

平成 23 年 6 月 15 日現在

機関番号：27501
研究種目：基盤研究(C)
研究期間：2008～2010
課題番号：20591484
研究課題名（和文）日本人ボクセルファントムによるCT診断時の臓器線量計算とWEBシステムの開発
研究課題名（英文）Development of web-based CT system for dose computational dosimetry using Japanese voxel phantoms
研究代表者 甲斐倫明 (KAI MICHIAKI) 大分県立看護科学大学看護学部・教授 研究者番号：10185697

## 研究成果の概要（和文）：

我が国のCT診断に伴う臓器線量を計算するために、男女の医用画像に基づき精密に人体をモデル化した日本人ボクセルファントムを用いたモンテカルロ計算コードを開発し、メーカーごとのCT装置からの線量を計算できるようにした。ユーザがWebブラウザからスキャンオプションおよび撮影パラメータを入力するWebアプリケーションWAZA-ARIを開発した。計算ではAECモードを備え、臨床現場でCT診断からの線量をリアルタイムで計算ができる。

## 研究成果の概要（英文）：

A web-based dose computation system, WAZA-ARI was developed to calculate organ doses to a patient in a computed tomography examination. The organ dose were derived by the Monte Carlo simulation using the Particle and Heavy Ion Transport code system, combined with Japanese voxel phantom. Real time calculation can be obtained using the WAZA-ARI over the Internet. Users choose scanning options and input parameters via a web browser. Organ doses are finally computed based on the radiographic exposure (mAs) and the pitch factor. The dose can be also estimated for Automatic Exposure Control (AEC) changing attenuation along the patient's length.

## 交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2008年度	700,000	210,000	910,000
2009年度	1,900,000	570,000	2,470,000
2010年度	900,000	270,000	1,170,000
年度			
年度			
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究分野：医歯薬学

科研費の分科・細目：内科系臨床医学・放射線科学

キーワード：CT診断、線量評価、ボクセルファントム、臓器線量、モンテカルロ

## 1. 研究開始当初の背景

CT診断による患者の線量計算プログラムの中で、英国のグループが1990年代初頭に開発したImPACTは、欧州のみならず日本国内でも広く利用されている。このプログラムは、旧英国放射線防護局(NRPB、現：英国健康保健局HPA)で行った放射線輸送計算(モンテカルロ計算)による臓器線量をデータテ

ーブルとして内蔵し、この中から撮影に用いるCT装置の機種に最適なデータを選択し、線量を計算する。

NRPBの計算で用いた人体モデルは、欧米人の体格データに基づく体型、臓器形状等を数式で定義する両性具有のMIRDファントムであった。そのため、ImPACTを国内の線量評価に適用する場合、日本人との体格差を

考慮する必要があった。また、近年は、計算機技術の発達から、男女の医用画像に基づき精密に人体をモデル化したボクセルファントムが線量計算で利用されている。既に海外では CT 診断による臓器線量の評価において、欧米人のボクセルファントムによる計算結果の適用の研究が進められている。一方、国内では、日本人の体型をモデル化したボクセルファントムが開発されていたが、CT 診断時の線量評価への適用は行われていなかった。そのため、国内の CT 線量を評価するプログラムを開発するに当たり、日本人の体格を考慮した臓器線量データはなかった。

## 2. 研究の目的

### (1) 臓器線量データの解析

国内で臨床現場の CT 装置の機種に応じて線量を計算できる臓器線量データを整備するため、日本原子力開発機構(原子力機構)で開発してきた放射線輸送計算技術を利用し

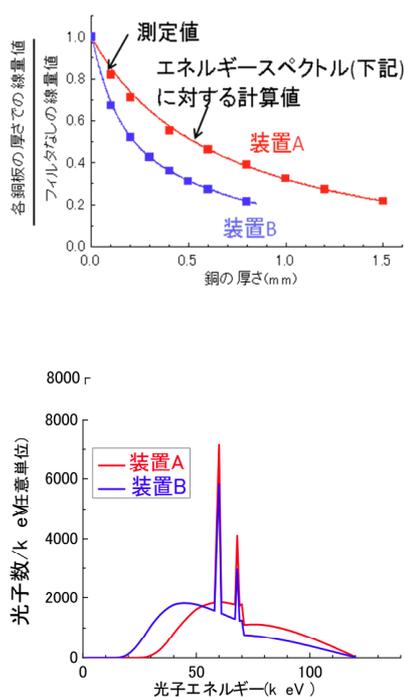


図 1 銅厚に対する線量減弱に基づき推定された X 線エネルギースペクトル

た線量解析法を確立する。

CT 診断による線量を正確に解析するには、X 線源、患者の適切なモデル化が重要となる。

ここで、CT 装置の内部構造には、二次フィルタ(Bowtie filter)等、製造者の秘匿情報とされるものがあるので、X 線源のモデル化に

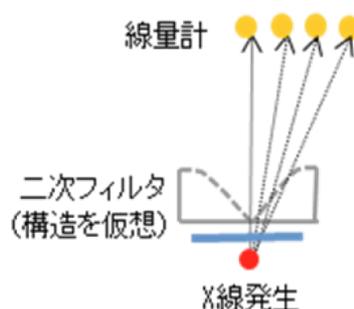


図 2 各線量計の実測値に基づき仮想された二次フィルタ構造

必要なパラメータを推定する手法を確立する。また、平均的な日本人の成人男女の体格データを有するボクセルファントムを整備する。その後、X 線源モデル及びボクセルファントムを組み込んだ放射線輸送計算コードで、種々の CT 装置に対する臓器線量データを系統的に解析する。

開発した解析コードを利用して、臨床現場のメーカーの異なる CT 機種ごとに臓器線量を評価することがどこからでも可能なように、インターネット上で簡単に実施できる Web システムを開発する。

## 3. 研究の方法

### (1) 臓器線量データの解析

#### ① 実測試験に基づく X 線源のモデル化に必要なパラメータの推定

CT 装置の最下部に X 線管を固定した条件で実測試験を行い、その結果から X 線エネルギー分布、仮想的な二次フィルタ構造を推定した。最初に、X 線管側となるガントリー下部に厚さを変えた銅板フィルタを置き、ガントリー上部に設置した電離箱の線量値の変

化を測定した。別途、実測時に設定した X 線管電圧に対し、xcomp5r プログラムで X 線エネルギースペクトルをいくつか計算した。そのうち、銅の厚さに対する線量値の減少傾向が測定結果と最も近かったものを、測定点と X 線管を結ぶ線上にある寝台中央の X 線エネルギースペクトルとした(図 1)。

続いて、寝台上にガラス線量計を配置して、線量 profile を実測した。その結果、二次フィルタ厚が最も薄い中央位置からの距離に応じて、線量値が低下する分布を得た。そこで、二次フィルタ材としてアルミニウムを仮想し、推定した X 線エネルギースペクトルについて、各測定値の低下に必要なフィルタ厚を算出した。各線量計の方向におけるフィルタ厚に基づき、線量解析に適用する二次フィルタ構造が仮想できた(図 2)。

#### ②患者モデル(ボクセルファントム)の整備

原子力機構では、日本人の成人男性及び女性の数体のボクセルファントムを開発していた。その中で、日本人成人の男女の平均的な体格データ等を持つよう、JM(Japanese Male)及びJF(Japanese Female)ファントムを改良した。放射線感受性の高い骨組織については、赤色骨髄等、各材質の体内分布を合理的に再現するモデルとした。また、ICRPの新しい基本勧告(2007年勧告)で新たに線量評価の対象とされた臓器、組織も追加した。

### ③CT診断時の臓器線量の解析

原子力機構で開発してきた放射線輸送計算コードPHITSで、CT装置内の発生から患者に至るまでのX線挙動をモデル化した。ユーザーが任意の線源を定義できるサブルーチン `usrsors` で、ファン形状(扇形状)ビームで放出されるX線源モデルを定義した。ここで、各機種、二次フィルタオプションについて、X線のエネルギー分布、仮想した二次フィルタ中での減弱を数式で表現した。患者の高さ方向に沿ったX線管の移動は、NRPBの解析を参考にX線源モデルを5mm毎の高さで定義した。各高さのX線源モデルで独立した計算を実行して、JM及びJFファントムを用いて臓器線量を計算した。計算した臓器線量は、装置中心の空気カーマに規格化した。また、MIRDファントム、他の男性ボクセルファントムも適用して、人体モデルの構造が臓器線量へ与える影響を解析した。

## 4. 研究成果

### (1) 臓器線量データの解析

#### ① X線源の数値モデル化手法の確立

X線の発生点をCT装置の最下部の位置に固定したX線源モデルで、寝台上の線量profileを計算した。その結果は、実測で得た線量分布を合理的に再現し、X線源モデルの妥当性が確認された(図3)。

以上のように、簡易的な実測試験に基づき、X線源のモデル化手法が確立できた。これにより、CT診断でX線管が回転する条件について、装置の機種、二次フィルタオプションに応じたX線源モデルの整備が可能となった。

#### ② 日本人の成人男女のリファレンスファントムの開発

JFファントムの身長(152cm)及び体重(45kg)は、日本人の成人女性の平均的な体格(155cm、52kg)となるように調整した。改良したJM及びJFファントムでは、2007年勧告で新たに線量評価の対象とされた唾液線等を含めて、臓器の質量を日本人の平均値の±10%以内に一致させた(表1)。また、JMファントムの体の高さ方向における赤色骨髄の質量分布は、ICRPの男性リファレンスフ

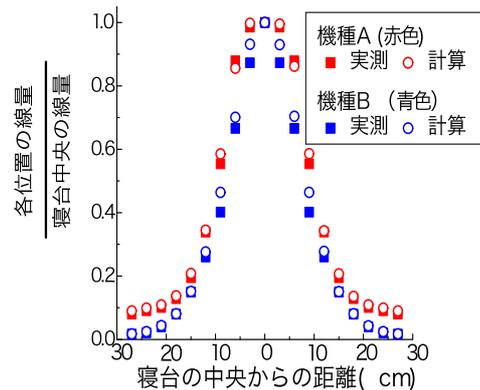


図3 実測及びX線源モデルで計算した線量profile

ァントム(AMファントム)とよい一致を示した。本研究で、日本人成人の体格特性を考慮し、ICRPの2007年勧告に対応した線量解析に適用可能な男女のリファレンスファントムが整備された。

表1. JM及びJFファントムの臓器質量

臓器名	臓器の質量(g)	
	JM	JF
脳	1529 (+4.0%)*	1335(+1.1%)
唾液線	86.1 (+5.0%)	62.7(+1.1%)
甲状腺	20.1 (+5.8%)	16.8(-1.2%)
食道	36.4 (-9.0%)	31.4(+1.3%)
肺	1215(+1.3%)	977.9(+7.5%)
乳房	22.8(+3.6%)	309.3(+3.1%)
肝臓	1462(-8.6%)	1311(-6.4%)
胃	141.0(+0.7%)	106.5(-3.2%)
結腸	325.7(-1.3%)	244.4(-6.0%)
膀胱	38.9(-2.8%)	31.9(+6.3%)
生殖腺	36.4(-1.6%)	11.9(+8.2%)

\*カッコ内；日本人成人の平均値との差(参照データ；田中ら，1996)

#### ③ CT診断による線量評価に用いる臓器線量データの解析

図4に機種Aで胴体撮影の二次フィルタオプションを選択した条件を模擬するX線源モデルの移動について、JM及びMIRDファントムで解析した空気カーマ当たりの肝臓の線量の変化を示す。縦軸は、JMファントムで足先の位置を0cmとした場合のX線源モデルの高さ位置である。MIRDファントムの線量値は、JMファントムと線源高さに対する変化の傾向が近くなるようプロットした。

図には各ファントムの肝臓モデルを併せて示した。MIRDファントムの肝臓は、形状が単純化され、上下は水平面で定義されている。そのため、X線源モデルの高さ位置に対して、ステップ状の線量変化が確認された。

一方、JM ファントムでは、実際の形状を再現しているため、線源高さに対する線量変化は連続的であり、適切に臓器線量を解析できることを明らかにした。

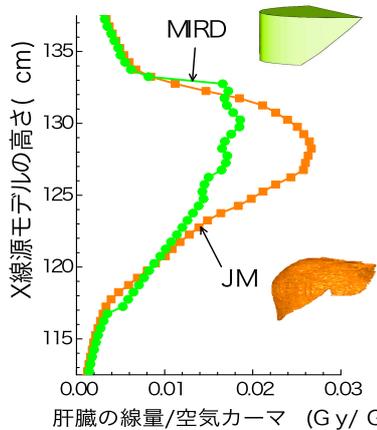


図4 空気カーマ当たりの肝臓の線量の変化 (JM-MIRD ファントムの比較)

表2に、装置A及びBの胴体撮影を模擬したX線源モデルの高さ方向の移動に対し、規格化した各臓器線量が最大値の5%以上となった範囲での積分値を示す。AMファントムは、欧米人の平均的な体格(176cm, 73kg)に基づく、JMファントムよりも大柄なボクセルモデルである。そのため、JMファントムと比較して、臓器に到達する前に軟組織でより多くの光子が吸収され、線量値が最大で15%程度低くなった。本解析により、国内のCT線量の計算において、日本人のボクセルファントムで解析した臓器線量データの適用の有効性を明らかにした。

また、同じJMファントムでも、装置A及びBのX線源モデルによる線量値は、30-40%の差が生じた。これは、装置Bでは、放出されたX線のエネルギー分布が高く(図1)、二次フィルタで減弱される割合が小さい(図3)理由による。解析結果は、CT装置に応じた線量評価に用いる臓器線量データの整備において、X線放出の適切なモデル化の重要性を示した。

表2 規格化された臓器線量の積分値(Gy/Gy) (最大値の5%以上範囲で積分)

臓器	JM		AM	
	A*	B*	A	B
肺	0.624	0.440	0.538	0.373
肝臓	0.620	0.434	0.543	0.374
胃	0.663	0.473	0.553	0.384

\*線源モデル (機種A及びB)

図5は、機種Aで同じ胴体撮影用二次フィルタを用いた条件について、JM及びJFファントムで解析した空気カーマ当たりの肺の線量を示している。男女間の胴体の質量

差に起因して、JFファントムで肺の線量が高くなった。ImPACTは、性差を考慮しないモデルで解析されたデータに基づき、CT線量を計算する。一方、本研究では、成人男女間の体格差を考慮して、線量を計算できる臓器線量データを解析により整備できた。

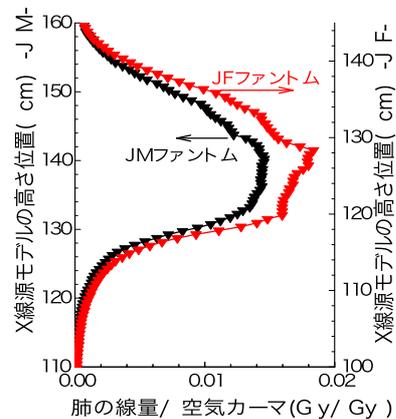


図5 空気カーマ当たりの肺の線量の変化 (JM-JF ファントムの比較)

以上のように、本研究で、撮影に用いる装置の機種、日本人の成人男女の体格特性を考慮して、CT診断時の線量を適切に評価するための臓器線量データの解析法を確立した。

## (2) WAZA-ARI システムの開発

### ①システムの概要

モンテカルロ計算により求めた線量係数を基に、CT臓器線量計算システムWAZA-ARIを開発した。IBM xSeries 345 Server (2.4GHz Xeon プロセッサ、2GB RAM) 上にサーバ環境を構築し、OSにはCent OS 5.4、サーバレットコンテナとしてApache Tomcat 5を使用した。

WAZA-ARIはJavaを用いたWebアプリケーションであり、ユーザはWebブラウザからスキャンオプションおよび撮影パラメータを入力する。入力データはネットワークを介してサーバに送られ、サーバレット(サーバ上のJavaプログラム)が臓器線量および実効線量を算出し、その結果をクライアントコンピュータに返す。

### ②線量計算アルゴリズム

PHITSで計算した、光子あたりの各臓器の線量および回転軸上のビーム中心における空気カーマは、データテーブルとしてサーバに格納されている。ユーザからの入力に対して、条件に適合するデータを読み出し、管電流、回転時間、ビームピッチ、 $nCTDI_{air}$ から、回転軸方向の特定の位置の照射に対応する

各臓器の線量を算出する。その値をスキャン範囲にわたって足し合わせることで、臓器線量および実効線量を計算する。また、ユーザが条件入力画面で AEC (automatic exposure control) :on を選択した場合には、基準スライスにおける管電流値の入力を促し (図 6)、基準スライス間では体軸方向の座標に対して管電流が線形に変化するものとして、線量を計算する。

さらに、 $nCTDI_w$  と管電流、回転時間、ビームピッチから、スキャン範囲に対する DLP (dose length product) と平均の  $CTDI_{vol}$  を算出する。これらの計算の基になる  $nCTDI_{air}$  および  $nCTDI_w$  については、ImPACT の Web サイトから CTDI tables をダウンロードし、値を抜粋した。

### ③システムの特徴

WAZA-ARI はサーバ Java 技術を利用することにより、柔軟かつスケラブルなシステムとなっている。クライアント側はプラットフォームに依存せず、Web ブラウザだけでデータの入出力を行う。これは、先行する CT 線量計算プログラムである ImPACT や CT-Expo が、特定の商用ソフトウェアに依存しているのと対照的である。データ入力画面におけるユーザ・インターフェースはブラウザ側の Java script に負っているが、それによるクライアントコンピュータの負荷はそれほど大きなものではない。結果として、ネットワーク接続さえ確保されていれば、ネットブックのような低価格パソコンからでも

WAZA-ARI を利用することができる。サーバ側も基本的にプラットフォームに依存しておらず、適当なサブレットコンテナがあれば、ハードウェアや OS に関する制約は少ない。したがって、利用規模に応じて柔軟にサーバ環境を構築することが可能である。

また、Java サーブレットは、CGI (common gateway interface) を利用したシステムと異なり、同じプロセスを何度も起動することによるオーバーヘッドがない。このことは多数のユーザがアクセスする状況で重要な特性であり、今後、WAZA-ARI を一般に公開していく際に大きなメリットとなる。

さらに、システムメンテナンスの面でも WAZA-ARI にはいくつかの工夫が施されている。PHITS で計算した基本データやシステムパラメータはすべて XML ファイルとして格納されているが、XML タグを見れば、内容がすぐにわかるようになっている。新たなデータを追加したり、入力画面の選択肢を変更したりする場合には、編集した XML ファイルを、SSH でサーバに転送するだけですむ。

### (4) 今後の課題

このように、WAZA-ARI は高機能かつ柔軟なシステムであり、インターネット上のサーバとして一般公開することにより、病院等で手軽に CT の線量計算が行えるようになるものと期待される。現時点では表 1 に示すオプションしかカバーしていないため、今後、対応する機種・条件を充実させるとともに、女性や小児にも対応していく必要がある

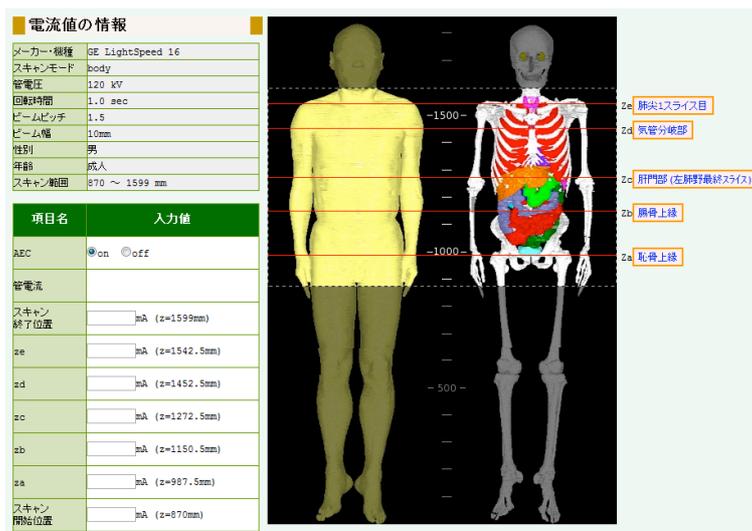


図 6 WAZA-ARI の入学画面(AEC モード)

## 5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計 5 件)

Takahashi F, Endo A, Sato K, T. Hasegawa, Katsunuma Y, Ono K, Yoshitake T, Ban N and Kai M, “Analysis of organ doses from Computed Tomography (CT) examination by the radiation transport calculation to develop the dosimetry system, WAZA-ARI,” *Prog. in Nucl. Sci. Technol.* **1**, 517 (2011).

② Takahashi F, Endo A, Sato K, T. Hasegawa, Katsunuma Y, Ono K, Yoshitake T, Ban N and Kai M, “WAZA-ARI: Computational dosimetry system for x-ray CT examinations, I Radiation transport calculation for organ and tissue doses evaluation using JM phantom,” *Radiat. Prot. Dosim.* (in press).

③ Takahashi F, Endo A, Sato K, Ono K, Yoshitake T, Hasegawa T, Katsunuma Y, Ban N and Kai M, “Effects of Human Model Configuration in Monte Carlo Calculations on Organ Doses from CT Examinations,” *Prog. in Nucl. Sci. Technol.* (in press).

④ Ban N, Takahashi F, Sato K, Endo A, Ono K, Hasegawa T, Yoshitake T, Katsunuma Y, Kai M. Development of web-based CT dose calculator, WAZA-ARI. International Conference on Radiation Protection in Medicine. Varna, September 2010. *Radiat Prot Dosimetry* (in press).

⑤ Ban N, Takahashi F, Ono K, Hasegawa T, Yoshitake T, Katsunuma Y, Sato K, Endo A, Kai M. WAZA-ARI: Computational dosimetry system for x-ray CT examinations: II. Development of web-based system. The Third Asia and Oceanic Congress on Radiation Protection. Tokyo, May 2010. *Radiat Prot Dosimetry*. 2011 Apr 18. [Epub ahead of print]

[学会発表] (計 8 件)

① 甲斐倫明他 8 名, 日本人ボクセルファントムによる CT 診断時の線量評価システムの開発 1: 開発目的と全体計画, 日本保健物理学会第 43 回研究発表会, 平成 21 年 6 月 3 日-4 日(シェラトン都ホテル大阪)

② 高橋史明他 8 名, “日本人ボクセルファントムによる CT 診断時の線量評価システムの開発-2: 放射線輸送計算コードを用いた CT 撮影における線量評価-”, 日本保健物理学会第 43 回研究発表会, 平成 21 年 6 月 3 日-4 日(シェラトン都ホテル大阪)

③ 吉武貴康, 小野孝二, 長谷川隆幸, 勝沼泰, 伴信彦, 甲斐倫明; CT 診断に伴う新生児の臓器線量 - 新生児ファントムによる実測値と ImPACT 推定値および CT-Expo 推定値の比較, 日本保健物理学会第 43 回研究発表会, 平成 21 年 6 月 3 日-4 日(シェラトン都ホテル大阪)

④ 長谷川隆幸, 勝沼泰, 小野孝二, 吉武貴康 伴信彦, 甲斐倫明; CT 診断による臓器線量の ImPACT

推定値および CT-Expo 推定値とガラス線量計による実測値の比較, 日本保健物理学会第 43 回研究発表会, 平成 21 年 6 月 3 日-4 日(シェラトン都ホテル大阪)

⑤ Takahashi F, Endo A, Sato K, T. Hasegawa, Katsunuma Y, Ono K, Yoshitake T, Ban N and Kai M; Analysis of organ doses from Computed Tomography (CT) examination by the radiation transport calculation to develop the dosimetry system, WAZA-ARI, The Fifth International Symposium on Radiation Safety and Detection Technology (ISORD-5), July 15-17, 2009, Kitakyushu.

⑥ Takahashi F, Endo A, Sato K, T. Hasegawa, Katsunuma Y, Ono K, Yoshitake T, Ban N and Kai M; WAZA-ARI: Computational dosimetry system for x-ray CT examinations, I Radiation transport calculation for organ and tissue doses evaluation using JM phantom, AOCRP-3, May 24-27, 2010, Tokyo.

⑦ Ban N, Takahashi F, Sato K, Endo A, Ono K, Hasegawa T, Yoshitake T, Katsunuma Y, Kai M; WAZA-ARI: Computational dosimetry system for x-ray CT examinations: II. Development of web-based system, AOCRP-3, May 24-27, 2010, Tokyo.

⑧ Ban N, Takahashi F, Sato K, Endo A, Ono K, Hasegawa T, Yoshitake T, Katsunuma Y, Kai M; Development of web-based CT dose calculator, WAZA-ARI. International Conference on Radiation Protection in Medicine. Varna, September 2010.

## 6. 研究組織

### (1) 研究代表者

甲斐 倫明 (KAI MICHIAKI)

大分県立看護科学大学看護学部・教授  
研究者番号: 10185697

### (2) 研究分担者

遠藤 章 (ENDO AKIRA)

日本原子力研究開発機構・研究員  
研究者番号: 10354705

高橋 史明 (TAKAHASHI FUMIAKI)  
日本原子力研究開発機構・研究員  
研究者番号: 20354706

佐藤 薫 (SATO KAORU)  
日本原子力研究開発機構・研究員  
研究者番号: 80354702

伴 信彦 (BAN NOBUHIKO)  
大分県立看護科学大学看護学部・准教授  
研究者番号: 70251220