

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 6 月 15 日現在

機関番号：23901

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2013～2016

課題番号：25350536

研究課題名(和文)モンテカルロ法により散乱線の情報を利用するX線スペクトラルCT

研究課題名(英文)X-ray spectral CT using scattered X-ray with Monte Carlo method

研究代表者

戸田 尚宏(TODA, Naohiro)

愛知県立大学・情報科学部・教授

研究者番号：00227597

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,700,000円

研究成果の概要(和文)：従来のX線CTにおいて、散乱線は断層像再構成に害を及ぼすため除去する事が通常行われてきた。しかし、エネルギー(スペクトル)情報とともに散乱線も被照射物体の形状・組成に関わる情報を持っている。計算機内におけるモデルの投影データと、実際の投影データが合致する事を目標とする事を原理とした再構成法において、側方・後方散乱も測定すれば再構成精度の向上を期待できる。本研究は問題を簡略化することで、この事に対して理論的な強い結果を得た。これを基礎にすれば、被曝の少ない装置を構成できる可能性がある。

研究成果の概要(英文)：In the conventional X-ray CT, scattered X-ray has been usually removed because it causes harm to the reconstruction of the tomographic image. However, together with energy (spectrum) information, scattered radiation also has information on the irradiated object. In the reconstruction method based on the principle that the projection data of the model in the computer and the actual projection data are in agreement with each other, it is expected that improvement of reconstruction accuracy can be expected by measuring lateral and backward scattering is there. In this research, by simplifying the problem, we obtained a strong theoretical result for this. Based on this, there is a possibility of constructing a device with less exposure.

研究分野：医用生体計測

キーワード：X-ray CT scattered X-ray

1. 研究開始当初の背景

X線CT(Computed Tomography 以下CT)は1970年代に開発され、急速に普及が進み現在では医療診断において不可欠なものとなっている。CTの改良・開発は主にそのスキャン時間の短縮という軸に沿って進められて来た。照射されるX線ビームの形状は一度に多くの領域を覆うように変化し、近年ではコーンビームにより極めて短時間で広い領域のスキャンを実行できるようになって来た。

一方でX線のエネルギー情報を抽出するスペクトラルCTが脚光を浴びている。これは、撮像空間の各点での線減弱係数のエネルギー依存性から人体を構成する物質分布を特定できる可能性を持つものである。スペクトラルCTに関しては種々の実現方法が提案されているが、近年高速な管電圧切り替えによる方法が実用段階に到達している。X線CTは対象物中のX線の減弱度合いの空間分布を推定する事に基づく断層像再構成方式であるため、量子雑音、散乱線の影響がある。量子雑音は照射X線の量、すなわち人体などの被検体の被曝線量を少なくするほど増大する。またコーンビームのように線束が太くなると散乱線の含有度合いが増大し、その影響によるアーティファクトを引き起こす。散乱線がコーンビーム化で極めて多くなる実際の状況下ではエネルギー情報の抽出が著しく困難になることは既に代表者らのこれまでの研究により次第に明確になりつつある。

近年、コーンビームに対応して、この散乱線を除去するために多列化した検出器に装着するコリメータも進歩している。これはCT以外のX線診断装置においても、グリッドとして多用される原理を用いており、一定の効果が見込まれる。散乱線はCTの再構成において有害なものとして扱われているが、これは現行のCTの再構成で仮定されている測定が直接線のみ限定されているためである。散乱線は個々の被験体の物質分布に応じた固有の分布として投影データ上に現れるため、もし、物質中を通過するX線として、直接線のみならず散乱線の存在も仮定した再構成法を構築できれば、散乱線は有害で不要なものではなく、診断情報を提供する重要な計測対象へと位置づけが逆転する。検出器側のコリメータの必要も無くなるため、無用な被曝を極力避けた効率的な診断方法を提供できることになる。

直接線の減弱はランバート・ベールの法則と呼ばれる単純な指数法則による解析的な取り扱いが可能のため、かなりの計算が簡略化できた。しかし、散乱線をも考慮したX線と物質との相互作用を求めるには基本的には輸送方程式と呼ばれる偏微分方程式を解く必要がある。輸送方程式は個々のX線光子の挙動を相互作用の発生確率(反応断面積)に従った乱数によるシミュレーション、すなわちモンテカルロ法により原理的には求解できるが、多くの資源を要し現実的では無かったため敬

遠されてきた。しかし近年、高速な計算機が普及し、モンテカルロ法により散乱線の影響を計算する事が可能となりつつある。個々の散乱線は直接線とは異なり、検出器に到達する際、如何なる経路を辿って来たかの情報を基本的には持たない。従って、モンテカルロ法によって計算された個々の光子の挙動は実際に起こったものとは全く異なるが、多数の散乱光子の統計量は実際の現象のそれに漸近し、投影データを良く近似できる筈である。従って、計算機内に被検体の再構成像を構築しておき、モンテカルロ法により投影シミュレーションを行なって計算された投影データが、実際の投影データに尤度などの評価基準の下で近づくように、再構成像を逐次近似させて行くという原理が導かれる。代表者らは既に、単色X線による問題設定で、このような原理に基づき、アルゴリズムを構築し、シミュレーション実験により予備的な検証を進めてきた。

2. 研究の目的

本研究は散乱線の再構成像への影響がより大きいと考えられるスペクトラルCTにおいて、モンテカルロ法を用いることにより散乱線の存在を考慮した再構成法を構築する事を目的とする。

3. 研究の方法

モンテカルロ法の実装においては、高エネルギー加速器研究機構が提供する汎用のシミュレーションコードにより、計画の当初においては、図1に示すような基本アルゴリズムを構成し、多コアCPUを搭載した計算機を複数台用いた並列計算環境の下、理論および方法を検討していく。

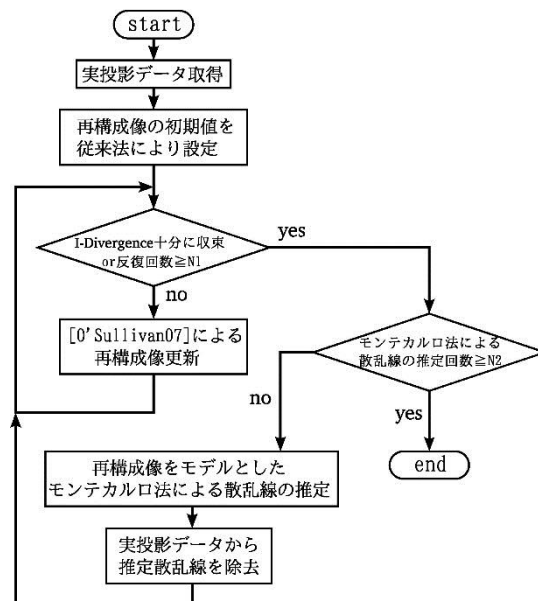


図1 本研究での基本アルゴリズム

4. 研究成果

(1) 基本アルゴリズムでの検討

まず、初年度において、3. で述べた基本アルゴリズムに従い、画素の数を 8×8 のサイズとした上で、真の断層像と再構成像との誤差を計測するシステムを構築した。これを用い、投影データ取得シミュレーションを多数回行った。散乱線を含む投影データと、直接線のみでの投影データに対し、十分多数回の逐次近似を行い、誤差を求めた。このアルゴリズムによれば、散乱線を除去しなくても、除去した場合と同程度まで誤差を下げられることは判った。しかし、被曝を低減するためには、散乱線を用いた場合の方が直接線のみを用いる場合よりも誤差が低くなる必要があるが、顕著な差は現れなかった。2年目において、その原因を考察した結果、用いる散乱線が前方散乱のみで、側方散乱や後方散乱を用いていないためである可能性が考えられた。またその段階で、シミュレーションに終始する研究方法では、散乱線を用いる事の優位性が得られたとしても、統計的な検定以上の主張は得られないという問題が明らかとなった。この問題は極めて根本的であり、直感的には優位であると考えられるものの、直接線に加えて散乱線を用いる事による減弱係数の推定精度を上げられる事の根拠がこれまで与えられていないという驚くべき事実が判明した。

(2) 再構成問題の単純化

基本アルゴリズムでの検討を受け、2年目から3年目において、散乱線を用いる事で精度の向上が望めるという確実な例を構成しておく事が今後の応用を開く上での学術上重要なマイルストーンであると認識した。

そこで問題を、直接線、散乱線、減弱係数の推定という概念を明確に含んだ上で、最も単純化する事で理論的な考察を行う事を研究の最重要課題とした。

現行の X 線 CT では撮像対象領域を内部が一様と仮定した細かな直方体領域 (ボクセル) に分割し、各ボクセルの減弱係数を推定する問題として定式化している。本研究ではまず、これを単純化し対象物全体が一様で、その減弱係数一個を推定する統計問題として位置付け、精度を推定量の分散で評価する数値実験を計画した。

具体的には、対象物を細長い均質な細いシリンダとし、その片端から、長軸の中心を通るペンシルビームを射入する。他端から十分離して小さい検出器を置き、透過してくる直接線を測定する体系を考える。これを均質細シリンダ体系と呼ぶ。

均質細シリンダ体系では、直接線検出器には殆ど散乱線が到達しないため、シリンダの減弱係数の推定はランバートの法則を乱す擾乱成分は存在しないため、散乱線を除去する従来の立場に立てば理想的、すなわち、減弱係数を推定するためには最も精度の高い理想的な状況と言える。

本研究では、さらに図2に示したように細シリンダの周囲を取り巻くように、長軸方向

に幾つかに分割された円環状検出器を設置し、これにより散乱線を検出する事を考える。もし、散乱線を計測する事で入射 X 線の光子数を増加させる事なく、減弱係数の推定精度を上げられるとするならば、被曝低減のための一つの原理を得る事となる。この原理は理論的に根拠付けられる必要があるため、本研究では理論の構築を2段階に分けた。最初の段階では光電吸収を相互作用に含めない場合を、次の段階では光電吸収も導入し、より現実に近い状況を考察対象とした。

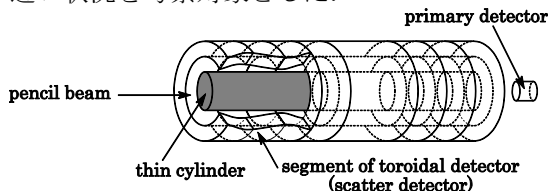


図2 均質細シリンダと直接線検出器および円環状散乱線検出器

(3) 光電吸収を相互作用に含めない場合

3年目において、理論を構築する際の条件として、均質細シリンダは光電吸収を含めない場合を考えた。円環状散乱線検出器の1つの分割を1セグメントとする。この1セグメント分の体系は、図3に示したように、T字路型のモデルで考察する事ができる。n個の光子が左端から入射し、相互作用の無かった光子が右端から直接線として次のT字路に入射する。散乱線はT字路の下向きに進み、散乱線検出器で測定される。このとき、直進する確率は $p = \exp(-\mu L/k)$ と表される。ここで、 k, μ, L はそれぞれ散乱線検出器の分割数、細シリンダの減弱係数、細シリンダの全長である。n個の光子が射入した場合、直接線となる光子の数x及び散乱線となる光子の数yは二項分布に従う。

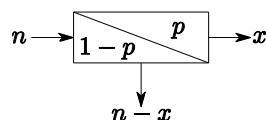


図3 T字路モデル

これを用いて、図4に示したk個のT字路モデルを連結させたk連T字路モデルを構築した。問題は、直接線のみから μ を推定した場合の分散に対して、k個の散乱線測定値を合わせて μ を推定した場合の分散が小さくなる事を示す事である。

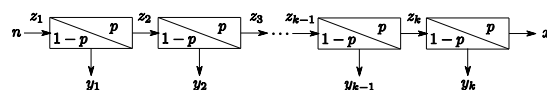


図4 k連T字路モデル

ここでは具体的な推定量を決めるのではなく、全ての不偏推定量の中で最も分散の小さい有効推定量という概念を用いる事が一般性がある。有効推定量の分散 (不偏推定量の中

でも最小を与える)はクラメル・ラオの下界として与えられる。これは、確率(密度)関数が与えられれば求められる。そこで、 k 連T字路モデルの有効推定量の分散を解析的に求めた所、分割数が1の場合は直接線のみ測定と分散の値は変化しなかった。すなわち散乱線検出器が1つの場合では推定精度の向上は見られなかった。これに対し、散乱線検出器の分割数を2以上に増加させれば、単調に分散が減少する事が証明された。すなわち、散乱線を測定する事で減弱係数の推定精度を向上させられる場合を始めて明らかにした。

有効推定量の分散の理論式が得られたため、具体的に推定分散の減少を計算できる。図5は20cmの細シリンダが水で構成されているとし、入射光子数を 10^5 個とした場合に散乱線検出器の分割数(横軸)を増やした場合の推定分散を示している。分散は検出器分割数の増加に対して単調に減少している。また図中横軸に平行な直線は分割数を無限大にした際の分散の極限值を表している。この極限値は入射光子数が有限であるという制約の下、得られる限界の情報量に関連している。

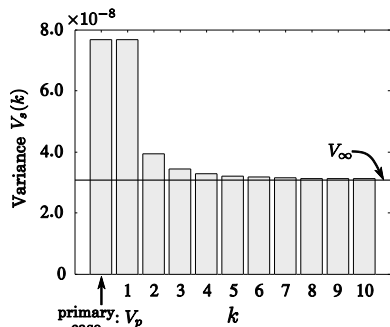


図5 散乱線検出器の分割数に対する減弱係数推定量の分散の減少

また、同じ入射光子数で推定分散が減少する事から、直接線のみの場合の分散と同程度とする入射光子数を散乱線も測定する場合で具体的に調べる事で、被曝の減少度合いを計算できる。その結果、20cmの細シリンダが水で構成されている場合には約40%にまで、また骨の場合には3%程度にまで入射光子数を減少させても減弱係数の推定精度を保てる事が明らかとなった。

(4) 光電吸収も相互作用に含める場合

診断領域のX線においては、特に低いエネルギー帯において、光電効果による光子の吸収が起こる。散乱せず、全ての相互作用が光電吸収のみならば、散乱線は測定されないため、直接線のみ測定と等価である。従って、光電吸収の度合いによって、散乱線測定の効果は直接線のみの場合と、光電吸収の無い場合との間に位置すると予想される。すなわち光電吸収が存在しても、散乱線を計測する事で減弱係数の推定精度が向上する事は言えるはずである。

そこで、4年目には光電効果による光子の

吸収も相互作用に含まれる場合を理論に取り入れた。この場合、1つの細シリンダセグメントでは直進と散乱、及び光電吸収の3つの場合が起こり得るので、 n 個の光子が射入した場合の各光子数は多項分布に従う。そこでT字路モデルを拡張し、光電効果を取り入れたものを π 字路モデルとして、これを図6に示したように k 個連結させた k 連 π 字路モデルを構築した。この場合測定できるのは、 k 個の π 字路を全て直進した直接線に相当する測定値 x と、各 π 字路で散乱した光子数 (y_1, y_2, \dots, y_k) のみで、光電吸収された光子(図中シンボル“※”)は測定できない。

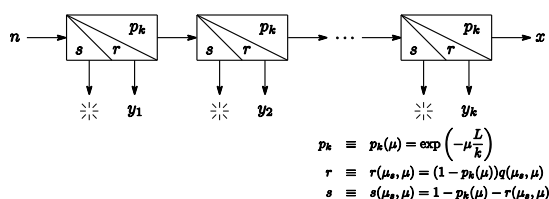


図6 k 連 π 字路モデル

この場合、減弱係数 μ は、散乱成分 μ_s と光電吸収成分 μ_p の和として $\mu = \mu_s + \mu_p$ と表される。 μ と μ_s を推定すれば、 μ_p はその差として与えられるから、このモデルの未知数は μ と μ_s の2つとなる。これらの推定量の分散は、共分散行列の対角要素に現れ、有効推定量の共分散行列はFischer情報行列の逆行列で与えられるので、 k 連 π 字路モデルの確率関数から理論的に計算できる。

解析の結果、以下の点が明らかとなった。減弱係数の推定量の分散は、分割数 k を増加させれば単調に減少する。また、この減少の度合いは、光電吸収が多い程、小さい。

診断領域におけるX線では、光電吸収は散乱に比較して少ないため、この結果は、散乱線を測定する事の優位性が光電吸収を考慮した場合でも、保たれる事を意味している。

(5) シミュレーションによる検証

前節(3)、(4)の成果は純粋な理論的結果である。そこで、本研究では、図2の均質細シリンダと散乱線、直接線検出器を具体的に体系としてEGS5上で構築し、モンテカルロ法による投影シミュレーションによって各検出器での測定値を得る数値実験を数多く行った。さらに図1の基本アルゴリズムと同様のアルゴリズムを図2の均質細シリンダモデルに対して導出し、減弱係数の推定を行い、統計解析を行った。

ここでは水(通常の1.5倍の密度)で満たされたシリンダ(半径:0.25mm, 長:20cm)に対して、 10^5 個の光子(100keV単色)を射入する実験を1000回繰り返し、各回について近似的な最尤法を用いて減弱係数を推定した。

図7は直接線のみを用いて推定した減弱係数のヒストグラムである。図中縦の実線は真の減弱係数を表している。

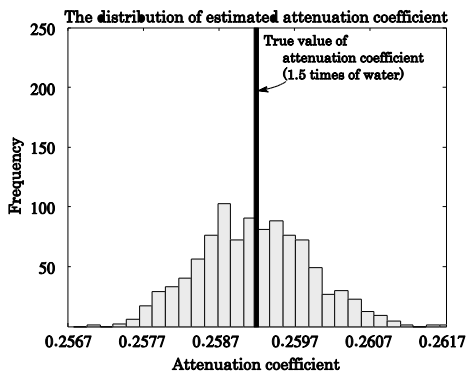


図7 直接線のみにより推定した減弱係数のヒストグラム

これに対し、図8は直接線に加えて散乱線も測定した場合（検出器の分割数10）の減弱係数の推定結果をヒストグラムとしたものである。

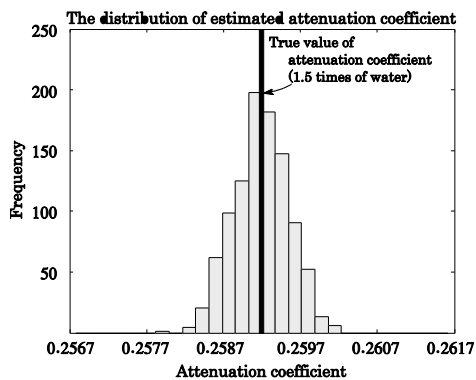


図8 散乱線も用いて推定した減弱係数のヒストグラム

散乱線も用いて推定した場合の減弱係数の散らばりが減少しており、散乱線を測定する事の優位性が明らかである。

(6) 本研究の意義と今後の課題

X線CTの推定対象である物体の減弱係数の推定において、散乱線を測定する事が優位となる場合が存在する事を初めて理論的に明らかとした。この結果から、より積極的に、側方、後方散乱を捉える検出器を設置し、モデルを基礎とする逐次近似再構成法を用いる事で、再構成精度を上げられる可能性が開けた。

今後はエネルギー依存の減弱係数の推定（スペクトル情報）を含め、実際の画像サイズへとアルゴリズムを開発していく事が必要である。その際、散乱線の飛来方向もある程度推定可能なコンプトンカメラやX線レンズなど、他の分野の技術も導入する必要がある。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕（計14件）

①中神徹也, 戸田尚宏, 山崎陽一, 吉岡博貴, 小山修司: “X線CTにおける散乱線利用の理論的考察—光電吸収の導入—”, 電子情報通信学会技術研究報告, 査読無, MBE2016-97, pp.75-78, (2017).

②Tomonobu Haba, Shuji Koyama, Yutaka Kinomura, Yoshihiro Ida, Masanao Kobayashi: “Influence of 320-detector-row volume scanning and AAPM report 111 CT dosimetry metrics on size-specific dose estimate: a Monte Carlo study”, Australian Physics & Engineering Sciences in Medicine, 査読有, Vol.39(3), pp.13-25, (2016).

③Tomonobu Haba, Shuji Koyama, Takahiko Aoyama, Tutaka Kinomura, Yoshihiro Ida, Masanao Kobayashi, Hiroshi Kameyama, Yoshinori Tsutsumi: “Pin-photodiode for the measurement of fan-beam energy and air kerma distributions of X-ray CT scanners”, Physica Medica, 査読有, Vol.32, pp.906-913, (2016).

④中神徹也, 戸田尚宏, 山崎陽一, 吉岡博貴, 小山修司: “X線CTにおける散乱線利用の理論的考察”, 電子情報通信学会技術研究報告, 査読無, MBE2015-128, pp.143-148, (2016).

⑤Tomoki Shibata, Shuji Koyama, Masaki Inoue, Tomonobu Haba: “Relationship between the Tube Voltage Dependence of Cross-sectional Absorbed Profile Exposed Dose of Superficial Radiosensitive Organs”, KEK Proceedings, 査読無, Vol.2015-6, pp.25-32, (2015).

⑥Masaki Inoue, Shuji Koyama, Tomonobu Haba, Tomoki Shibata: “A Monte Carlo Simulation Based on Measured Tube Current Modulation Data in X-Ray Tomography”, KEK Proceedings, 査読無, Vol.2015-6, pp.17-24, (2015).

⑦Tetsuya Nakagami, Naohiro Toda, Yoichi Yamazaki, Hiroki Yoshioka, Shuji Koyama: “Scattered X-rays for the Estimation of the Attenuation Coefficient”, KEK Proceedings, 査読無, Vol.2015-6, pp.11-16, (2015).

⑧中神徹也, 山崎陽一, 戸田尚宏, 吉岡博貴, 小山修司: “X線CTにおける散乱線利用の原理的検討”, 電子情報通信学会技術研究報告, 査読無, MBE2014-127, pp.63-68, (2015).

⑨井上政輝, 小山修司, 角田尚矢, 堤貴紀, 遠藤真紀: “X線CTにおける深部線量分布の実測とモンテカルロシミュレーション”, Proceedings of the JSCT, 査読有, Vol.2, pp.48-50, (2014).

⑩瀬口繁信, 西條貴哉, 石川芳信, 小山修司: “フラットパネルディテクタによる3Dローテーションアンギオグラフィ, コーンビームCTの被ばく線量評価”, 日本放射線技術学会雑誌, 査読有, Vol.70(7), pp.646-652, (2014).

⑪Hitomi Numamoto, Takanori Ishii, Yuka Hirai, Shuji Koyama: “Investigation of Backscatter Factor in Mammography using EGS5”, KEK Proceedings, 査読無, Vol.2013-6, pp.45-49, (2013).

⑫Takanori Ishii, Hitomi Numamoto, Yuta Hirai, Shuji Koyama: “Verification of In-Phantom X-ray Energy Spectrum in Dual-Energy Computed Tomography”, KEK Proceedings, 査読無, Vol.2013-6, pp.9-16, (2013).

⑬竹本和馬, 山崎陽一, 戸田尚宏: “散乱線を利用するX線CTの原理的考察”, 電子情報通信学会技術研究報告, 査読無, MBE2013-78, pp.15-18, (2013).

⑭Kazuma Takemoto, Kenta Tokumoto, Yoichi

Yamazaki, Naohiro Toda: "X-ray Computed Tomography in Consideration of the Influence of Scattered Radiation", KEK Proceedings, 査読無, Vol.2013-6, pp.1-8, (2013).

[学会発表] (計 15 件)

- ①戸田尚宏: “散乱 X 線を用いる新たなモダリティに向けて”, 日本放射線技術学会代 73 回総会, シンポジウム 2 「医用工学と放射線技術科学との融合: 期待される新技術」(招待), 2017 年 4 月 14 日, パシフィコ横浜会議センター (神奈川県・横浜市).
- ②広羽健太, 戸田尚宏, 中神徹也: “散乱線コリメーションを用いた X 線 CT”, 第 14 回情報学ワークショップ, B-08X, 2016 年 11 月 27 日, 愛知県立大学(愛知県・長久手市).
- ③長江大地, 中神徹也, 戸田尚宏: “散乱線測定を用いた X 線 CT の再構成精度”, 第 14 回情報学ワークショップ, B-01X, 2016 年 11 月 27 日, 愛知県立大学(愛知県・長久手市).
- ④長江大地, 中神徹也, 戸田尚宏: “散乱線測定の導入による X 線 CT の再構成精度”, 日本生体医工学会東海支部学術集会, 演題 7, p.20, 2016 年 10 月 22 日, スズケン本社(愛知県・名古屋市).
- ⑤広羽健太, 中神徹也, 戸田尚宏: “コリメートされた散乱線を利用する X 線 CT”, 日本生体医工学会東海支部学術集会, 演題 6, p.19, 2016 年 10 月 22 日, スズケン本社 (愛知県・名古屋市).
- ⑥広羽健太, 中神徹也, 戸田尚宏: “散乱線のコリメーションによる X 線 CT 再構成”, 電気・電子・情報関係学会東海支部連合大会, D4-2, 2016 年 9 月 13 日, 豊田工業高等専門学校 (愛知県・豊田市).
- ⑦長江大地, 中神徹也, 戸田尚宏: “散乱 X 線を考慮した X 線 CT”, 電気・電子・情報関係学会東海支部連合大会, D4-1, 2016 年 9 月 13 日, 豊田工業高等専門学校 (愛知県・豊田市).
- ⑧神徹也, 戸田尚宏, 山崎陽一, 吉岡博貴, 小山修司: “減弱係数推定における散乱線の利用”, 日本生体医工学会東海支部大会, 演題 2, 2015 年 10 月 17 日, スズケン本社 (愛知県・名古屋市).
- ⑨中神徹也, 戸田尚宏, 山崎陽一, 吉岡博貴, 小山修司: “散乱 X 線を用いた減弱係数の推定”, 電気・電子・情報関係学会東海支部連合大会, N1-3, 2015 年 9 月 28 日, 名古屋工業大学 (愛知県・名古屋市).
- ⑩中神徹也, 山崎陽一, 戸田尚宏, 吉岡博貴, 小山修司: “X 線 CT における散乱線利用の原理的検討”, 日本生体医工学会全国大会, P2-3-5-E, 2015 年 5 月 8 日, 名古屋国際会議場 (愛知県・名古屋市).
- ⑪戸田尚宏: “X 線 CT におけるエネルギー情報と散乱線の利用”, 日本 CT 技術研究会, 第 2 回学術大会 (JSCT2013), 特別講演 (招待), 2014 年 6 月 28 日, 名古屋市立大学 (愛知県・名古屋市).
- ⑫戸田尚宏: “Dual Energy CT の原理と課題”, 第 19 回南関東 SOMATOM 研究会 (招待), 2013 年 7 月 13 日, ゲートシティ大崎 (東京都・品川区).
- ⑬戸田尚宏: “Dual Energy CT の原理と関連する話題”, 第 69 回日本放射線技術学会総会学術大会, 第 41 回計測分科会教育講演 (招待), 2013 年 4 月 12 日, パシフィコ横浜 (神奈川県・横浜市).
- ⑭柴田朋佳, 山崎陽一, 戸田尚宏: “X 線 CT 画像再構成における非線形空間フィルタの応用”, 電気関係学会東

海支部連合大会, 2013 年 9 月 25 日, 静岡大学工学部 (静岡県・浜松市).

- ⑮竹本和馬, 山崎陽一, 戸田尚宏: “散乱線を考慮した X 線 CT”, 日本生体医工学会東海支部大会, 2013 年 10 月 19 日, スズケン本社 (愛知県・名古屋市).

6. 研究組織

(1) 研究代表者

戸田 尚宏 (TODA, Naohiro)
愛知県立大学・情報科学部・教授
研究者番号: 00227597

(2) 研究分担者

小山 修司 (KOYAMA, Shuji)
名古屋大学・脳とこころの研究センター・
准教授
研究者番号: 20242878