

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 6 月 5 日現在

機関番号：32650

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2013～2016

課題番号：25462933

研究課題名(和文) 歯科用コーンビームCT装置を維持管理するための品質保証計画実施用ファントムの開発

研究課題名(英文) Development of phantoms dedicated to constancy tests for dental cone beam CT unit.

研究代表者

西川 慶一 (Nishikawa, Keiichi)

東京歯科大学・歯学部・准教授

研究者番号：30180590

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,400,000円

研究成果の概要(和文)： 歯科用コーンビームCTには医用CTとは異なる種々の特徴がある。このため、歯科用コーンビームCT装置の不変性試験に医用CT装置向けの方法をそのまま流用することができず、独自の方法を考案する必要がある。そこで本研究では、歯科用コーンビームCT装置の不変性試験に特化した種々のファントムを開発した。それらのファントムのうち、ボクセル値評価用ファントムは、文献等で報告されているファントムには問題点が多いため、必要性がもっとも高いと考えられる。

研究成果の概要(英文)： Dental cone beam CT (CBCT) has many characteristics different from medical CT. For this reason, procedures of constancy tests for medical CT units are not directly applicable to those for dental CBCT units. The special and unique procedures should be devised. In this study, several phantoms dedicated to constancy tests for dental CBCT units were developed. Among those phantoms, the phantom for evaluation of voxel values seems the most important because existing phantoms have inherent problems.

研究分野： 歯科放射線学

キーワード： 歯科用コーンビームCT 不変性試験 品質保証計画 ファントム

1. 研究開始当初の背景

歯科向けの CT である歯科用コーンビーム CT（歯科用 CBCT）が臨床で使用されるようになって10年以上が経過した。その間に、1台でパノラマ X 線撮影や頭部 X 線規格撮影にも対応できる複合機が登場した。

複合機は、画質等の性能の点では CBCT 専用機に及ばないものの、パノラマ X 線撮影と CBCT が可能という利便性に加え、専用機に比べて小型かつ低価格という利点を持つ。この複合機の登場により、歯科用 CBCT の歯科診療所への普及が急速に進み始めた。

歯科の X 線撮影で最も高頻度に行われるのは口内法であるが、これは歯および歯周組織、そしてそれらに生じる疾患が微細であり、それらを描出できる高い解像度の画像が必要なためである。歯科用 CBCT の中で撮影領域が小さい機種は、患者の被ばくが少ない上に高い解像度（空間分解能）の 3 次元画像が得られることから、歯科臨床のニーズに良く合致しており、急速に普及するのもしいわば当然と考えられる。

一方、CT 装置は X 線管と X 線検出器の極めて精密な回転によって撮影を行うため、他の X 線装置に比べて不具合を生じる危険性が高い。また、他の X 線撮影と比べて被ばくも多いことから、不要な被ばくを防止し、画像の正確性を担保するためには、装置の性能を維持・管理（品質保証）することが他の装置以上に重要となる。それには、定期点検のみならず、定期的な性能評価（不変性試験）を実施する必要がある。

歯科用 CT については、電気および電子に関連した技術を扱う国際的な標準化団体である国際電気標準会議（International Electrotechnical Commission; IEC）が策定する国際標準、そして日本工業規格（Japanese Industrial Standard; JIS）として策定される国家標準で、設置導入時の受入試験として表 1 に示す性能評価項目が設定されている。また、不変性試験時には表 2 の項目についての評価が推奨されている。

さらに、性能評価用ファントムの仕様についても IEC や JIS、あるいは専門学会によって規定あるいは推奨されており、図 1、2 に示すように、いくつかのメーカーより準拠品

表1 歯科用CTに対する受入試験時の性能評価項目
(IEC 61223-3-5、JIS Z4752-2-6)

- ・雑音(ノイズ)
- ・コントラストスケール
- ・空間分解能
- ・スライス厚
- ・高コントラスト分解能
- ・低コントラスト分解能
- ・被ばく線量
- ・均一性
- ・CT 値
- ・アーチファクト
- ・寝台移動精度
- ・他

表2 歯科用CTに対する不変性試験時の性能評価項目
(IEC 61223-3-6、JIS Z4752-2-6)

- ・雑音(ノイズ)
- ・コントラストスケール
- ・空間分解能
- ・スライス厚
- ・高コントラスト分解能
- ・低コントラスト分解能
- ・被ばく線量
- ・他

が販売されている。その使用法についても、明確に提言されている。

このように、歯科用 CT については不変性試験として何を評価すれば良いのか、どのようなファントムを使用すれば良いのか、そしてどのように使用すればよいのか、言い換えればどのような品質保証計画を立案すればよいかが明確になっている。これに対して、歯科用 CBCT については現状では何も策定されていない。ファントムを使用して性能評価を行った報告はいくつかみられるが¹⁻⁸、性能評価として妥当な方法とは思えない論文や不変性試験には適していないファントムを使用した論文がほとんどである。歯科用 CBCT が急速に普及している現状を鑑みれば、不変性試験時に確認すべき性能評価項目を策定し、品質保証計画を立案することは急務と考えられる。

2. 研究の目的

(1) 歯科用 CBCT の特徴

歯科用 CT と比べた歯科用 CBCT の原理的な特徴は、

- ① 四角錐もしくは円錐状のコーンビーム X 線 2 次元 X 線検出器を使用し、1 回転の撮影で 3 次元ボリュームデータを取得する。2 次元 X 線検出器には、透視検査用の I.I. と CCD カメラの組合せ、または一般撮影用の FPD が使用される。

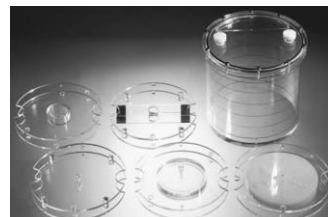


図 1 JIS Z4923 準拠 性能評価ファントム
(京都科学)

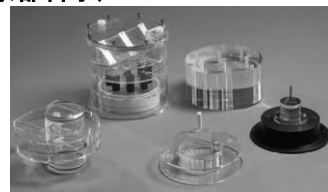


図 2 CT 性能評価委員会準拠性能評価ファントム
(京都科学)

- ② 撮影領域が直径 40 mm×高さ 30 mm の円柱状から直径 192.5 mm の球状までと、機種によって大きく異なる。機種によっては、撮影モードの選択により、いくつかの撮影領域を切り替えて使用できる。
- ③ 画像の最小構成単位となるボクセルの大きさは、撮影領域が小さい場合には 0.1 mm 程度、撮影領域が大きい場合には 0.4 mm 程度で、機種によって大きく異なる。
- ④ パノラマ X 線撮影装置と同等の X 線管を使用しており、使用できる管電圧が低い。また、X 線出力も小さいため、比較的薄い層が使用される。
- この 4 点である。このような原理的な特徴により、次のような問題が生じる。
- ① 透視検査用または一般撮影用の 2 次元 X 線検出器を使用するため、散乱線が大きく影響する。散乱線の影響程度は撮影領域の大きさによって大きく変わる。
- ② 被写体の大きさに比べて撮影領域が小さい場合には、測定される投影データでは撮影領域を十分に再現できないという不完全投影の問題が生じる。その程度は、被写体と撮影領域の大きさの相対的な関係によって大きく変わる。
- ③ 2 次元 X 線検出器を使用すると、撮影領域の中央部以外では X 線が検出器に斜入し、コーンビーム効果を生じる。歯科用 CBCT 装置は焦点・検出器間距離が短いため、コーンビーム効果の影響が強く現れる。
- ④ 照射される X 線の実効エネルギーが低く、低エネルギー成分が多く含まれるため、被写体中で強い線質硬化が生じる。
- このように、歯科用 CBCT では散乱線、不完全投影、コーンビーム効果、線質硬化が画質に大きく影響するが、それらは撮影領域の大きさや X 線の実効エネルギーに依存するため、機種ごとに影響の程度が異なる。ボクセルの大きさも機種あるいは撮影モードによって異なるため、空間分解能も機種あるいは撮影モードごとに大きく異なる。

(2) 研究目的

性能評価項目を策定する際に重視すべき歯科用 CBCT の特徴は、

- ① (撮影領域が小さい場合には) 被ばく線量が少ない。
- ② (撮影領域が小さい場合には) 空間分解能が高い。
- ③ 画像の均一性が低い。
- ④ 画像に雑音 (ノイズ) が多い。
- ⑤ ボクセル値の精度が低い (CT 値が得られない)。
- ⑥ 軟組織の描出能が低い。

となる。このことから、歯科用 CBCT 装置に対して不変性試験時に確認すべき性能評価項目としては、

- ① 雑音 (ノイズ)
- ② 均一性

- ③ 空間分解能
- ④ 高コントラスト分解能
- ⑤ 骨密度-ボクセル値対応関係
- ⑥ 被ばく線量

の 6 項目が重要と考えられる。

①と②については、平成 21 年度日本歯科医学会プロジェクト研究テーマ B「歯科用 CT を用いた歯科画像診断の新たな展開に関するプロジェクト研究 (研究代表者: 岡野友宏)」で明らかにしたように、医科用 CT と同様、水ファントムでの評価が有効と考えられる。ただし、医科用 CT で使用される頭部標準ファントムの大きさは直径 160 mm×高さ 150 mm で、歯科用 CBCT 装置の撮影領域を考慮すると、高さが不足する。最低でも高さ 200 mm のファントムが必要になる。

③についても、同プロジェクト研究の中で、文献調査の結果に基づいて合成 LSF 法を採用し、それに対応した MTF 測定用金属ワイヤーファントムを開発した。合成 LSF 法に対応したファントムを使用することで、MTF を精度よく測定することが可能になる。ただし、合成 LSF 法には MTF の撮影領域内での位置依存性を評価しにくいという欠点があることも明らかになった。

④についても、同プロジェクト研究で明らかにしたように、医科用 CT と同様、直径の異なる微小信号像が高コントラストに得られるようなファントムを使用して評価することが有効と考えられる。

⑤については、医科用 CT で測定される CT 線量指標 (CTDI) と DLP が歯科用 CBCT で適切な評価尺度になり得るかどうか明らかなでないため、今回の研究対象からは除外した。

歯科用 CBCT の性能評価の中で、最も重視すべきなのは⑤の骨密度とボクセル値の関係と考えられる。医科用 CT では、どの機種であってもボクセル値が安定しており、CT 値という (準) 定量的な値として表される。CT 値は X 線減弱係数とほぼ直線関係にあるため、CT 値の差 1 に対応する X 線減弱係数の差を求めることで、その機種での CT 値の物理的意味を把握することができる。これがコントラストスケールと呼ばれるもので、水とアクリル、あるいは水と空気の CT 値より算出される。これに対して歯科用 CBCT では、X 線減弱係数とボクセル値の関係が装置、撮影モード、撮影条件によって大きく異なることが明らかにされている。

ボクセル値が安定しない以上、X 線減弱係数とボクセル値の関係を求めることは容易ではない。そこで、X 線減弱係数と比例関係にある密度を変化させた物質をファントム材料とし、密度とボクセル値の関係を調べることが有効と考えられる。歯科用 CBCT は硬組織を対象とすることから、ファントム材料には骨密度ファントムを利用することが適切と考えられる。

本研究では、MTF の位置依存性の評価に対応した MTF 測定用ファントム等も製作し

表 3 AZ3000CT の主な仕様

高電圧装置:	80 kHz インバータ方式
管電圧:	60~100 kV(1 kV ステップ)
管電流:	1~12 mA(1 mA ステップ)
焦点寸法:	0.5 mm
総ろ過:	2.8 mmAl
撮影領域	
Dモード:	51 mm×55 mm(H)
Iモード:	79 mm×80 mm(H)
ボクセルサイズ	
Dモード:	0.1 mm
Iモード:	0.155 mm
拡大率:	約 1.6 倍
撮影時間:	17 秒(360°、270°) 8.5 秒(180°)

たが、本報告書では最も必要性が高く、詳細な検討を行って製作した骨密度-ボクセル値対応関係評価用ファントムについての詳細を示す。

3. 研究の方法

歯科用 CBCT 装置には AZ3000CT (朝日レントゲン工業) を使用した。本装置の使用を表 3 に示す。

(1) ファントム構成要素の配置に関する検討

これまでに報告されているボクセル値評価用ファントムの中には、ファントムを構成する各材料を X 線束に対して並列に並べているものがある。原理的に考えれば、このことは複数のファントム構成要素による線質硬化が複雑に影響しあい、それぞれのファントム構成要素のボクセル値が不規則に変化する可能性がある。そこで、ファントム構成要素の配置によって各ファントム構成要素のボクセル値がどのように変化するかについて検討した。

ファントムには骨塩定量ファントム UCA 型 (京都科学) を使用した。このファントムは、人体等価物質に炭酸カルシウムを添加して作製した密度の異なる 20 片のブロックからなり、ブロック 1 片の大きさは 10×15×30 mm である。これらの中から 4 片のブロック (比重 1.198、1.318、1.437、1.509 g/cm³) を選択し、平行に配列して 40×15×30 mm の平板状ファントムとして使用した。これを X 線束の回転面と垂直および水平に設置して撮影した。また、ブロックを 2×2 に配列して 20×30×30mm の直方体状にし、X 線束の回転面と垂直に設置して撮影した (図 3)。ファントム自身以外で線質硬化が生じないように、水ファントム等は使用しなかった。



垂直配置 水平配置 直方配置
図 3 骨塩定量ブロックの配置

管電圧は 60、70、80、90 kV と変化させた。管電流、撮影領域、撮影時間は 4 mA、79 mm×80 mm(H)、17s に固定した。

得られた画像を ImageJ に読み込み、各ブロック像に 32×32 画素の関心領域を設定して平均ボクセル値を算出した。そして、各ブロックの骨塩量とボクセル値の関係を表すいわゆる検量曲線を作成し、ファントムの形状、設置方向、管電圧が与える影響について検討した。

(2) ファントム構成要素の大きさに関する検討

ファントム構成要素の形状としては、X 線束に対する方向依存性が生じないように、円柱形とすることが妥当である。その際、この円柱形ブロック自体による線質硬化が測定されるボクセル値に影響する可能性がある。円柱形ブロック自体によって線質硬化が生じると、ブロックのボクセル値は下凸型のプロフィールを示し、いわゆるカップリングアーチファクトが生じることになる。このようにボクセル値が連続的に変化する場合、プロフィールのどの位置のボクセル値を測定すべきかが問題となり、信頼性のある測定が困難になる。

そこで、この影響を考慮せずに済む適切なファントムの直径(X 線束方向の厚さ)について検討した。すなわち、図 4 に示すように、直径 5、10、20、30 mm φ の 4 種類の円柱形ブロックを CaCO₃ 濃度 50%(製造可能な最高濃度)のファントム材料で製作した。高さは 12 mm(H)とした。これを図 5 に示すように積み重ね、空気中および直径 160 mm φ、高さ 150 mm(H)の水ファントム中で撮影した。管電圧は 60、70、80、90 kV と変化させ、管電流、撮影時間、撮影領域は 4 mA、17 s、79 mm φ × 80 mm(H)に固定した。そして、各ブロック像のボクセル値プロフィールを ImageJ 1.48v (NIH) で求め、Excel (Microsoft)を使用して比較した。

4. 研究成果

(1) ファントム構成要素の配置に関する検討

ファントムの形状と設置方向によらず、設

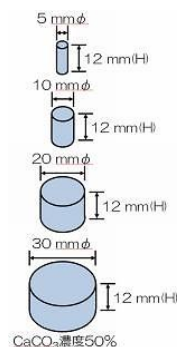


図 4 直径の異なる円柱形骨密度ブロックの設計図



図5 積み重ねた直径の異なる円柱形
骨密度ブロック

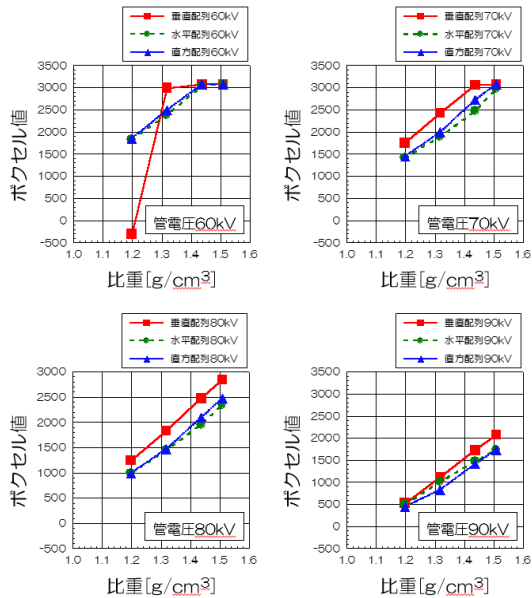


図6 得られた検量曲線

定管電圧によって検量曲線は変化した。これは、線質によってX線減弱係数が変化するため、当然の結果である。ただ、同じ管電圧でもファントムの形状と配置方向によって検量曲線は変化した(図6)。これは、ファントムの形状と配置方向によって線質硬化の生じ方が異なるためである。

このことから、骨密度-ボクセル値対応関係評価用ファントムを製作するにあたっては、不要な線質硬化の影響が生じないように、構成要素となる骨密度ブロックをX線束方向に並列に配置しないことが重要と考えられた。

(2) ファントム構成要素の大きさに関する検討

得られたボクセル値プロフィールを図7に示す。

直径 30 mm φ のブロックは、空気中か水中かによらずに、さらに管電圧によらずに線質硬化の影響、すなわちキャッピングが見られた。直径 20 mm φ では、空気中での 70 kV と 80 kV でキャッピングが見られた。直径 10 mm φ ではキャッピングは見られなかったが、空気中での 90 kV で線質硬化に対する補正の影響と思われるキャッピングが見られた。直径 5 mm φ でもキャッピングは見られなかったが、空気中での 90 kV と水中での 70, 80, 90 kV でキャッピングが見られた。このことから、適切なファントム直径は 10 mm φ、そして撮

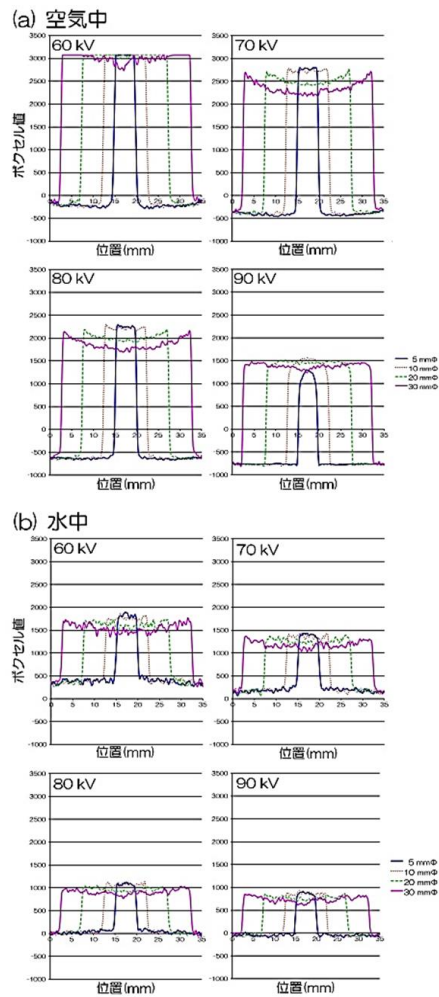


図7 各ファントム直径に対するボクセル値
プロフィール

影は水中で行う方が良いと考えられた。

これらの結果に基づいて、図8および9に示すように、直径 10 mm φ、高さ 8 mm (H)、CaCO₃ 濃度 10、25、37.5、50%の4種類の円柱形骨密度ブロックを直径 160 mm φ、高さ 150 mm (H)の円柱ファントムの中に埋入し、ボクセル値測定用ファントムを製作した。

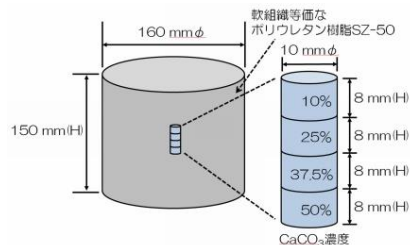


図8 ボクセル値ファントムの設計図

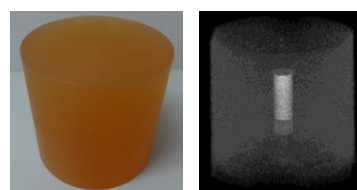


図9 ボクセル値ファントムとそのCBCT像

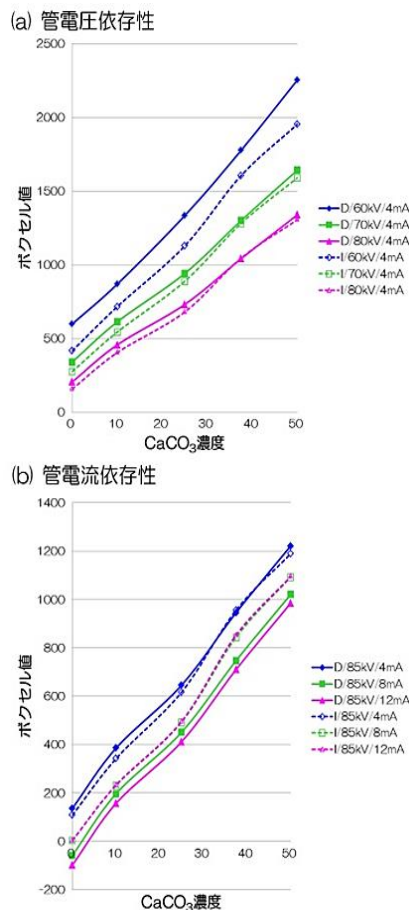


図 10 ボクセル値ファントムによる測定例

D: 51 mm φ × 55 mm(H)

I: 78 mm φ × 80 mm(H)

円柱ファントムの材料にはX線学的に軟組織と等価なポリウレタン樹脂(SZ-50)を使用した。ブロックの高さを8 mm(H)としたのは、照射領域の高さ40mm程度の小照射野型装置にも適応できるようにするためである。また、骨密度ブロックをポリウレタン樹脂の中に埋入したのは、骨密度ブロックを空气中で保管すると変性の恐れがあるため、また不変性試験のたびに水ファントム用の脱気水を用意する手間を省くためである。

このファントムを使用してボクセル値の測定を行った結果を図10に示す。今後は、このファントムを使用して、ボクセル値に関する不変性試験を試験的に実施する予定である。また、ファントム自体の不変性が未知数であるため、これについても併せて検討する予定である。

【参考文献】

1. Suomalainen A, Kiljunen T, Käser Y, Peltola J, Kortensniemi M. Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. Dentomaxillofac Radiol 2009, 38: 367-378.

2. Tanimoto H, Arai Y. The effect of voxel size on image reconstruction in cone-beam computed tomography. Oral Radiol 2009, 25:149-153.

3. Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Modulation transfer function evaluation of cone beam computed tomography for dental use with the oversampling method. Dentomaxillofac Radiol 2010, 39:28-32.

4. Nomura Y, Watanabe H, Honda E, Kurabayashi T. Reliability of voxel values from cone-beam computed tomography for dental use in evaluating bone mineral density. Clin Oral Implants Res 2010, 21:558-562.

5. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 2010, 39:323-335.

6. Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, Bosmans H, Bogaerts R, Jacobs R, Honer K, SEDENTEXCT Project Consortium. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. Br J Radiol 2013, 86:20120135.

7. Oliveira ML, Freitas DQ, Ambrosano GMB, Haiter-Neto F. Influence of exposure factors on the variability of CBCT voxel values: a phantom study. Dentomaxillofac Radiol 2014, 43, 20140128.

8. Abouei E, Lee S, Ford NL. Quantitative performance characterization of image quality and radiation dose for a CS 9300 dental cone beam computed tomography machine. J Med Imaging 2015, 2, 044002.

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔学会発表〕(計 1件)

西川慶一, 浅海利恵子, 佐藤健児, 歯科用コーンビームCT装置のための不変性試験用ボクセル値ファントムの開発. 歯科放射線 2016, 56(増刊号): 65, 日本歯科放射線学会第57回学術大会, 大阪

6. 研究組織

(1) 研究代表者

西川 慶一 (NISHIKAWA, Keiichi)

東京歯科大学・歯学部・准教授

研究者番号: 30180590

(2) 研究分担者 なし

(3) 連携研究者 なし

(4) 研究協力者

浅海 利恵子 (ASAUMI, Rieko)

日本歯科大学・生命歯学部・講師

佐藤 健児 (SATO, Kenji)

日本歯科大学・生命歯学部・准教授