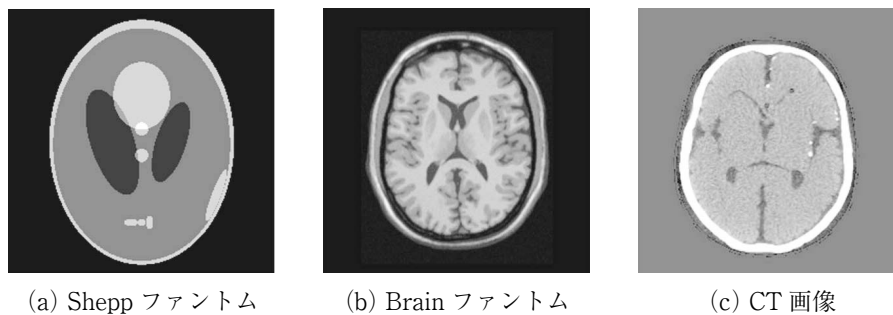
使用機器

提案手法の検討には、C言語を用いて作成したプログラムにより行った。C言語開発環境には CPU : intel Core 2 Quad CPU Q8200、メモリ : 4.00 GB、Microsoft Visual C++ 2010 Express を用いた。検討に用いた2つの数値ファントムを図1に示す。(a)は Shepp ファントム、(b)は脳領域のセグメンテーションデータ (Brain web) を加算して作成したより実際の脳領域に近い構造を持つ Brain ファントム、(c)は人体ファントムを実際に CT 装置で撮影した画像である。用いた CT 装置は東芝メディカル

製 Alexion 4、人体ファントムは京都科学社製 CT ファントム PBU-60であり、撮影条件は管電圧120[kV]、スライス厚1.0[mm]、ヘリカルピッチ1.35とした。画像サイズは全て Matrix = 256×256[pixels]とした。

回転が生じたラドン変換

本研究で用いる文言の定義としてラドン変換 $R(s, \theta)$ を図2に示す。平行ビームを想定したラドン変換を用い、検出器と垂直に交わる直線が通過する画素値とその画素を通過した距離の積の総和とした。また、 n 番目の検出器の回転角度を θ_n 、そのとき得られる投影を $R(s, \theta_n)$ とする。患者の回転は、図3のようにラドン変



(a) Shepp ファントム

(b) Brain ファントム

(c) CT 画像

図1. ファントム画像

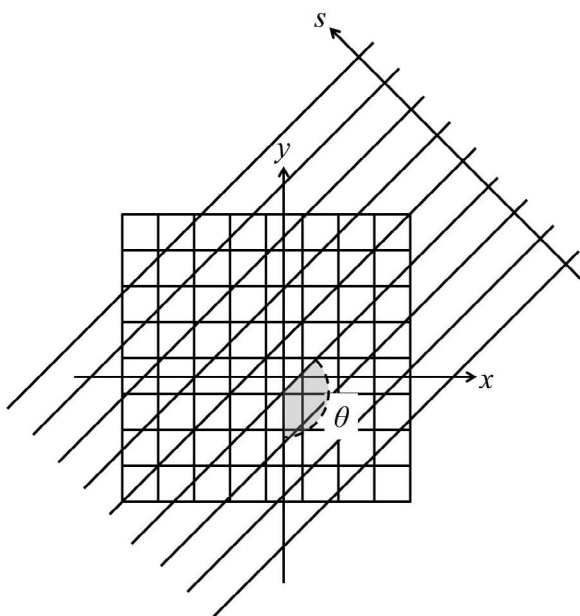


図2. ラドン変換

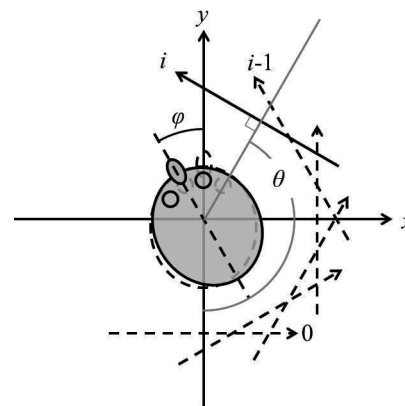


図3. 患者の回転

換 $R(s, \theta)$ の作成中に $i-1$ 番目の投影を収集し、 i 番目の投影収集を開始する際に、 φ [°] の回転を起こしたと仮定する。実際に、Shepp ファントムを用いて回転が生じたラドン変換の例を図4に示す。

回転角度 φ の導出

本研究で提案する手法のフローチャートを図5に示す。回転角度 φ の推定は、回転が起こった投影の位置 i をまず特定し、次に回転角度の φ の導出を行った。

回転位置 i の導出

回転が起こった投影の位置 i の推定は、任意の j 番目の投影に注目すると、投影 $R(s, \theta_{j-1})$ と投影 $R(s, \theta_j)$ の相関値 $Cn(j)$ [$1 \leq j \leq N-1$] より求めた。このとき、投影の比較は隣り合う θ_{j-1} と θ_j で行うため、 j の値は $1 \leq j \leq N-1$ とな

る。本研究における投影間の相関値は、位相限定相関法 (小林他, 1996; 伊藤と中島, 2000) などと比較して演算時間が短いことから相関係数を用いた。以下の式(2-1)より $Cn(j)$ を求めた。なお、 $\overline{R(s, \theta)}$ は $R(s, \theta)$ の平均値を示す。

$$Cn(j) = \frac{\sum_{s=1}^N \{ (R(s, \theta_{j-1}) - \overline{R(s, \theta_{j-1})}) (R(s, \theta_j) - \overline{R(s, \theta_j)}) \}}{\sqrt{\sum_{s=1}^N (R(s, \theta_{j-1}) - \overline{R(s, \theta_{j-1})})^2} \sqrt{\sum_{s=1}^N (R(s, \theta_j) - \overline{R(s, \theta_j)})^2}} \quad (2-1)$$

i 番目の検出器には θ_i に患者の回転角度 φ が加算されるため、角度 $\theta_i + \varphi$ の投影が収集されているため、投影 $R(s, \theta_i + \varphi)$ となる。回転前の投影 $R(s, \theta_{i-1})$ と回転直後の投影 $R(s, \theta_i + \varphi)$ は、その他の $R(s, \theta_{j-1})$ と $R(s, \theta_j)$ より相関が低いと考え、 $Cn(j)$ のうち最も相関値が低い $j-1, j$ の間に患者が回転したと考える。実際の $i = 100$ の場合の $Cn(j)$ [$1 \leq j \leq N-1$] を図6に示す。図のように、最小値を示す j の位置を求めることで回転位置 i が求められる。

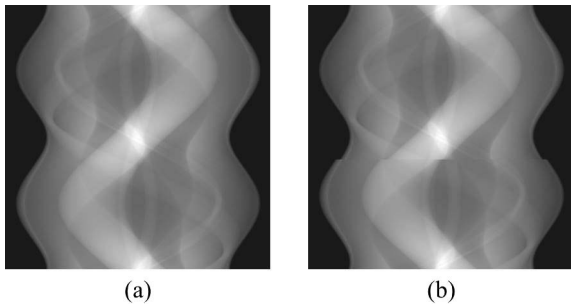


図4. Shepp ファントムのラドン変換

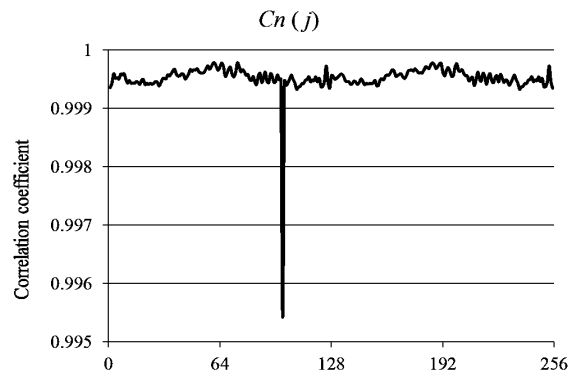


図6. 回転位置 i の導出

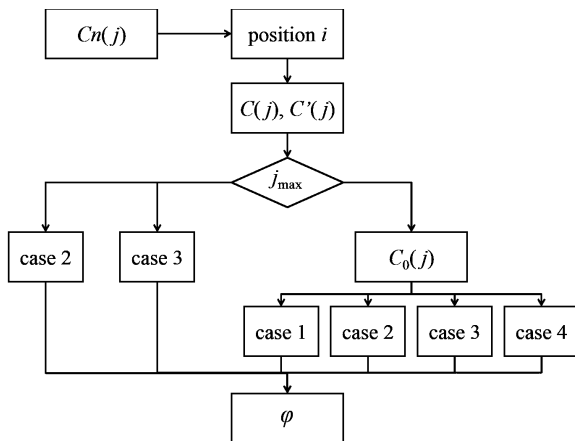


図5. フローチャート

回転が生じたラドン変換の特徴

回転位置 i を導出後、 φ の値を導出する。回転角度 φ の推定は、ラドン変換の性質およびラドン変換上にどのような投影角度の投影があるか、その特徴から推定する。提案手法では、以下のラドン変換の性質を利用した。

性質 1 : $R(s, \theta)$ と $R(s, \theta + 180^\circ)$ は左右反転の関係にある

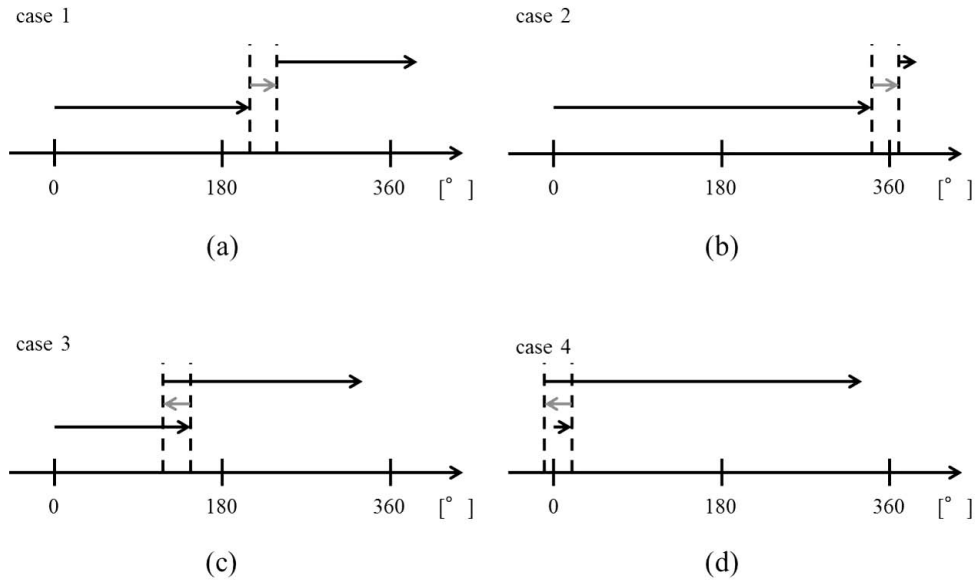


図7. 回転と投影角度の関係

性質2 : $R(s, \theta) = R(s, \theta + 360^\circ)$

また、回転が生じたラドン変換では、 φ の正負と $\theta_i + \varphi$ の値との関係より4つに場合分けできる。以下は場合分けした条件を示す。

- case 1. $\varphi > 0$ 、かつ、 $\theta_i + \varphi < 360^\circ$
- case 2. $\varphi > 0$ 、かつ、 $\theta_i + \varphi \geq 360^\circ$
- case 3. $\varphi < 0$ 、かつ、 $\theta_i + \varphi \geq 360^\circ$
- case 4. $\varphi < 0$ 、かつ、 $\theta_i + \varphi < 360^\circ$

図7に case 1 ~ 4 の場合の $R(s, \theta)$ の投影角度を、図8には実際の回転が生じたラドン変換の例を示す。図7の黒線は $R(s, \theta)$ 内に示される投影角度であり、灰色線は回転角度 φ を示している。ラドン変換上のどの位置に、どのような投影角度の投影があるのか、その特徴を確認するため、ラドン変換上で、 $j < i$ の投影 $R(s, \theta_j)$ を領域①、 $j \geq i$ の投影 $R(s, \theta_j)$ を領域②としたとき、以下に、case 1~4 の場合に領域①と②にどのような投影角度となるかを示す。

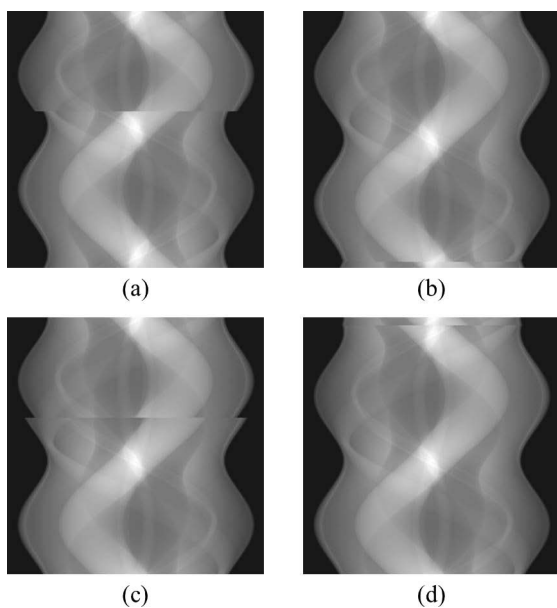


図8. 回転が生じたラドン変換

- case 1. $\varphi > 0$ 、かつ、 $\theta_i + \varphi < 360^\circ$ の場合
 領域① : $0^\circ \leq \theta_j < \theta_{i-1}$
 領域② : $\theta_i + \varphi \leq \theta_j < \varphi + 360^\circ$
- case 2. $\varphi > 0$ 、かつ、 $\theta_i + \varphi > 360^\circ$ の場合
 領域① : $0^\circ \leq \theta_j < \theta_{i1}$
 領域② : $\theta_i + \varphi - 360^\circ \leq \theta_j < \varphi + 360^\circ$
- case 3. $\varphi < 0$ 、かつ、 $\theta_i + \varphi > 0^\circ$ の場合
 領域① : $0^\circ \leq \theta_j < \theta_{i1}$
 領域② : $\theta_i + \varphi \leq \theta_j < \varphi + 360^\circ$
- case 4. $\varphi < 0$ 、かつ、 $\theta_i + \varphi < 0^\circ$ の場合
 領域① : $0^\circ \leq \theta_j < \theta_{i1}$
 領域② : $\theta_i + \varphi \leq \theta_j < \varphi + 360^\circ$

以上のラドン変換の性質と特徴を利用して回転角度の導出を行った。

回転角度の導出

患者の回転角度 φ は $R(s, \theta_i)$ を基準とし (以下、 $R(s, \theta_i)$ を基準投影と呼ぶ)、基準投影と同じ投影が通常の処理で得られるラドン変換 $R(s, \theta_j)$ 、また、ラドン変換の性質 2 を利用するために左右反転させたラドン変換 $R'(s, \theta_j)$ 中に存在する位置から求めた。基準投影と $R(s, \theta_j)$ との相関値を $C(j)$ [$0 \leq j \leq N-1$] とし、また左右反転させたラドン変換 $R'(s, \theta_j)$ との相関値を $C'(j)$ [$0 \leq j \leq N-1$] とする。このとき、基準投影と 2 つのラドン変換 $R(s, \theta_j)$ 、 $R'(s, \theta_j)$ の相関は全ての投影で求めるため j の範囲は $0 \leq j \leq N-1$ となる。 $C(j)$ と $C'(j)$ の最大値を示す位置 j_{\max} はそれぞれの投影角度とラドン変換の性質とを合わせて、最も高い相関を示す投影の位置から求めた。図 7 より、case 1、4 は $\theta_i + \varphi$ が領域①、②に含まれないのが分かる。また case 2 では性質 1 より領域①に、case 3 では領域①に基準投影と同じ角度の投影が含まれていることが分かる。回転角度の導出は j_{\max} での投影角度を θ_{\max} として行う。まず、領域①に j_{\max} がある場合、回転が考えられるのは case 2 および case 3 である。そこで頸椎の可動域を考慮して場合分けを行う。回旋運動の可動域 (斎藤他、2006) が $-65^\circ \sim 65^\circ$ とすると、 $\varphi > 0$ の場合には、可動域の最大値である $\varphi = 130^\circ$ のとき $\theta_i + \varphi > 360^\circ$ の条件を満たすためには、 $\theta_i > 230^\circ$ となる必要がある。また、 $i = N-1$ の場合に回転が起こった場合には、基準投影の投影角度は式 (2-2) となる。

$$\theta_i + \varphi = \left(360 - \frac{360}{N} \right) + 130 = 130 - \frac{360}{N} \quad (2-2)$$

従って、 $\theta_i - \theta_{\max} > 230^\circ$ だと考えられる。次に、 $\varphi < 0$ の場合を考えると、 $\varphi = -130^\circ$ のとき $\theta_i + \varphi > 0^\circ$ の条件を満たすためには、 $\theta_i > 130^\circ$ である必要がある。このため、 $\theta_i - \theta_{\max} < 130^\circ$ だと考えられる。これより、 $\theta_i - \theta_{\max}$ を利用して、case 2 と case 3 の場合分けを行った。 $\theta_i - \theta_{\max} > 230^\circ$ の場合、case 2 として φ の値は

式 (2-3) で求めた。

$$\varphi = \theta_{\max} + \theta_i - 360 \quad (2-3)$$

$\theta_i - \theta_{\max} < 130^\circ$ の場合、case 3 として φ の値は式 (2-4) で求めた。

$$\varphi = \theta_i - \theta_{\max} \quad (2-4)$$

$R'(s, \theta)$ に j_{\max} がある場合、回転が考えられるのは case 1 および case 4 である。このときの場合分けには検出器の角度が 0° のときの投影 (以下、 0° 投影と呼ぶ) を用いる。 0° 投影を判定に用いるのはラドン変換上に常に存在するためである。もし $\theta_i = 0$ のときに回転が生じても、回転後の患者が通常の回転なしの患者のラドン変換として収集されるため問題は生じない。従って、本研究の回転が生じたラドン変換には $\theta_i = 0$ の場合は含まれず、 0° 投影は常に存在することになる。 $i \leq j \leq N-1$ に 0° 投影がラドン変換上に存在する位置を j_0 、またそのときの投影角度を θ_0 とする。図 7 より、case 1 では 360° 投影 (= 0° 投影) が、case 4 では回転が生じた後すぐに 0° 投影が存在する。これらを頸椎の回旋運動の可動域を考慮すると、case 1 では 0° 投影とラドン変換の下端 θ_{N-1} との角度差は $\theta_{N-1} - \theta_0 < 130^\circ$ 、case 4 では $\theta_{N-1} - \theta_0 > 230^\circ$ となるため、 θ_0 と θ_{N-1} との角度差を求めて場合分けを行った。 $\theta_{N-1} - \theta_0 < 130^\circ$ の場合、case 1 として φ の値は式 (2-5) で求めた。

$$\varphi = (N - j_0) \times \frac{360}{N} \quad (2-5)$$

$\theta_{N-1} - \theta_0 > 230^\circ$ の場合、case 4 として φ の値は式 (2-6) で求めた。

$$\varphi = j_0 \times \frac{360}{N} \quad (2-6)$$

プログラム化する際の補正

提案手法をプログラム化する際に、 φ によっては case 2 や case 3 でも適切な投影が基準投

影と相関値の最大値を示さない。それは、 φ と検出器の単位移動あたりの回転量、すなわち 360° を N で割った角度 ($=\theta_i - \theta_{i-1}$) の差によって決まる。例として $\varphi = -6.0$ 、 $\theta_i - \theta_{i-1} = 4.0$ の場合、提案手法で考えると、 $\theta_j < \theta_i$ の投影 $R(s, \theta_j)$ に最も相関を示すことが推測されるが、実際のプログラムでは φ と $\theta_i - \theta_{i-1}$ の差が 2.0° であるため、 $\theta_i < 180^\circ$ の場合は $\theta_j = \theta_i + 180^\circ$ 、 $\theta_i > 180^\circ$ の場合は $\theta_j = \theta_i - 180^\circ$ の $R'(s, \theta_j)$ に最も相関を示す場合がある。このような場合、 φ と $\theta_i - \theta_{i-1}$ の差により適切な投影を求めることができない。そこで、これを補正するために $\theta_j = \theta_i \pm 180^\circ$ の $R'(s, \theta_j)$ に相関の最大値を示す場合に、 0° 投影 $R(s, 0)$ を用いて補正した。まず、患者がどのように回転したか判別するため、 0° 投影と $R(s, \theta_j)$ の相関値 $C_0(j)$ [$i \leq j < N-1$] を求め、得られた相関値より最大値に対して閾値を 0.99 に設定して、場合分けを行った。最大値が閾値以上の場合は、図7より case 1 と case 4 となる。これらの場合は、上述の式から回転角度を導出した。また、閾値未満の場合は case 2 または case 3 であり、基準投影を $R(s, \theta_j)$ [$0 \leq j < i$] の相関値によって導出した。上述のように、 $R'(s, \theta_j)$ に最も相関を示す場合でも case 2 と case 3 は基準投影とほぼ同じ投影角度での投影を示す。そのため領域①に最大値がある場合と同様に頸椎の可動域に基づき場合分けを行い、回転角度を導出した。

結果

本研究で提案する手法の検討として、3つの数値ファントムを用いて回転位置と回転角度をランダムに設定した20例に対して推定を行った。3つのファントムを用いて回転位置および回転量を推定した結果、回転位置についてはそれぞれのファントムの20例で正確に求められた。回転角度推定については表1に示す結果が得られた。

考察

本研究では物体の回転角度推定について、従来法との推定精度の比較を行った。従来法として、テンプレートとなるラドン変換との一次元位相限定相関を用いた回転角度推定をとりあげ、3つの数値ファントムを用いたランダムに設定した回転角度20例に対して提案手法との比較を行った。それらの推定結果を表1および表2に示す。これより従来法と提案手法を比較すると、提案手法は従来手法と同等の推定精度があると考えられる。

結論

本研究はラドン変換上で生じた患者の回転に対して、回転が生じた位置および回転角度を推

表1. 提案手法による回転角度推定結果

	Shepp image	Brain image	CT phantom
Error of estimated angle	0.375 ± 0.201	0.378 ± 0.206	0.421 ± 0.290
average ± standard deviation [°]			

表2. 従来法による回転角度推定結果

	Shepp image	Brain image	CT phantom
Error of estimated angle	0.369 ± 0.204	0.356 ± 0.188	0.403 ± 0.236
average ± standard deviation [°]			

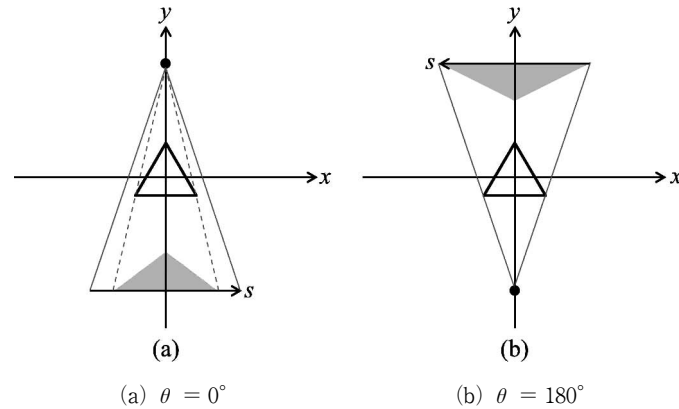


図9. ファンビームによる投影

定する手法を提案した。3つのファントムに対して提案手法を用いた結果、回転が生じた位置については正確に求められ、回転角度についてはファントム間での差はなく、テンプレートを用いた従来法と同等の推定精度が得られた。これより提案手法はラドン変換上で生じた回転に対して良好な回転角度推定ができると考える。提案手法は回転角度の推定に平行ビームを用いたラドン変換を利用した。今後は、実際にCTで用いられるファンビームによるラドン変換に適用した推定方法を提案することを課題とする。ファンビームを用いたラドン変換では、図9に示すようにラドン変換の性質1が成立しないため、ファン-平行変換などの処理を用い補正を行うことが課題となる。

参考文献

伊藤憲彦, 中島慶人(2000)位相限定相関法を用いた3次元物体の位置・姿勢推定方法. 情報処理学会研究報告. 82: 1-8.

小林孝次, 中島寛, 青木孝文, 他(1996)位相限定相関法の原理とその応用. テレビジョン学会技術報告. 20(41):1-6.

齋藤米蔵, 平野秀利, 黒瀬雅之, 他(2006)電子式 Goniometer を用いた頭部屈曲・回転運動時の関節可動域の解析と運動軌跡の観察. 日本顎口腔機能学会雑誌. 13(1):21-30.

坂本隆, 佐藤俊輔(1993)被写体回転によるX線CT画像のぶれ: 点源を被写体断層とする場合. 電子情報通信学会論文誌. J76-D-2(3):747-754.

坪井辰彦, 平井慎一(2004)ラドン変換と一次元位相限定相関を用いた複数物体の平面運動検出. 電子情報通信学会論文誌. J87-D-II(10):1963-1972.

長谷川誠(2006)Radon変換ドメインの対数自己相関による拡大縮小・平行移動・回転不変性の考察. 電子情報通信学会技術報告. 106(423):31-36.

Brain web. <http://mouldy.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/> (2014年8月20日)

Original article**A study on estimation rotation angle algorithm
using single radon transform**Kazuma Nakazeko¹, Takeyuki Hashimoto², Hiroyuki Shinohara²¹Department of Radiology, Faculty of Health Science, Tsukuba International University²Department of Education, Yokohama Soei University³Tokyo Metropolitan University**Abstract**

[Purpose] When patients are rotated during execution of Radon transform, CT image have the motion artifact. The rotation angle is estimated by analyzing the motion artifact. This paper proposes an estimation method of the rotation angle under the execution of the Radon transform by using correlation coefficient between projections. [Materials and Method] In the proposed method, the rotation position is estimated by using correlation coefficient between neighbor projections. Rotation angle is estimated by using Radon transform properties and range of cervical movement. [Result] The effect of proposed method is verified by simulation using three phantom images.

Keywords: Radon transform, CT image, Estimation of image rotation angle, Projection