

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成24年5月25日現在

機関番号：12102

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2009～2011

課題番号：21611001

研究課題名（和文） 超低被曝次世代CT装置の研究

研究課題名（英文） Research on ultra low-dose next-generation computed tomography

研究代表者

工藤 博幸（KUDO HIROYUKI）

筑波大学・システム情報系・教授

研究者番号：60221933

研究成果の概要（和文）：近年のCT技術の発展は目覚ましく高画質の3次元画像や4次元画像が得られるようになったが、被曝量は大幅に増加する傾向にある。本研究では、1) X線を心臓や乳房など検査の関心領域のみに照射して高画質の画像を生成する「インテリアCT」、2) 少数方向の投影データのみを測定して高画質の画像を生成する「スパースビューCT」、の2つの原理に基づき超低被曝次世代CTの検討を行い、その基礎を確立して実現可能性を示した。

研究成果の概要（英文）：Recent developments in CT technology enabled generating high-quality 3-D and 4-D images. However, necessary patient dose per each CT examination is increasing very much. In this research, we investigated fundamentals and applications of ultra low-dose new-generation CT based on the following two principles. The first principle is called interior CT, in which x-rays are radiated only to small region-of-interests such as heart or breast. The second principle is called sparse-view CT, in which only a limited number of projections are measured. Consequently, we established fundamentals of the next-generation CT and demonstrated their feasibilities.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	1,900,000	570,000	2,470,000
2010年度	1,000,000	300,000	1,300,000
2011年度	700,000	210,000	910,000
年度			
年度			
総計	3,600,000	1,080,000	4,680,000

研究分野：医用画像工学

科研費の分科・細目：医学物理学・放射線技術学

キーワード：医用画像・CT・画像処理・画像再構成・逆問題・被曝

1. 研究開始当初の背景

近年のCT技術の発展は目覚ましく、64列のマルチスライスCTやコーンビームCTなどの3次元断層像を高速に撮影する装置に加えて、3次元に時間軸を加えた4次元画像を生成する4次元CT装置も開発された。これらの装置の出現によって、従来不可能と考えられてきた新しい医学診断やイメージングの実用化が期待されている。しかし、これらの

装置の開発は、映像化する情報の種類・量・画質を優先して国内外の幾つかのメーカーが競争して行われたこともあり、上記の最先端のCT装置ではX線被曝量が（一世代前のCT装置と比較して）膨大になっているのが現状である。例えば、米国では「1980年から2006年の間にCT検査の被曝量は6倍に増加」・「がん患者全体の0.4パーセントはCT検査による被曝が原因」などの衝撃的な報告がある。将

来、これらの装置が一般の病院に普及して多種多様な医学診断に使用されるためには、被曝量低減を実現し検査の安全性を保証することは避けて通れない重要な課題と考えられる。このような背景から、CTにおける被曝量低減の研究は世界的に盛んになりつつある。しかし、まだ開始されて間もない研究テーマで体系的な理論や手法もなく、低線量で撮影したCT画像に画質改善の画像処理を施すなどの経験的な手法により試みられているのが現状である。低線量でCT撮影を行うと、画像に統計雑音が増大して腫瘍などの低コントラスト部が視覚的に判別しにくくなる。そこで、これまでの代表的な先行研究として、低線量で撮影したCT画像に非線形雑音除去フィルタを作用させ画質劣化を改善する多数の研究がある。

2. 研究の目的

しかし、低線量で撮影したCT画像に雑音除去の画像処理を施す手法のみでは十分な効果は期待できないと考えられ、CT装置の構成方式やデータ収集の手法の改良、投影データからCT画像を生成する画像再構成の手法の改良、などのCTにおける画像生成の本質に踏み込んだ枠組みを検討していくことが重要である。

本研究では、このような考え方に基づいて、超低被曝量で統計雑音が少ない高画質のCT画像が得られる新しい方式のCT装置の基礎を確立し、その応用まで検討する。具体的には、被曝量を大幅に低減可能な新しいCTの構成方式として、1) 心臓や乳房など検査の関心領域 (ROI) のみにX線を照射した投影データから高画質の画像を生成して被曝量を低減するインテリアCT、2) 少数方向の投影データから高画質の画像を生成して被曝量を低減するスパースビューCT、の2つの原理に基づき新方式CTについて検討する。

3. 研究の方法

(1) インテリアCT

インテリアCTとは、本研究により世界で始めて提案された以下の原理に基づくCTの構成方式である。CT検査を行う場合には、体内の特定の臓器のみが対象となる場合が多い。例えば、心臓病や乳がんの診断などは典型的な例である。このような検査のROIが特定の臓器のみであっても、従来のCT装置では図1(左)に示すように、ROIを含む断面全てを完全にカバーするX線を照射して投影データを取得する構成になっている。これは、投影データからCT画像を生成する画像再構成の際に、ROIを全く通過しない投影データも必要になるためである。しかし、ROIを通過しない投影データを測定しなくとも、投影データからCT画像を生成する画像再構成のデー

タ処理に工夫を施すことにより、十分な画質の画像を得ることが期待される。そこで、図1(右)に示すようにROIのみにX線を照射する撮影方式を開発する。この方式によれば、ROIのCT画像のSN比をほとんど低下させずに被曝量を $(ROIの面積)/(断面の全面積)$ に低減できると期待される(心臓撮影の場合約1/10)。

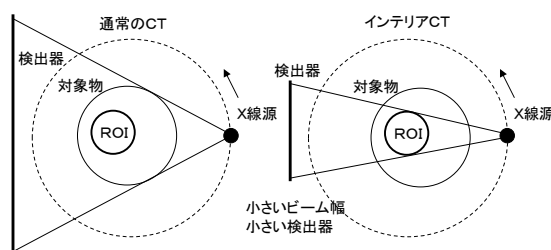


図1 (左) 通常のCTと (右) インテリアCT

(2) スパースビューCT

現在のCT装置では、1000~2000方向の投影データを測定して画像生成を行うが、数十方向の投影データから以下に述べる考え方の新しい画像再構成法を用いて、十分な画質の画像を生成する方式を開発する。この方式をスパースビューCTと呼ぶ。一般に、CT画像の濃度値は均一な物質で構成される臓器・骨・空気などの同一領域内ではほぼ一定値をとるので、撮影する断面が決まれば画像に含まれる領域数や濃度値も(病変や予想できない構造物を除いて)事前に予想できる。このような濃度値に関する先見的知識を用いて不足した投影データの情報を補い、少数方向の投影データから十分な画質のCT画像を生成する。また、上述の説明は静止画像を対象としたCT撮影を想定したものだが、心臓の動きや造影剤の流れを映像化するダイナミックCTにおいても、以下のことが知られている。ダイナミックCTにおいて心電同期や呼吸同期を行って投影データ測定を行った場合には、通常動きアーティファクトを軽減するため各フレーム画像を生成するのに位相が合った一部データのみを切り出して使用するが、被曝量を低減する目的で測定時間を短くするとスパースビューCTと同じ少数方向の投影データしか測定されない状況となる。即ち、スパースビューCTはダイナミックCTにおいても有効である。

4. 研究成果

(1) インテリアCT

まず、ROIのみにX線を照射して測定した投影データからROIの画像が一意かつ安定に求まるかに関して、解の一意性と安定性の考察を行った。ここで、一意性とは画像再構成問題の解が唯一に定まることを意味し、安定性とは画像再構成の過程で雑音や計算誤差

が増大されず逆変換が安定であることを意味する。次に、その結果に基づいて、2つの具体的な画像再構成法を開発した。

① 解の一意性と安定性の考察

インタリアCTではROIを通過しない直線上の投影データは測定されないため、Interior問題と呼ばれる一部が欠損した不完全投影データから画像再構成を行う手法が必要となる。正確に定義を述べると、Interior問題とは以下に述べる設定の問題である。図2(左)に示すように対象物 $f(x, y)$ と画像化対象である凸形状のROI S を考える。そして、直線がROI S を通過する投影データ $p(r, \phi)$ (r は動径、 ϕ は角度) のみが測定可能であるとする。ただし、簡単のため平行ビームによる投影データ収集を想定している。残念ながらInterior問題の解は測定した投影データ $p(r, \phi)$ の情報のみでは一意に定まらないことが知られており、解の一意性と安定性を保証して数学的に厳密な再構成を行うには対象物 $f(x, y)$ に関する先見的知識 ($f(x, y)$ の値がROI S の内部の指定された領域 B で事前に既知であること) が必要となる。そこで、対象物 $f(x, y)$ に関する先見的知識が利用できるという前提でInterior問題を厳密に解くことを検討して、以下の2つの結果を得た。

[結果1] ROI S は対象物の内部に完全に含まれ、先見的知識として S の内部にある任意の領域 B において画像 $f(x, y)$ の値が既知であると仮定する。ただし、 B はいくら小さな領域であっても良い (一点のみではだめ)。このとき、投影データ $p(r, \phi)$ の情報と先見的知識から、 $f(x, y)$ はROI S で一意に定まり逆変換は安定である。 □

[結果2] 結果2は結果1を先見的知識が大きい場合に拡張したものである。ROI S は対象物の内部に完全に含まれると仮定する。投影データ $p(r, \phi)$ は、 S の内部にある領域 H (複数の領域のunionでも可) を通過する全ての直線について測定されていると仮定する。また、先見的知識として S の内部にある領域 K において画像 $f(x, y)$ の値が既知であると仮定する。このとき、3領域 S, H, K が以下の2つの条件を満足すれば、投影データ $p(r, \phi)$ の情報と先見的知識から、 $f(x, y)$ はROI S で一意に定まり逆変換は安定である。

(条件1) $S = H \cup K$ (S の内部のどの点においても、 $f(x, y)$ またはその点を通過する180度方向の $p(r, \phi)$ が測定されている。)

(条件2) $B \equiv H \cap K \neq \{\phi\}$ (S の内部に $f(x, y)$ とその領域を通過する全ての $p(r, \phi)$ が (両方とも) 測定されている領域 B が存在する。ただし、 B はいくら小さな領域であっても良い。) □

例えば、結果1と結果2の条件が満足される典型的なイメージング設定を図2に示す。

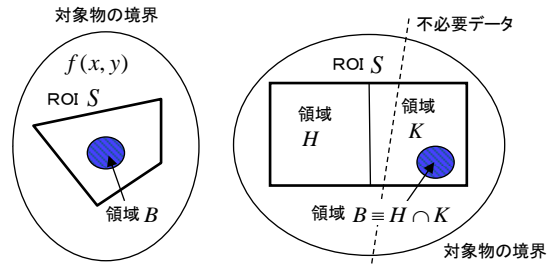


図2 (左) 結果1の条件が満足される設定と(右) 結果2の条件が満足される設定

② 画像再構成法の開発と実装

次に、上述の画像再構成問題の解の一意性と安定性の結果に基づき、実際にCT装置において画像生成に用いる2つの画像再構成法を開発した。1番目の手法は、Interior問題の解の一意性を証明する数学的枠組みである微分逆投影の理論に基づくDBP-POCS (Differentiated BackProjection Projection Onto Convex Sets) 法、2番目の手法はART法やMLEM法などのCT画像再構成に良く用いられる逐次近似法に対象物 $f(x, y)$ がサポート (値が零でない領域) O の外側で零であることと領域 B, K で既知であることを拘束条件として組み込んだ拘束条件付き逐次近似法である。Interior問題において厳密な画像再構成を可能にするキーは $f(x, y)$ がサポートの外側で零であるサポート拘束と $f(x, y)$ が領域 B, K で既知である先見的知識であり、これらの拘束条件を画像再構成の過程に組み込むことが重要である。各手法の詳細は、紙面の制約から述べる余裕がなので末尾の原著論文を参照されたい。

DBP-POCS法と拘束条件付き逐次近似法の有効性を示すため、両手法の実装を行い計算機上でCT画像を模擬した数値ファントムを用いたシミュレーション実験と実測投影データを用いた実験を行った。その結果、現在のCT装置で採用されている画像再構成法と比較して計算時間が長い問題点は存在するが、いずれの画像再構成法も上手く動作して十分な画質のCT画像を生成できることが確認できた。図3に、DBP-POCS法により人体頭部の実測投影データを再構成した画像を示す。ただし、この実験では頭内部の長方形の領域がROI S であると設定している。解を一意に定める領域 B, K の先見的知識がない場合の再構成画像を上段に、ある場合の再構成画像を下段に示してある。非常に小さな先見的知識が画質を劇的に改善して、インタリアCTを実用的なものにすることが明らかになった。図4に、拘束条件付き逐次近似法により2種類の実測投影データを再構成した画像を示す。被写体は、右側が岩石標本 (calcite粉末を含むTalc)、左側がマウスの肺胞である。解を一意に定める領域 B, K の先

見的知识がない場合の再構成画像を上段に、ある場合の再構成画像を下段に示してある。DBP-POCS法の場合と同様に、非常に小さな先见的知識が画質を大幅に改善した。

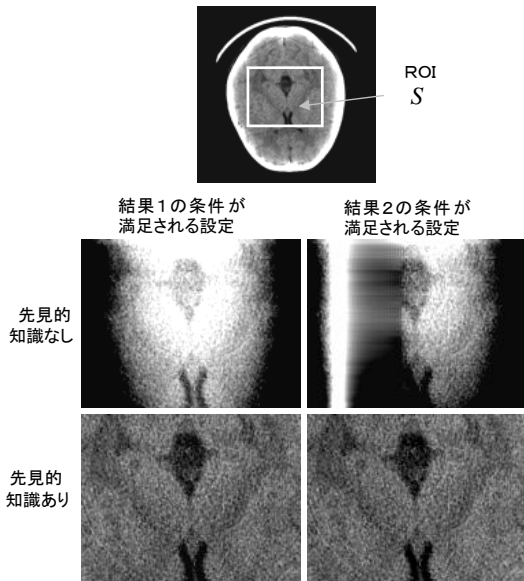


図3 DBP-POCS法による人体頭部実測投影データの再構成例

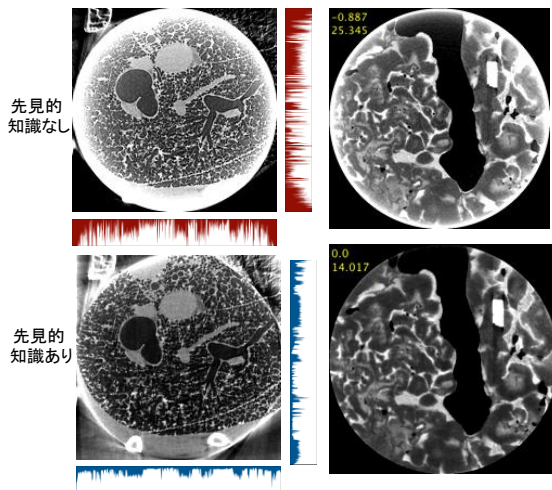


図4 拘束条件付き逐次近似法による(左)マウス肺胞と(右)岩石標本の再構成画像

③ インテリアCTの発展

インテリアCTを発展させた内容として、1) インテリアCTを単光子放射型CT (SPECT) 装置に拡張したインテリアSPECT、2) インテリアCTにおいて、解の一意性と安定性を保証する先见的知識が不完全な場合の再構成誤差の理論的解析、の検討を行った。

(2) スパースビューCT

CTの分野において、測定する投影データの方向数を少数に制限して被曝量を低減する着想は古くから存在した。しかし、少数方向の投影データの場合には画像再構成の逆問題は解が一意に定まらない極度の不良設定

問題となり、2000年代中盤までは実用化は非常に難しいと考えられていた。2000年代中盤に、画像に勾配変換やWavelet変換を施した信号が疎な性質を持つことを先见的知識に利用する「圧縮センシング」と呼ばれる逆問題の新解法が発見され状況はかなり改善されたが、実際のCT装置に実用するには更なる根本的な性能向上が必要である。

即ち、スパースビューCTを実用するためのキーは、不足した投影データからの画像再構成法の開発にある。本研究では、対象とするCT画像に含まれる濃度値に関する先见的知識を巧妙に利用するI-MAP (Intensity MAP) 法と呼ばれる新規性が高い画像再構成法を開発して、スパースビューCTを実用する見通しを得た。

① I-MAP画像再構成法の開発

以下では、開発したI-MAP法と呼ばれる先见的知識を用いる逐次近似型の画像再構成法について説明する。画像の画素値を一行に並べたベクトルを $\vec{x} = (x_1, x_2, \dots, x_J)$ 、測定された投影データを一行に並べたベクトルを $\vec{b} = (b_1, b_2, \dots, b_I)$ で表すと、画像再構成は次の連立一次方程式を解く問題として定式化される。

$$A\vec{x} = \vec{b} \quad (1)$$

ただし、 $A = \{a_{ij}\}$ は画像と投影データの関係を表す $I \times J$ 行列である。投影データの測定方向数が少数に制限されると、 $I \ll J$ となり式(1)の連立一次方程式は無数に解を持つ状況になる。そこで、対象とするCT画像に関する先见的知識に基づき、真の画像に近いほど値が小さくなる評価関数 $F(\vec{x})$ を構成しておく。そして、画像再構成問題を次の制約条件付き最小化問題として定式化する。

$$\text{minimize } F(\vec{x}) \text{ subject to } A\vec{x} = \vec{b} \quad (2)$$

式(2)の意味は、「 $A\vec{x} = \vec{b}$ を満足する無数の \vec{x} の中から $F(\vec{x})$ を最小にするものを最適解として選び出す」というものである。この解法の性能は評価関数 $F(\vec{x})$ の選び方によって決まり様々な手法が研究されているが、決定的な手法は存在しないのが現状である(例えば、最小ノルム解・最大エントロピー法・マルコフ確率場モデルなど)。本研究で開発したI-MAP法は、解を選び出す評価関数 $F(\vec{x})$ をCT値に関する先见的知識を用いて以下のように構築する画像再構成法である。一般に、CT画像の濃度値は均一な物質で構成される臓器・骨・空気などの同一領域内でほぼ一定値をとるので、撮影する断面が決まれば対象画像に含まれる領域数や濃度値も(病変や予想できない構造物を除いて)事前に予想できる。そこで、再構成画像 \vec{x} は(病変や予想できない構造物を除いて) M 個の領域から構成され、各領域における濃度値の集合

$\vec{\mu} = (\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_M)$ は既知であると仮定する。そして、濃度値集合 $\vec{\mu}$ のみが事前に既知であるとして、再構成画像のどの画素がどの領域に属するかは画像再構成の過程で中間画像から推定する。また、 $\vec{\mu} = (\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_M)$ のどの値にも属さない病変や予想できない構造物の画素は、画像再構成の過程で中間画像から推定して画素値を操作せずにそのまま保存する。これは、評価関数 $F(\vec{x})$ の形で表すと以下のようなになる。

$$F(\vec{x}) = \sum_{j=1}^J \min_{m=1,2,\dots,M} w_m |x_j - \mu_m| \quad (3)$$

ただし、 $w_m > 0 (m=1,2,\dots,M)$ は再構成画像中に含まれる各領域の大きさから経験的に決める重みである。式(3)で表される $F(\vec{x})$ は、各画素値 x_j を候補濃度値 $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_M$ の全てと比較して、一番近いものを選択するという意味がある。この再構成法をI-MAP法と呼ぶ。

式(2)の最適化問題を解き再構成画像 \vec{x} を求めるには、圧縮センシングの分野で良く用いられる反復しきい値処理 (Iterative Thresholding) 法を拡張した逐次近似法を用いる。この手法では、式(2)の制約条件付き最小化問題を次の制約なし最小化問題に変換して近似的に解く。

$$\text{minimize } f(\vec{x}) = \beta F(\vec{x}) + \|\mathbf{A}\vec{x} - \vec{b}\|^2 \quad (4)$$

逐次近似法の具体的な詳細は、紙面の制約から述べる余裕があるので末尾の原著論文を参照されたい。

② 実験による評価

I-MAP法の有効性を示すため、実装を行い計算機上でCT画像を模擬した数値ファントムを用いたシミュレーション実験と実測投影データを用いた実験を行った。その結果、I-MAP法は少数方向投影データからの画像再構成法として世界的に研究が進められているトータルバリエーション (Total Variation) 法と比較して優れた性能を持つことを実証できた。図5に、I-MAP法と従来手法による再構成画像の比較を行った例を示す。この実験では、投影方向数を7として、1) フィルタ補正逆投影 (FBP) 法、2) 先見的知識を用いないOS-CONVEX法と呼ばれる逐次近似法、3) トータルバリエーション法、4) I-MAP法、の4手法の比較を行った。ただし、I-MAP法では空気と最も大きい軟部組織領域の濃度値のみを先見的知識に用いている。I-MAP法が最も高画質の画像を生成しており、先見的知識に含まれない小さな異常スポットも上手く再構成されている。図6に、胸部CT実画像に対する再構成例を示す。この

実験では、投影データの方向数を100に設定して、FBP法とI-MAP法の比較を行った。上段は断面全体の再構成画像、下段は心臓部を拡大した画像を表しているが、I-MAP法は少数方向投影データの場合に現れる筋状アーティファクトを大幅に低減している。

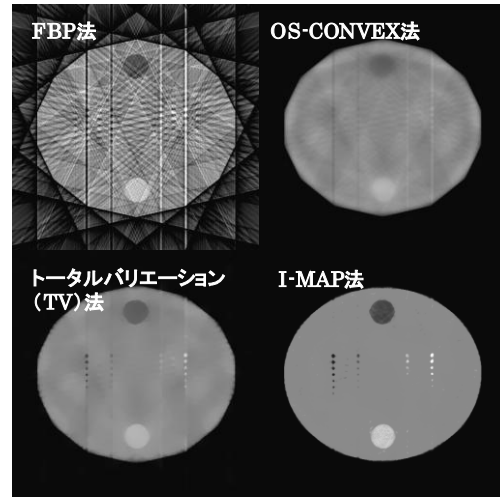


図5 7方向投影データからのI-MAP法と従来の再構成法の画像比較

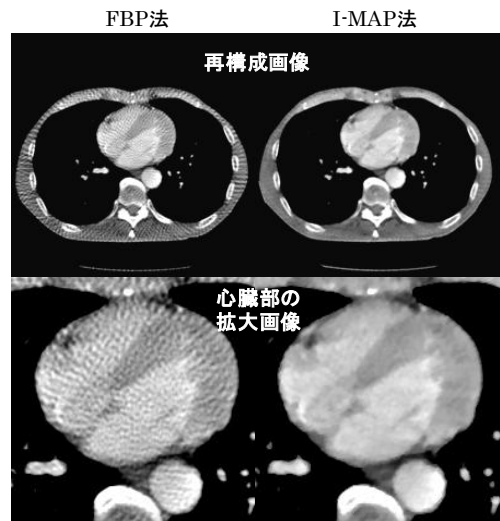


図6 100方向投影データからの胸部CT実画像の再構成例

③ スパースビューCTの発展

スパースビューCTを発展させた内容として、1) スパースビューCTの心臓の動きや造影剤の流れを映像化するダイナミックCTへの拡張、2) 4時相の画像を撮影する腹部CTに特化したスパースビューCTの開発、の検討を行った。

5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計15件)

- ① E.A.Rashed, H.Kudo, "Statistical image reconstruction from limited projection

- data with intensity priors," *Physics in Medicine and Biology*, Vol.57, pp.2039-2061, 2012 (査読有)
(Doi:10.1088/0031-9155/57/7/2039)
- ② Z.Wang, H.Kudo," Metal artifact reduction in x-ray computed tomography by using analytical DBP-type algorithm," *Proceedings of the Society of the Photo-Optical Instrumentation Engineers*, Vol.8313, Paper No. 83133B, 2012 (査読有)
(<http://dx.doi.org/10.1117/12.911198>)
- ③ 工藤博幸, イサムラシド," 圧縮センシングを用いた少数方向投影データからのCT画像再構成," *映像情報メディカル*, Vol.43, pp.1093-1099, 2011 (査読無)
- ④ Z.Wang, E.A. Rashed, H.Kudo," General fan-beam reconstruction algorithm for free-form trajectory with plus-minus weighting scheme," *日本医用画像工学会誌 Medical Imaging Technology*, Vol.29, pp.250-258, 2011 (査読有)
(ONLINE ISSN : 2185-3193, PRINT ISSN : 0288-450X)
- ⑤ E.A.Rashed, H.Kudo," Iterative thresholding framework for row-action reconstruction from sparse projection data," *Conference Record of 2011 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, Paper No. MIC21.S-204(3 pages), 2011 (査読有)
(Doi:10.1109/NSSMIC.2011.6153817)
- ⑥ E.A.Rashed, H.Toda, T.Sera, A.Tsuchiyama, T.Nakano, K.Uesugi, H.Kudo," Towards a high-resolution local tomography using statistical iterative reconstruction," *Conference Record of 2011 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, Paper No. MIC21.S-201(4 pages), 2011 (査読有)
(Doi:10.1109/NSSMIC.2011.6153816)
- ⑦ E.A.Rashed, Z.Wang, H.Kudo," Adaptive thresholding for robust iterative image reconstruction from limited views projection data," *Conference Record of 2011 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, Paper No. MIC21.S-195(4 pages), 2011 (査読有)
(Doi:10.1109/NSSMIC.2011.6153815)
- ⑧ E.A.Rashed, H.Kudo," Row-action image reconstruction algorithm using l_p -norm distance to a reference image," *Conference Record of 2011 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, Paper No. MIC19-3(5 pages), 2011 (査読有)
(Doi:10.1109/NSSMIC.2011.6153754)
- ⑨ 工藤博幸," インテリアCTにおける画像再構成法の提案," *映像情報メディカル*, Vol.41, pp.1341-1347, 2009 (査読無)
- ⑩ E.A.Rashed, H.Kudo, F.Noo," Iterative region-of-interest reconstruction from truncated CT projection data under blind object support," *日本医用画像工学会誌 Medical Imaging Technology*, Vol.27, pp.321-331, 2009 (査読有)
(<https://www.quantum-inc.jp/jamitxoops/modules/jamitcontents/index.php/27/27-5e.html>)
- ⑪ E.A.Rashed, H.Kudo," Intensity-based Bayesian framework for image reconstruction from sparse projection data," *日本医用画像工学会誌 Medical Imaging Technology*, Vol.27, pp.243-251, 2009 (査読有)
(<https://www.quantum-inc.jp/jamitxoops/modules/jamitcontents/index.php/27/27-4e.html>)
- ⑫ Q.Huang, T.Zeniya, H.Kudo, H.Iida, G.T. Gullberg," Interior SPECT reconstruction problem with tiny a priori knowledge -An application for high resolution pinhole brain imaging," *Proceedings of 10th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine*, pp.358-361, 2009 (査読有)
- [図書] (計3件)
- ① 工藤博幸他, *医用画像工学ハンドブック* (第1巻第2章「投影からの画像再構成」を分担執筆), 日本医用画像工学会, 2012, 印刷中
- ② 工藤博幸他, チュートリアルDVD「医用画像工学における統計的推定・機械学習の基礎と最新動向」(講演「統計的推定による画像再構成の基礎と新しい展開」が収録), 日本医用画像工学会, 2012

6. 研究組織

(1) 研究代表者

工藤 博幸 (KUDO HIROYUKI)
筑波大学・システム情報系・教授
研究者番号：60221933

(2) 連携研究者

武田 徹 (TAKEDA TOHORU)
北里大学・医療衛生学部・教授
研究者番号：10197311
滝沢 穂高 (TAKIZAWA HOTAKA)
筑波大学・システム情報系・准教授
研究者番号：40303705