

機関番号：13901

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2008～2010

課題番号：20591474

研究課題名(和文) 頭部CT画像における画質とそれに及ぼす線量効果

研究課題名(英文) Dose effect on Image Quality of head CT image

研究代表者：

今井 國治(KUNIHARU IMAI)

名古屋大学・医学部(保健学科)・准教授

研究者番号：20335053

研究成果の概要(和文)：本申請研究の目的は、被ばく線量と画質との関係を明らかにした上で、頭部CT検査における最適プロトコル確立のための基礎情報を与えることである。この目的を達成するために、頭部ファントムを作成し、これを被検体として実験を実施した。頭部CT検査においては水晶体線量が最も高くなることがわかった。そこで、この結果をもとに、CT画像の画質について検討したところ、メーカ推奨値である120kV、252mAs以上に撮像条件を設定しても、水晶体線量の増加に見合う画質改善は認められないことが判明した。しかし、CT-Angiography(CTA)検査のような造影検査に関しては、100kVの使用が、被ばく線量軽減の観点から良いことが示唆された。

研究成果の概要(英文)：The purpose of this study is to investigate the relationship between radiation dose and image quality in a head CT examination. Our designed head phantom was employed as a target object and was scanned using a 64-row MDCT. Lens doses increased with tube voltage and effective mAs. The image noise reduced as tube voltage and effective mAs increased. However, for larger than 252 mAs, the image noise level for 120 kV was almost the same as that for 140 kV. For larger than 252 mAs, the streak artifacts for 100 kV had the same level as for 120 and 140 kV and the streak artifacts were most noticeable for 80 kV. The SNR was highest at 100 kV.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2008年度	2,100,000	630,000	2,730,000
2009年度	600,000	180,000	780,000
2010年度	700,000	210,000	910,000
総計	3,400,000	1,020,000	4,420,000

研究分野：診断情報工学

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：頭部CT検査、画質評価、画像診断、医療被ばく、線量評価

## 1. 研究開始当初の背景

近年、X線診断技術の進歩は目覚しく、中でも、X線CT装置の技術革新は、極めて驚異的である。その代表的なものとして、マルチスライス方式の導入があり、この技術により、放射線医学における画像診断能は格段に向上した。ところが、CT検査一件あたりの被ばく線量は、単純X線撮影検査と比べて二桁も高く、患者の被ばく線量の増加が問題視されている。

一般に、CT検査を含むX線検査においては、線量過多が画質向上をもたらすため、線量を適正化することは非常に難しい。この線量適正化を行うためには、単なる被ばく線量低減では達成できず、「情報量当りの被ばく量」という考え方が必要となってくる。この概念に基づいて、線量適正化を行うには、被ばく線量と画質を支配する様々な要因(装置の種類、管電圧、管電流、ビーム幅、ベットスピード、CT値のSD値、検査部位・項目(造

影、多層撮影など)など)との相関関係を詳細に検討する必要がある。しかし、従来の画質評価法では、臨床画像や人体ファントム画像を定量的に評価できないため、視覚による評価法でしか解析できなかった。そこで、申請者らは、以前の研究において、臨床画像でも適用可能な画質評価法を考案した。その評価法を以下に示す。

1. これまで定量評価ができなかったストリークアーチファクトと呼ばれる画像ノイズを極値統計学により解析する「Gumbel 評価法」
2. これまで解析が困難とされてきた不均一領域におけるノイズ評価を可能にした「Gauss 法」と称する画像ノイズ評価法

上述したように、これらの画質劣化要因に関する定量解析はほとんどされておらず、X線線量との関係は、未だ、不明と言っても過言でない。このことから、これらの要因を詳細に検討すれば、これまでに明らかにされていなかった新たな知見が得られるのではないかと期待できる。

## 2. 研究の目的

以上の背景から、本申請研究の主たる目的は、CT 検査における被ばく線量を測定した上で、申請者らが考案した画質評価法を用いて CT 画像の画質評価を行い、X線線量と画質との関係を明らかにすることにある。特に、今回の申請研究では、頭部の CT 検査について重点的に検討を行い、この検査における最適プロトコル確立のための基礎情報を与えることに主眼をおく。

## 3. 研究の方法

### 3.1 頭部ファントムの作成

研究目的で述べたように、本申請研究では X 線線量と CT 画像の画質との関係を明らかにすることである。この目的を達成するためには、ボランティアを集めて CT 検査を行うという方法もあるが、これは倫理上極めて問題がある。そこで本研究では、頭部ファントムを作成し、これを被検体として用いることにした。図 1 は、今回作成した頭部ファントムの外観像である。このファントムは脳実質、脳動脈及び頭蓋骨から構成されている。脳実質には、基材としてウレタンを使用し、平均的な成人の脳実質を模擬するため、CT 値が 30~40HU となるようにリン酸カルシウムを混合した。この脳実質内に中空の脳動脈(内頸動脈系及び椎骨動脈系)と動脈瘤好発部位に直径 3~5mm の動脈瘤を作成し、頭蓋骨は石膏で解剖学的構造を模擬した。今回の実験では、ルーチンの頭部単純 CT 検査が主たる対象であるため、コントラスト分解能の評価以外は、模擬血管内に造影剤を注入すると言った操作は行わなかった。



図 1 頭部ファントム

### 3.2 被ばく線量解析

頭部 CT 検査においては、水晶体、唾液腺、甲状腺、脳実質及び皮膚表面の被ばく線量評価が重要となる。従来、臓器線量は、ガラス線量計や熱ルミネッセンス線量計(TLD)を用いて測定されてきた。しかし、これらの線量計は、取り扱いが厄介な上、測定値も検出素子間で、かなりばらつくという欠点を有している。そのため、信頼性の高い被ばく線量評価は困難である。そこで、本研究では、ガラス線量計や TLD を使用する測定法ではなく、上述した欠点を有しない pin シリコンフォトダイオード自動臓器線量計測システムを使用することにした。この計測システムは、線量計として pin シリコンフォトダイオードが使用されており、同時に 32 カ所の X 線線量の測定が可能である。今回、この pin シリコンフォトダイオードは、脳実質に 5 個、水晶体に 1 個、唾液腺に 3 個、甲状腺に 1 個、皮膚表面に 2 個、合計 12 個配置した。このような配置の下、X 線管電圧を 80-140kV、実効 mAs 値を 49-350mAs に変化させて、スキャンを行い(64 列 MDCT 装置:GE 社製 Light Speed VCT)、各線量計で得られた測定値はエネルギー補正等を行った後、吸収線量に換算した。

### 3.3 画質解析

本研究では、CT 画像上の画像ノイズ及びストリークアーチファクトを解析対象とした。これらの画質劣化要因は、申請代表者が以前の研究で考案した Gauss 法及び Gumbel 法を用いて解析することにした。さらに、CT 画像のコントラスト分解能を評価するため、Signal-to-noise ratio (SNR)を Gauss 法による評価結果をもとに算出した。以下に今回使用した解析方法を示す。

- a. Gauss 法による画像ノイズの評価と SNR

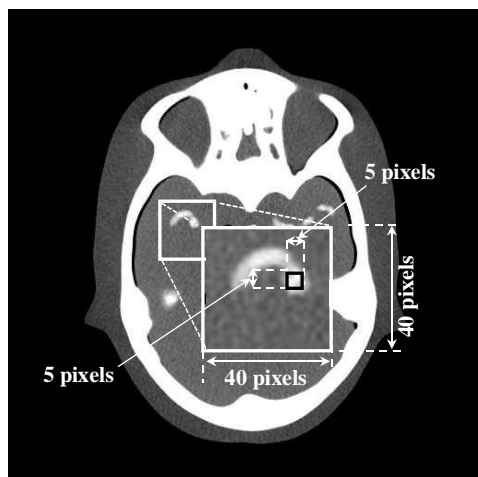


図2 画像ノイズ及びSNR解析対象画像

### の算出法

一般に、臨床画像上の画像ノイズは、CT値の標準偏差（Noise SD）を用いて評価されている。このNoise SDは、標準偏差の定義式を使って求められているため、均質な部分でしか評価ができない。しかし、実際の臨床画像では、このような部分がほとんど存在しない。このことから、標準偏差の定義式を用いて、直接、Noise SDを求めることは極めて困難である。以前、申請代表者は、画像信号を含む領域でもノイズ解析ができるGauss法と称するノイズ評価法を考案した。この方法は、画像ノイズがGauss分布に従うことを利用した方法で、具体的には、信号像を含む関心領域内（ROI）のCT値（確率変数）を全て正規分布確率紙上にプロットし（これを正規確率プロットと呼ぶ）、画像ノイズに起因するCT値が、確率紙上で直線分布になると言う統計学的性質を利用して、(1)式からNoise SDを求める方法である。

$$\Phi^{-1}(F(x)) = \frac{x - \mu}{\sigma} \quad (1)$$

$\Phi^{-1}(F(x))$ : CT値  $x$  に対する逆正規分布関数値  
 $\mu$ : ROI内の平均値  
 $\sigma$ : ROI内の標準偏差（Noise SD）

この評価法でNoise SDを求める際、(1)式からわかるように、各CT値  $x$  に対する累積確率  $F(x)$  を求める必要がある。この累積確率を推定する方法は、いくつか提案されているが、順序統計学に基づくミーンランク法が、確度良く累積確率の推定ができると言われている。それゆえ、この解析法では、ミーンランク法を用いて累積確率を求めることにした。その推定式は(2)式で与えられる。

$$F(x_i) = \frac{i}{n+1} \quad (2)$$

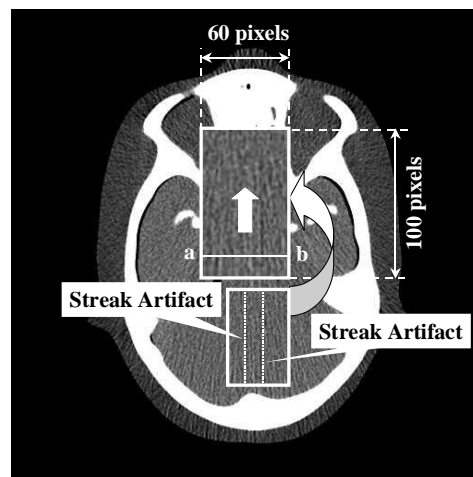


図3 ストリークアーチファクト解析対象画像

$F(x_i)$ :  $i$  番目に大きいCT値  $x_i$  の累積確率  
 $n$ : サンプルサイズ（本研究では1600個）

上述したようにGauss法は、画像信号を含む領域でもNoise SDの評価ができる。そこで、図2のように、脳血管内に造影剤を注入し、Wills動脈輪付近に40x40pixelのROIを設定した上で、その内部のNoise SDを求めた。さらに、脳血管像内にも5x5pixelのROIを設定し、その内部の平均CT値を信号強度とするSNR（=平均CT値/Noise SD）も同時に求めた。

### b. Gumbel法によるストリークアーチファクトの評価

これまでに、画像ノイズや解像力を評価する方法は数多く考案されてきた。しかし、CT画像特有のストリークアーチファクトに関しては、現在のところ、視覚によるスコア評価しか考案されていない。そこで、申請代表者は、以前の研究において、ストリークアーチファクトの統計学的性質を明らかにした上でGumbel法と称する解析法を考案した。その具体的な解析方法は以下の通りである。

まず、図3に示すように、ストリークアーチファクトが発生している領域に60x100pixelのROIを設定した。続いて、ストリークアーチファクトと交差するようにセグメント（図中のa-b）を設定し、これを図中の矢印に沿って1pixelずつ移動させて、各セグメント内のCT値列、つまりCT値プロフィールを合計100個取得した。以前の研究で、申請者らはCT値プロフィール中の最大変動量（隣接するCT値の差）が、ストリークアーチファクトに起因していることを明らかにした。そこで、この最大CT値変動をストリークアーチファクトの特徴量と定義し、各CT値プロフィール中の最大CT値変動量を抽出した。このように、ある母集団から、任意に最大値を抽出した場合、この最

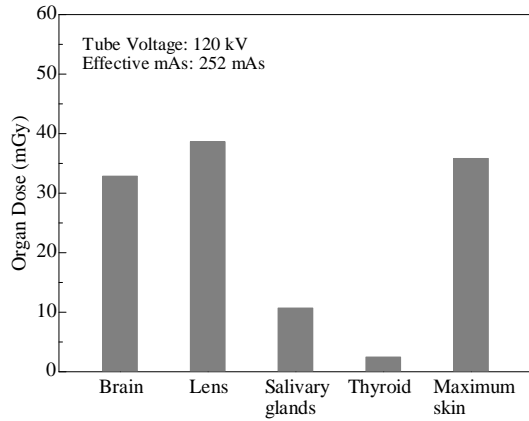


図4 臓器線量

大値は極値分布に従うことが数学的に証明されている。一般に、極値分布は、三種類の漸近分布(Gumbel分布、Frechet分布、Weibull分布)に分類でき、以前の研究において、ストリークアーチファクトに起因するCT値変動は、Gumbel分布に従うことを明らかにした。そこで、今、各CT値プロファイル中の最大CT値変動量を $y$ とすると、この変動値は(3)式で与えられる。

$$F(y) = \exp\left[-\exp\left(-\frac{y-\beta}{\gamma}\right)\right] \quad (3)$$

$$-\ln(-\ln(F(y))) = \frac{y}{\gamma} - \frac{\beta}{\gamma}$$

式中の $\beta$ 及び $\gamma$ は位置パラメータ及び尺度パラメータと呼ばれる統計学的指標で、これらは、それぞれ Gumbel 分布のモード値とばらつきを表している。また、累積確率  $F(y)$ は、Gauss 法と同様、ミーンランク法によって求めることができ、ストリークアーチファクトに関しても(2)式を用いて求めることにした。

以上の手順に従い、本研究では位置パラメータを評価指標として用いることにし、この値をもとにストリークアーチファクトの定量評価を実施した。

#### 4. 研究成果

##### 4.1 被ばく線量評価

図4は、管電圧120kV、実効mAs値252mAsにおける臓器線量を示したものである。この図に示されているように、水晶体線量が最も高い値を示している。そこで、この水晶体線量が管電圧及び実効mAsによってどのように変化するかを検討した。その結果を図5に示す。どの管電圧についても、水晶体線量は実効mAs値の増大と共に増加した。また、実効mAs値一定の下では、管電圧が上昇するに従って、増大することも明らかとなった。以上の結果から、管電圧及び実効mAs値を低く

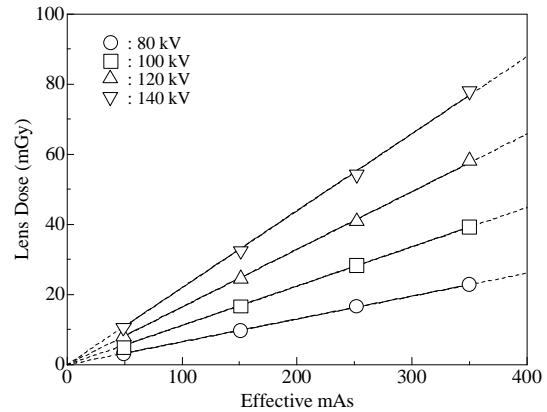


図5 実効 mAs 値と水晶体線量との関係

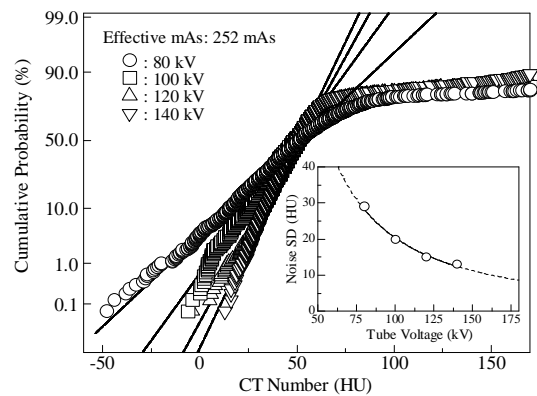


図6 CT値の正規分布確率プロット

設定することによって、水晶体線量の軽減が可能であることが明らかとなった。

##### 4.2 画像ノイズ解析

図6はCT値を正規分布確率プロットした一例である。どのmAs値に対しても、直線的に分布しているCT値とその分布から外れているCT値とに分かれることが明らかとなった。そこで、この分布から外れているCT値について検討したところ、これらのCT値の大部分は、血管像に起因するCT値であることがわかった。このことから、直線的に分布しているCT値は、画像ノイズに関連するCT値であると考えられることができる。また、この直線部分に着目すると、実効mAs値が低下するに従って、その傾きも小さくなることがわかった。(1)式に示したように、この傾きは、Noise SDの逆数を表している。このことから、実効mAs値の減少は、画像ノイズの増大をもたらすことが明らかとなり、Gauss法によるノイズ解析が可能であることが示された。そこで、この評価法を用いて、画像ノイズを評価したところ、管電圧及び実効mAs値を増加させると画像ノイズは減少するが、120kV、

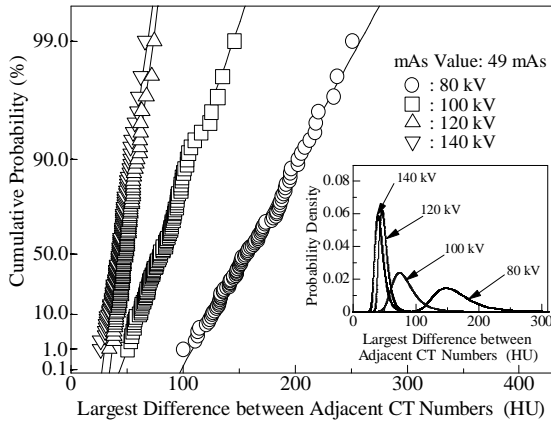


図7 CT値変動のGumbelプロット

252mAs以上に撮像条件を設定しても、効果的に画像ノイズは減少しなかった。つまり、水晶体線量の増分に見合うほど、画像ノイズは減少しないことが判明した。

#### 4.2 ストリークアーチファクト解析

図7は、ストリークアーチファクトに起因するCT値変動(最大CT値変動量)をGumbelプロットしたものである。この図に示されているように、ストリークアーチファクトに起因するCT値変動は、(3)式に従って直線的に分布している。また、管電圧が低くなるに従って、この直線分布は高CT値変動側にシフトし、その傾きも減少した。これは、低電圧ほど目立ったストリークアーチファクトが増加することを意味しており、この結果は右下図に示したGumbel確率密度分布においても容易に確認できる。そこで、ストリークアーチファクトの評価指標である位置パラメータと実効mAs値との関係を求めた。その結果を図8に示す。この図に示すように、どの管電圧に対しても、実効mAs値が増大するに従って、位置パラメータは減少した。しかし、管電圧を100-140kV、実効mAs値を252mAs以上に設定しても、位置パラメータは効果的に減少せず、ストリークアーチファクトの増加には、ほとんど差がないことがわかった。つまり、画像ノイズの場合と同様、水晶体線量の増分に見合うほど、ストリークアーチファクトは軽減しないことが明らかとなった。一方、管電圧80kVに関して、同様の結果が得られたが、100kV以上のものと比べて、二倍程度高い値を示した。したがって、頭部単純CT検査については、管電圧80kVの使用は不適切であることがわかった。

#### 4.3 SNR解析

図9は、SNRと実効mAs値との関係を示したものである。どの管電圧に関して、実

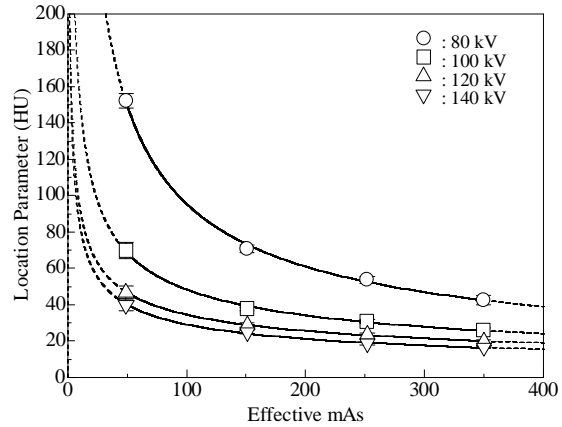


図8 実効mAs値と位置パラメータとの関係

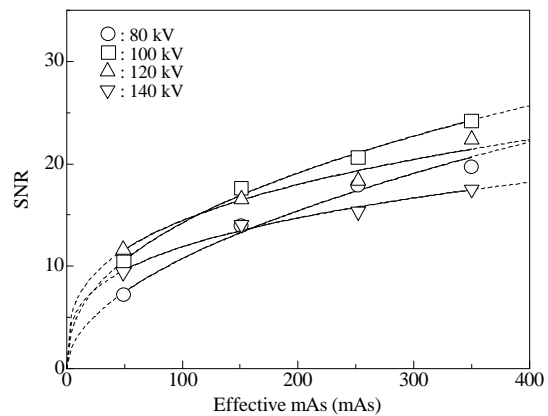


図9 実効mAs値とSNRとの関係

効mAs値が上昇するに従って、SNRも上昇したが、画像ノイズの場合と同様、252mAs以上に実効mAs値を設定してもSNRは、効果的に改善されなかった。また、151mAs以上に実効mAs値を設定した場合、管電圧100kVにおけるSNRが、常に高い値を示すことがわかった。このことから、管電圧100kVの使用により、コントラスト分解能の高いCT画像が得られることがわかった。このような結果が得られた理由としては、管電圧を減少させることにより、ヨード系造影剤のk-吸収端に近いエネルギーを持ったX線光子が増加したため、X線の吸収効率が全体的に上昇したことに起因していると考えられる。また、4.2節で述べたように、管電圧100kV以上に撮像条件を設定しても、ストリークアーチファクトの増加にほとんど変化が認められなかったことから、CT-Angiography (CTA)やCT-Perfusion (CTP)のような造影検査については、100kVの使用が、被ばく線量軽減の観点からも良いことが示唆された。しかし、造影CT検査についての詳細な議論は、今後の検討課題としたい。

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)

[雑誌論文](計5件)

Kuniharu Imai, Mitsuru Ikeda, Yukihiro Enchi, Takanaga Niimi, Physica Medica: European Journal of Medical Physics, 査読有, Vol. 26, 2010, pp157-165

Mitsuru Ikeda, Reiko Makino, Kuniharu Imai, Maiko Matsumoto, Rika Hitomi, A method for estimating noise variance of CT image, Computerized Medical Imaging and Graphics, 査読有, Vol. 34, 2010, pp642-650

Kuniharu Imai, Mitsuru Ikeda, Yukihiro Enchi, Takanaga Niimi, Statistical characteristics of streak artifacts on CT images: relationship between streak artifacts and mAs values, Medical Physics, 査読有, Vol. 36, 2009, pp492-499

Kuniharu Imai, Mitsuru Ikeda, Yukihiro Enchi, Takanaga Niimi, Quantitative Assessment of Image Noise and Streak Artifact on CT Image: Comparison of Z-axis Automatic Tube Current Modulation Technique with Fixed Tube Current Technique, Computerized Medical Imaging and Graphics, 査読有, Vol. 33, 2009, pp353-358

Kuniharu Imai, Mitsuru Ikeda, Yukihiro Enchi, Takanaga Niimi, Fractal-feature distance analysis of contrast-detail phantom image and meaning of pseudo fractal dimension and complexity, a Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine, 査読有, Vol. 32, 2009, pp188-195

[学会発表](計30件)

今井國治、伊藤過程に基づくLSF推定とそれを用いた鮮鋭度評価、第9回情報科学技術フォーラム、2010年9月8日、福岡

森政樹、医用画像上の不均一部分におけるCNR解析、平成22年電気学会電子・情報・システム部門大会、2009年9月3日、熊本

森政樹、医用画像上の不均一部分における雑音評価法の考案 - Top-hat変換型Gauss法の評価精度の検証、第8回情報科学技術フォーラム、2009年9月2日、仙台

川浦稚代、脳動脈瘤CT画像診断における画質及び被ばく線量評価用ファントムの作製、日本保健物理学会第43回研究発表会、2009年6月3日、大阪

Kuniharu Imai, New Methods for Evaluating Streak Artifacts and Image Noises in Non-uniform Region on CT Image Separately, International Forum on Medical Imaging in Asia 2009, 2009年1月21日、台湾

6. 研究組織

(1)研究代表者

今井 國治 (KUNIHARU IMAI)  
名古屋大学・医学部(保健学科)・准教授  
研究者番号: 203335053

(2)研究分担者

池田 充 (IKEDA MITSURU)  
名古屋大学・医学部(保健学科)・教授  
研究者番号: 50184437

(3)研究分担者

川浦 稚代 (KAWAURA CHIYO)  
名古屋大学・医学部(保健学科)・助教  
研究者番号: 60324422

(3)連携研究者 なし