

平成 30 年 5 月 18 日現在

機関番号：13301

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2015～2017

課題番号：15K09887

研究課題名(和文)新しい概念を有するX線CT装置の線量・エネルギー評価法の確立

研究課題名(英文) Establishment of radiation dose and energy evaluation methods for X-ray computed tomography having new concepts

研究代表者

松原 孝祐 (MATSUBARA, Kosuke)

金沢大学・保健学系・准教授

研究者番号：30507372

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)：本研究では、新しい概念を有するCT装置であるdual-source CT, area-detector CTにおける線量・エネルギー評価法を考案し、その精度を確認した。Dual-source CT装置に関しては、小型線量計の線量値補正法、簡易的半価層測定法、高速撮影時における小型線量計を用いた線量測定法を構築した。Area-detector CT装置に関しては、線量評価のために用いる線量計の最適化を行った。

研究成果の概要(英文)：In this study, radiation dose and energy evaluation methods for dual-source and area-detector CT, which have new concepts, was devised, and their accuracy was confirmed. In dual-source CT, the methods for correcting dose values of small dosimeters, easily evaluating half-value layer, and dose measurement for high-pitch acquisition by using small dosimeters were constructed. In area-detector CT, the optimization of dosimeter used for evaluating radiation dose was conducted.

研究分野：放射線技術学

キーワード：X線 コンピュータ断層撮影 被ばく 線量 エネルギー

1. 研究開始当初の背景

(1) 数年来, dual-source CT (DSCT) 装置や area-detector CT (ADCT) 装置などの, 従来の X 線 CT 装置 (以下, CT 装置) とは異なる概念を有する装置が開発され, 広く臨床現場に普及してきた. 併せて, これらの装置の利点を生かした新しい検査法が数多く報告され, 検査の高精度化および低被ばく化に貢献してきた (図 1).

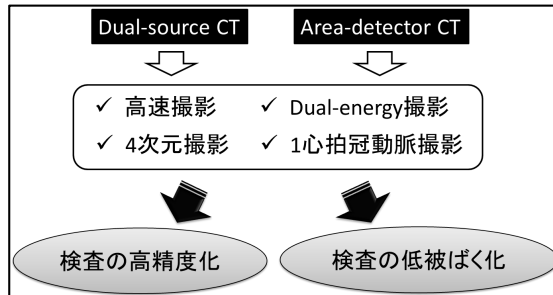


図1 DSCTおよびADCTを用いた新しい撮影法とその効果

(2) 一方で, これまで CT 装置に対しては, その被ばく形態に合わせた線量・エネルギー評価法が用いられてきたが, これらの新しい概念を有する CT 装置に従来の線量・エネルギー評価法を適用した場合, 正確な評価が行えないという問題が生じていた.

(3) DSCT 装置では, 特に dual-energy CT (DECT) 撮影を施行する場合のエネルギー評価が困難であるため, 線量計の指示値の補正を適切に行えず, 結果的に線量評価に支障を及ぼしていた. ADCT 装置の線量評価では, 国際電気標準会議による ADCT 装置における CT 線量指標の定義の見直しや, 米国医学物理士会 (The American Association of Physicists in Medicine: AAPM) による CT 線量指標に代わる手法の提案が行われたが, 線量評価手法が十分に確立されたとはいえない状況であった.

2. 研究の目的

新しい概念を有する CT 装置である DSCT, ADCT における線量・エネルギー評価法を確立するために, 以下の検証を行うことを目的とする研究を実施した.

(1) DSCT 装置を用いた DECT 撮影における線量評価のための, 一般撮影装置と DSCT 装置を用いた線量値の二段階補正法を考案し, 小型線量計を用いた DECT 撮影における線量測定に適用すること.

(2) 現在市販されている 0.6cc 電離箱線量計と半導体線量計 (CT Dose Profiler: CTDP) によって得られた平衡線量を比較し, ADCT 装置の線量評価における線量計の最適化について検証すること.

(3) DSCT 装置の簡易的半価層測定法を考案

し, その精度を検証すること.

(4) DSCT 装置を用いた高速撮影時における, 小型線量計を用いた最適な線量評価法を解明すること.

3. 研究の方法

(1) 一般撮影装置と DSCT 装置を用いた線量値の二段階補正法の考案および適用

DSCT 装置を用いた DECT 撮影における線量評価のための, 一般撮影装置と DSCT 装置を用いた線量値の二段階補正法を考案した. この手法では, まず一般撮影装置を用いて, 8mm 程度のアルミニウムフィルタを X 線可動絞り前面に付加した上で, 120kV の X 線を照射し, 基準線量計である電離箱線量計と小型線量計との同時曝射法によって, 小型線量計により得られる線量値の補正を行う. 次に DSCT 装置を用いて, 同様に基準線量計である電離箱線量計と小型線量計との同時曝射を行い (図 2), DECT 撮影における各管電圧の補正係数の 120kV に対する補正係数を求め, 最終的な補正係数を導出する.

この二段階補正法を用いて, 小型線量計である蛍光ガラス線量計 (GD-302M, 旭テクノグラス社製) の線量値の補正係数を求め, DECT 撮影における線量評価に適用した.

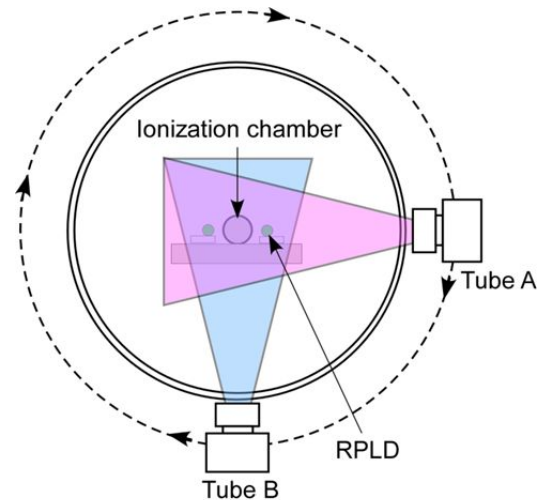


図2 DSCT 装置を用いた同時曝射による補正係数の取得法 (RPLD: 蛍光ガラス線量計)

(2) ADCT 装置の線量評価における線量計の最適化

AAPM が提唱する平衡線量の測定に使用する 0.6cc 電離箱線量計 (10X6-0.6CT, Radcal 社製, 図 3 (A)) および CTDP (RTI Electronics 社製, 図 3 (B)) について, エネルギー依存性および方向依存性を, 一般撮影装置を用いて調べた.

引き続き, あらかじめ基準線量計である電離箱線量計との置換法による線量値比較により線量値の補正係数を取得した 0.6cc 電離箱線量計および CTDP を, 3 個連結した CT 線量指数 (CT dose index: CTDI) 測定用ファントム (16cm 径および 32cm 径) の中心

部および周辺部 4 箇所 の線量計挿入孔に挿入し、ファントム全体を 16 列 CT 装置（従来の CT 装置）と ADCT 装置で、異なる X 線ビーム幅においてそれぞれヘリカルスキャンで撮影した際の平衡線量を取得した。

比較のために、10cm の電離長を持つ CT 用電離箱線量計（10X6-3CT, Radcal 社製）と CTDI 測定用ファントム（16cm 径および 32cm 径）を用いた、ノンヘリカルスキャンによる X 線の 1 回転照射を行った際の CTDI₁₀₀ の測定も行った。

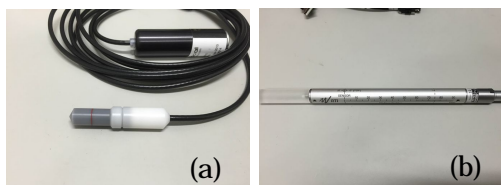


図3 平衡線量測定に用いた線量計:(a) 0.6cc 電離箱線量計, (b) CTDI

(3) DSCT 装置の簡易的半価層測定法の考案および適用

DSCT 装置の簡易的半価層測定法として、研究代表者らが報告している手法（引用文献）を応用し、自作の鉛ケースと市販されている時系列での線量波形の取得が可能な電離箱線量計（10X6-3CT, Radcal 社製）を用いて、得られる線量の積算値および波高値からアルミニウムフィルタ付加時の線量の減弱割合を求め、その結果から半価層を求めた（図 4）。

まず DSCT 装置の 1 つの X 線管のみを使用する single-source (SS) モードにおける提案手法の精度を、X 線管を 6 時方向の位置に固定して X 線を照射し、得られる線量値からアルミニウムフィルタ付加時の線量の減弱割合を求めることによる手法（従来法）との比較を行い、提案手法の精度検証を行った。同様に、2 つの X 線管を使用する DS モードにおける提案手法の精度検証を行った。

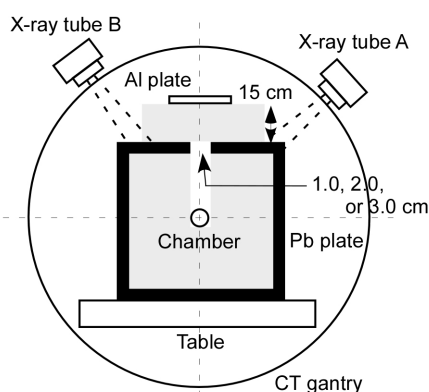


図4 DSCT 装置の簡易的半価層測定法における鉛ケースおよび線量計の配置

(4) DSCT 装置を用いた高速撮影時における最適な線量評価法の説明

蛍光ガラス線量計を女性胸部 RANDO ファントム（RAN-110: Phantom Laboratory 社製）の乳房、心臓、肺、赤色骨髄、胸腺、皮膚に相当する箇所に均等に配置し、冠動脈 CT 検査時の撮影範囲で、通常的心電同期 Spiral 撮影および DSCT 装置を用いた高速撮影法である心電同期 Flash Spiral 撮影を施行した際の各臓器の吸収線量値を取得した。

また、乳房に蛍光ガラス線量計を配置し、Flash Spiral 撮影を複数回繰り返し施行した場合の 1 回あたりの乳房吸収線量を取得し、平均的な乳房吸収線量を測定する際に必要な撮影累積回数について検討を行った。

4. 研究成果

(1) 一般撮影装置と DSCT 装置を用いた線量値の二段階補正法の考案および適用

本研究で考案した一般撮影装置と DSCT 装置を用いた線量値の二段階補正法によって得られた蛍光ガラス線量計 50 個の補正係数は、120kV で 0.337 ± 0.015 （平均値 ± 標準偏差、以下同様）、100/Sn140kV で 0.346 ± 0.031 、80/Sn140kV で 0.311 ± 0.017 、140/80kV で 0.294 ± 0.013 であった。

この補正係数を適用して取得した線量値の一例として、頭部 DECT 撮影における断面内吸収線量分布を図 5 に示す。このときの表示 CTDI_{vol} はいずれも 41mGy であった。この結果より、表示 CTDI_{vol} が同一であっても、被写体内部の線量は管電圧の組み合わせによって大きく異なることが確認された。

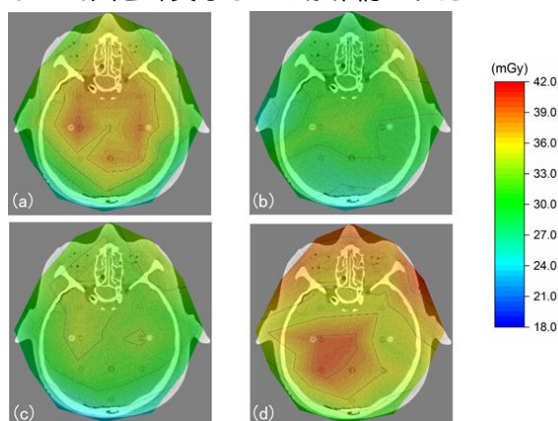


図5 頭部 DECT 撮影における断面内吸収線量分布:(a) 100/Sn140kV, (b) 80/Sn140kV, (c) 140/80kV, (d) 120kV

(2) ADCT 装置の線量評価における線量計の最適化

0.6cc 電離箱線量計および CTDI のエネルギー依存性の結果を図 6、方向依存性の結果を図 7 に示す。エネルギー依存性は 0.6cc 電離箱線量計と比較して CTDI で大きく、方向依存性は、線量計の長軸方向を X 線入射方向と平行な方向に動かした場合、 $\pm 45^\circ$ の範囲では両者に大きな差は確認されなかったが、それ以上の角度では感度の低下が認められた。

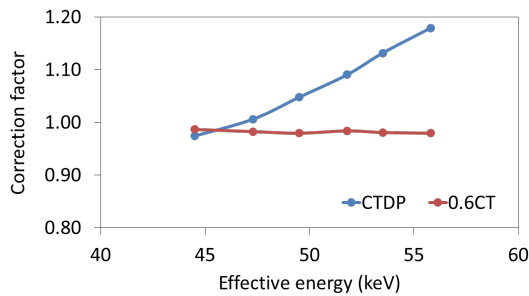


図 6 0.6cc 電離箱線量計と CTDP のエネルギー依存性の結果

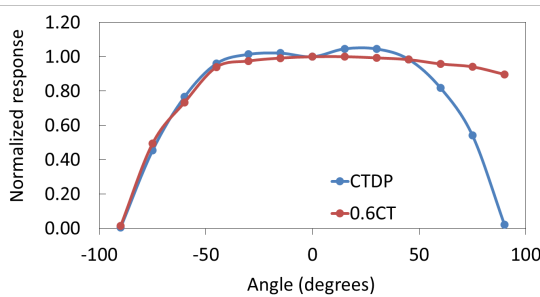


図 7 0.6cc 電離箱線量計と CTDP の方向依存性の結果

次に、0.6cc 電離箱線量計と CTDP を用いて取得した 16 列 CT 装置および ADCT 装置の平衡線量、および CT 用電離箱線量計を用いて取得した CTDI₁₀₀ の結果を表 1、2 に示す。CTDI₁₀₀ と等価である平衡線量ピッチ積にて比較したところ、中心部、周辺部の両者において、CTDI₁₀₀ よりも平衡線量ピッチ積の方が大きいという結果となり、特に ADCT で顕著な差が認められたことから、現在用いられている CTDI₁₀₀ では、特に ADCT 撮影における局所線量を過小評価していることになる。また、0.6cc 電離箱線量計と CTDP で取得した平衡線量ピッチ積を比較すると、条件によって大小関係が異なっていた。

表 1 16cm 径の CTDI ファントムを使用した場合の CTDI および 平衡線量ピッチ積

| Scanner | Tube voltage and beam width | CTDI _{100,c} (mGy) | CTDI _{100,p} (mGy) | $\bar{D}_{eq,c}$ (mGy) | | $\bar{D}_{eq,p}$ (mGy) | |
|----------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|------------------------|------|------------------------|------|
| | | | | 0.6CT | CTDP | 0.6CT | CTDP |
| 16-slice | 130 kV, 9.6 mm | 48.3 | 50.4 | 62.0 | 62.1 | 57.9 | 57.1 |
| | 80 kV, 9.6 mm | 15.7 | 17.2 | 19.2 | 17.8 | 18.9 | 17.6 |
| | 130 kV, 19.2 mm | 44.2 | 46.2 | 56.8 | 57.2 | 52.9 | 52.1 |
| | 120 kV, 40 mm | 39.0 | 42.3 | 54.4 | 55.3 | 53.2 | 53.1 |
| ADCT | 80 kV, 40 mm | 13.6 | 16.2 | 18.1 | 16.5 | 19.1 | 17.8 |
| | 120 kV, 80 mm | 34.8 | 39.0 | 48.8 | 49.6 | 47.6 | 48.4 |

表 2 32cm 径の CTDI ファントムを使用した場合の CTDI および 平衡線量ピッチ積

| Scanner | Tube voltage and beam width | CTDI _{100,c} (mGy) | CTDI _{100,p} (mGy) | $\bar{D}_{eq,c}$ (mGy) | | $\bar{D}_{eq,p}$ (mGy) | |
|----------|-----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|------------------------|------|------------------------|------|
| | | | | 0.6CT | CTDP | 0.6CT | CTDP |
| 16-slice | 130 kV, 9.6 mm | 15.4 | 29.2 | 25.6 | 27.8 | 34.1 | 34.0 |
| | 80 kV, 9.6 mm | 4.01 | 8.89 | 6.77 | 5.74 | 10.2 | 9.30 |
| | 130 kV, 19.2 mm | 14.0 | 26.4 | 24.8 | 25.7 | 31.4 | 31.8 |
| | 120 kV, 40 mm | 11.8 | 25.3 | 22.8 | 23.1 | 31.9 | 31.0 |
| ADCT | 80 kV, 40 mm | 3.23 | 8.33 | 5.77 | 5.13 | 10.1 | 9.24 |
| | 120 kV, 80 mm | 10.2 | 22.2 | 20.0 | 20.2 | 27.6 | 27.1 |

0.6cc 電離箱線量計はその電離長の長さによって平衡線量ピッチ積を過大評価する可能性があり、CTDP はエネルギー依存性の取得した平衡線量ピッチ積への影響が懸念される。以上より、より正確な平衡線量ピッチ積を取得する必要がある場合には、より短い電離長を有する電離箱線量計を用いるか、事前に電離箱線量計との比較試験によって適切な補正係数を取得した上で CTDP を使用することが望ましい。

(3) DSCT 装置の簡易的実効エネルギー測定法の考案および適用

DSCT 装置の 1 つの X 線管のみを使用する SS モードにおける提案手法（波高値による方法、積算値による方法）および従来法によって得られた半価層（HVL: half-value layer）の結果を表 3 に示す。従来法と比較した場合、提案手法ではやや高いもしくは低い値となったが、波高値による方法のアーチャーサイズ 1.0cm もしくは 2.0cm で従来法により近い値となることが確認された。

表 3 SS モードにおける本手法および従来法で得られた半価層

| Method | Aperture width (cm) | HVL | | |
|--------------|---------------------|--------------|---------------|---------------|
| | | 80 kV (mmAl) | 120 kV (mmAl) | 150 kV (mmAl) |
| Non-rotating | --- | 5.63 | 7.89 | 9.19 |
| | 1.0 | 5.71 | 7.84 | 9.26 |
| Peak | 2.0 | 5.80 | 7.91 | 9.40 |
| | 3.0 | 5.91 | 8.18 | 9.50 |
| | 1.0 | 5.86 | 8.35 | 9.88 |
| Integrating | 2.0 | 5.86 | 8.26 | 9.98 |
| | 3.0 | 5.91 | 8.30 | 9.92 |

(Non-rotating: 従来法, Peak: 波高値による方法, Integrating: 積算値による方法)

次に、DS モードにおける提案手法（波高値による方法・アーチャーサイズ 1.0cm および 2.0cm）および従来法によって得られた半価層の結果を表 4 に示す。SS モードと同様、従来法と比較した場合、提案手法ではやや高いもしくは低い値となったが、特にアーチャーサイズ 1.0cm では従来法にかなり近い値となったことから、提案手法は DSCT 装置の簡易的半価層測定法として有用であるといえる。

表 4 DS モードにおける本手法および従来法で得られた半価層

| Method | HVL | | | |
|------------------------|--------------|---------------|-----------------|-----------------|
| | 70 kV (mmAl) | 100 kV (mmAl) | Sn150 kV (mmAl) | Sn150 kV (mmCu) |
| Non-rotating | 4.84 | 6.79 | 14.9 | 1.62 |
| Peak (1.0-cm aperture) | 4.93 | 6.77 | 15.2 | 1.63 |
| Peak (2.0-cm aperture) | 4.97 | 7.01 | 15.9 | 1.67 |

(4) DSCT 装置を用いた高速撮影時における最適な線量評価法の解明

通常的心電同期 Spiral 撮影および DSCT を用いた高速撮影手法である心電同期 Flash Spiral 撮影を施行した際の各臓器の吸収線

量値を図 8 に示す。Flash Spiral 撮影では通常の Spiral 撮影よりも各臓器の吸収線量値自体は低いものの、撮影ごとの吸収線量値の変動が大きく、特に乳房や皮膚といった表在臓器で変動が大きくなる傾向が認められた。この理由としては、高速撮影時には寝台移動速度が非常に速いことに加えて、撮影時の X 線管の位置が撮影ごとに異なることが挙げられる。

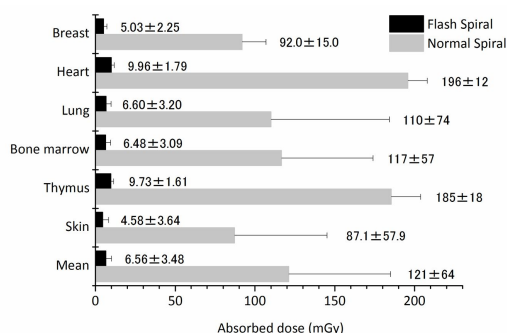


図 8 冠動脈 CT 撮影時の Spiral 撮影と Flash Spiral 撮影による各臓器の吸収線量値の比較

平均的な乳房吸収線量を測定する際に必要な撮影累積回数について検討を行った結果、6 回以上の累積によって理論値（収束値を理論値と仮定）との誤差を概ね 10%以下に抑えることが可能であった。累積回数をさらに増やすことによって、さらに理論値との誤差を低減させることが可能であるが、極端に多い累積回数を推奨することは現実的ではないため、ここでは 6 回以上という累積回数を提案したい。

以上の(1)～(4)の成果は、DSCT や ADCT といった新しい概念を有する CT 装置における線量・エネルギー評価法の確立に向けた、非常に有意義な結果である。

<引用文献>

Matsubara K, Ichikawa K, Murasaki Y, Hirosawa A, Koshida K. Accuracy of measuring half- and quarter-value layers and appropriate aperture width of a convenient method using a lead-covered case in X-ray computed tomography. *J Appl Clin Med Phys* 2014; 15(1): 309-316.

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計 3 件)

Matsubara K, Kawashima H, Chusin T, Okubo R. How to Optimize Radiation Dose in Computed Tomography Examinations: Available Methods and Techniques. *Med Phys Intl* 2017; 5(2): 180-186 (査読あり)。

Matsubara K, Nagata H, Okubo R,

Takata T, Kobayashi M. Method for determining the half-value layer in computed tomography scans using a real-time dosimeter: Application to dual-source dual-energy acquisition. *Phys Med* 2017; 44: 227-231 (査読あり)。

Matsubara K, Kawashima H, Hamaguchi T, Takata T, Kobayashi M, Ichikawa K, Koshida K. Dual-energy computed tomography of the head: a phantom study assessing axial dose distribution, eye lens dose, and image noise level. *Proc SPIE* 2016; 9783: 978347 (査読なし)。

〔学会発表〕(計 7 件)

Matsubara K. Innovation of CT – Dosimetry (invited lecture). 10th Annual Scientific Meeting of Thai Medical Physicist Society, 2018.1.18 (Bangkok, Thailand).

Matsubara K, Takei Y, Suzuki S, Noto K, Chusin T, Okubo R. Thimble Ionization Chamber and Solid-state Detector: Which is Better for Measuring Equilibrium Dose in Computed Tomography? *Radiological Society of North America 103rd Scientific Assembly and Annual Meeting*, 2017.11.26–12.1 (Chicago, USA).

Matsubara K, Nagata H, Aizu A, Nishikori K. A new method for determining the half-value layer in dual-source CT: application to dual energy acquisition. *The 22nd International conference on Medical Physics*, 2016.12.10 (Bangkok, Thailand).

Matsubara K. CT dosimetry. IOMP School - MDCT: Physics, dosimetry and radiation protection (invited lecture). *The 22nd International conference on Medical Physics*, 2016.12.10 (Bangkok, Thailand).

Matsubara K, Kobayashi A, Kobayashi M, Noto K, Koshida K. Measurement of equilibrium doses in computed tomography: comparative study of ionization and solid-state dosimeters. *The American Association of Physicists in Medicine 58th Annual Meeting & Exhibition*, 2016.7.31 (Washington DC, USA).

Matsubara K, Kawashima H, Hamaguchi T, Takata T, Kobayashi M, Ichikawa K, Koshida K. Dual-energy computed tomography of the head: a phantom study assessing axial dose distribution, eye lens dose, and image noise

level. SPIE Medical Imaging 2016, 2016.2.29 (San Diego, USA).

松原孝祐, 越田吉郎, 能登公也, 高田忠徳, 廣澤文香, 小林正尚. Calibration method for small dosimeters for measuring absorbed doses in dual-energy computed tomography. 第 110 回日本医学物理学会学術大会, 2015.9.19, 北海道大学医学部学友会館フラテ (北海道札幌市).

〔その他〕

ホームページ等

金沢大学研究者情報

<http://ridb.kanazawa-u.ac.jp/public/detail.php?id=2012>

金沢大学放射線計測・防護研究室 (松原研究室) ウェブサイト

<http://matsuk.w3.kanazawa-u.ac.jp>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

松原 孝祐 (MATSUBARA, Kosuke)

金沢大学・保健学系・准教授

研究者番号: 30507372

(2) 研究分担者

小林 正尚 (KOBAYASHI, Masanao)

藤田保健衛生大学・医療科学部・講師

研究者番号: 80720979

(3) 連携研究者

なし

(4) 研究協力者

Pei-Jan Paul LIN

Virginia Commonwealth University

Medical Center・Radiology・Professor