

令和 4 年 5 月 25 日現在

機関番号：14301

研究種目：挑戦的研究(萌芽)

研究期間：2020～2021

課題番号：20K21161

研究課題名(和文) X線コンピュータ断層撮影の低被ばく化を目指した低雑音電流敏感型前置増幅器の開発

研究課題名(英文) Development of low noise current sensitive preamplifier for low dose exposure computed tomography

研究代表者

神野 郁夫 (Kanno, Ikuo)

京都大学・工学研究科・教授

研究者番号：50234167

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,900,000円

研究成果の概要(和文)：X線コンピュータ断層撮影(CT)は、体内のがん組織を観察する有効な手段である。病院のCTでは、X線のエネルギー情報を利用せず、X線を電流として測定している。このために、電流敏感型前置増幅器を用いているが、これは検出器の雑音である暗電流にも敏感な雑音レベルが高い電子回路である。低雑音電流敏感型前置増幅器を開発できれば、低被ばくCTが実施できる。このため、電荷敏感型前置増幅器を応用した低雑音電流敏感型前置増幅器VIECを開発した。従来型電流敏感型前置増幅器IPA-6と比較し、VIECではIPA-6の1/300の線量率で同じ信号-雑音比のCT画像が得られることを示した。

研究成果の学術的意義や社会的意義

X線コンピュータ断層撮影(CT)が従来の被ばく量の1/300で実施できる。日本の医療診断被ばく量は世界平均の6倍あり、その1/2がCTによってもたらされるが、本研究の成果により、被ばく量が一挙に低減できる。これは日本のみならず、世界的な医療被曝の低減につながる。また健康診断にCTを用いることも可能となり、がんの早期発見が一層、進展する。さらに、X線管出力の低減、X線管の小型化が可能となる。これにより発展途上国においてもCTが実施できるようになる。また医療のみならず、X線、ガンマ線、赤外線などを電流測定する応用において、けた違いに敏感な測定が可能となる。

研究成果の概要(英文)：X-ray computed tomography (CT) is an effective modality to find cancers inside a human body. In the CT measurement at hospitals, X-rays are measured as electric current, without using the energy information of X-rays. For the current measurement, a current sensitive preamplifier is used, which is sensitive to the dark current of a detector and is a noisy electric circuit. With a low noise current sensitive preamplifier, CT measurement will be carried out with lower dose exposure. For the purpose of developing low dose exposure CT, we invented a low noise current sensitive preamplifier made of a charge sensitive preamplifier, and named it VIEC. With comparing to a conventional current sensitive preamplifier IPA-6, we demonstrated that the VIEC could give a CT image with 1/300 dose exposure than that by the IPA-6 with the same signal-to-noise ratio.

研究分野：放射線物理学，放射線計測学

キーワード：X線 電流測定 低被ばく コンピュータ断層撮影 電流敏感型前置増幅器 電荷敏感型前置増幅器

## 様式 C - 19、F - 19 - 1、Z - 19 (共通)

### 1. 研究開始当初の背景

従来の X 線コンピュータ断層撮影(CT)では、X 線を電流として測定している。すなわち、X 線管から出力される X 線は加速電圧のエネルギーを持つ最大エネルギーの X 線から、空気による減弱を受け観測される最低エネルギーの約 20 keV の X 線までエネルギー分布を持つが、病院の CT においては X 線のエネルギー情報を利用していない。これは、CT では単位時間あたりに多数の X 線が検出器に入射するため、個々の X 線のエネルギー測定を行うフォトンカウンティング(PC)を実施するには検出器の計数率が不足であるためである。CT 測定は内臓の動きが反映されないよう短時間で実施する必要があるため、PC が可能なように X 線管電流を低くすることはできない。CT 撮影に多数の X 線が必要なもう一つの理由は、電流測定用の前置増幅器の雑音レベルが高いため、安定した信号を得るには雑音レベルの影響が少なくなる大きい信号が必要であるからである。すなわち、雑音レベルが低い電流敏感型前置増幅器を開発することで、より少数の X 線による CT 測定が可能となる。これを用いることで病院の CT 測定を低被ばく化できる。CT の低被ばく化は現場の医師、医学物理士からの要請が強い。

### 2. 研究の目的

X 線コンピュータ断層撮影(CT)は、人体の周囲 360 度方向で約 1,000 回の透過撮影を行い、そのデジタルデータをコンピュータ処理し、人体の断層画像を作成する。X 線管から放出される X 線にはエネルギー分布があるが、現状の CT では個々の X 線のエネルギー情報は用いず、人体を透過して検出器に入射した X 線の多寡を電流値として測定する。単純透過撮影では X 線の減弱が強い骨と重なった臓器の観察は困難であるが、CT では人体を輪切りにした断層画像を示すため、その観察が容易である。しかし、CT では透過撮影の 100 倍以上の被ばく量があり、この低減が長年の大きな課題である。CT 撮影の際に、患者を通過する X 線経路が短い撮影方向では X 線管電流値を下げるなどの手法も開発されたが、本質的ではない。本研究では、X 線の電流測定に用いる前置増幅器の低雑音化を実現し、従来よりも桁違いに少ない被ばく量の CT を開発することを目的とする。

### 3. 研究の方法

X 線を電流として測定するために用いる電流敏感型前置増幅器は、多数の X 線によって検出器に誘起された電流を電流-電圧変換して、主増幅器に出力する。この時、同時に検出器の暗電流(雑音電流)も電圧変換するため、雑音レベルが高い。したがって電流敏感型前置増幅器は、大量の入射 X 線によって生成される大きな電流の測定に適する。一方、個々の X 線のエネルギー測定には、電荷敏感型前置増幅器を用いる。電荷敏感型前置増幅器は、個々の X 線のエネルギー付与によって引き起こされる電荷パルスを信号として測定する。このため、微少な電荷信号を測定できるが、大量の入射 X 線には対応できない。

本研究では、X 線の電流測定のために従来から使用されている電流敏感型前置増幅器ではなく、電荷敏感型前置増幅器を用いる。

電荷敏感型前置増幅器では、帰還抵抗と帰還容量とがオペアンプと並列に接続されている。この中の帰還抵抗を除去すると、時定数が無限大となり、X 線によって帰還容量に誘起された電圧は次の X 線が検出器に入射するまで一定値をとる。電圧が最大値になった時に、能動的リセットがかかり、電荷が解放され電圧が最小値となる。この方式の電荷敏感型前置増幅器は、高エネルギー分解能測定のために蛍光 X 線分析などに使用されている。

この電荷敏感型前置増幅器では帰還容量に蓄積される最大電圧(=最大電荷量  $Q$ )は一定であるので、最小値から最大値に達する時間  $T$  を測定することにより、X線検出器に誘起される電流値(=  $Q/T$ )が測定できると着想した。入射 X 線数が少数の場合には、階段状に電圧が上昇するが、多数の X 線が入射すると一直線に電圧上昇が起こる。このため、時間  $T$  の測定ではなく、電圧値変化の傾き、 $dV/dt$  の測定でもよい。この低雑音電流プリアンプを VIEC と名付けた。

#### 4. 研究成果

##### (1)VIEC と従来型電流プリアンプとの比較

我々がエネルギー分解 CT のために使用してきた従来型電流プリアンプ IPA-6 と VIEC とが測定できる X 線電流値の比較を行った。

まず、IPA-6 が測定可能な最低 X 線線量率を求めるため、X 線管電圧を 100 kV から 10 kV ごとに 30 kV まで低減し、加速電圧ごとに管電流値を 1~4 mA に変化させ、IPA-6 の出力をデジタルストレージで測定した。検出器には、厚さ 0.5 mm の Si-PIN 型検出器を用いた。X 線が検出器に入射しないバックグラウンドの測定値、すなわち検出器の暗電流の測定値と比較し、IPA-6 が測定可能であるのは、30 kV、4 mA とした。またこの時の線量率を線量率計で測定した。

次に VIEC について同様の測定を行った。VIEC では、30 kV、1 mA でも電流測定可能であったため、アクリルおよびアルミ板を吸収体として挿入した。VIEC の測定可能条件は、30 kV、1 mA の X 線に 6 cm 厚のアクリルおよび 5 mm のアルミを吸収体として挿入した場合であった。

計算により、VIEC は IPA-6 の 1/750 の線量率の測定が可能である、と結論した。

さらに、暗電流の測定を行った。60 kV、1 mA の X 線管条件で、IPA-6 の暗電流は 6% であり、VIEC では 0.2% であった。

##### (2)VIEC のダイナミックレンジ拡大法

VIEC で電流測定を行う場合、オシロスコープでの電圧値の傾きの測定を行う。通常のオシロスコープの場合、最大のダイナミックレンジは 160 程度であり、CT で人体測定を行う際に必要な 4 桁には及ばない。このため、VIEC に用いる帰還容量を図 1 に示すように変更し、ダイナミックレンジの拡大を図った。電流により 10 pF および 100 pF の電気容量に電荷が蓄積される。入射する X 線の線量が小さい場合には、10 pF の電気容量の電圧変化を観測する。しかし、X 線線量が高い場合には、10 pF の電圧値が高くなり、並列接続のダイオードが導通し、100 pF に電荷が蓄積され、この電圧変化を測定することで、電流測定が可能となる。

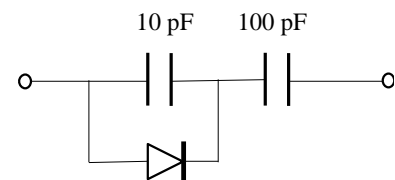


図 1. 電気容量切替法概念図。

実験体系を図 2 に示す。直径 10 cm のアクリルの中心に直径 3 cm の鉄棒を入れたファントムの CT 測定を行った。X 線管電圧は 140 kV、管電流は 2.4 mA で、1 秒測定を行った。

帰還容量が 10 pF の場合には、空気のみを通過した X 線測定では、誘起電流値が高いため、電圧変化が図 3(a) に示すように 1 点のみとなり、この測定結果から電流値を得ることは不可能である。

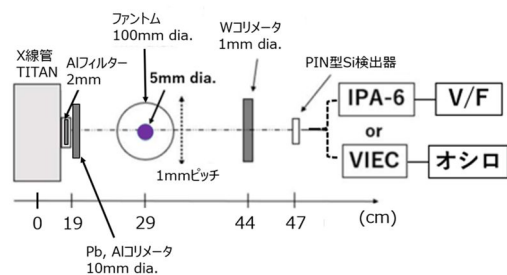


図 2. 実験配置図。V/F は電圧-周波数変換器。

一方、10 pF と 100 pF の帰還容量をダイオードで切り替える場合には図 3(b)、(c) のように、

空気のみを通過する場合には 100 pF の帰還容量の電圧変化，ファントムの中央，アクリル 7 cm と鉄 3 cm と通過する場合には，10 pF の帰還容量の電圧変化の測定が実施できる．この帰還容量切替えによりダイナミックレンジを広くした測定から得られた CT 画像およびファントム直径上の線減弱係数プロファイルを図 4 に示す．

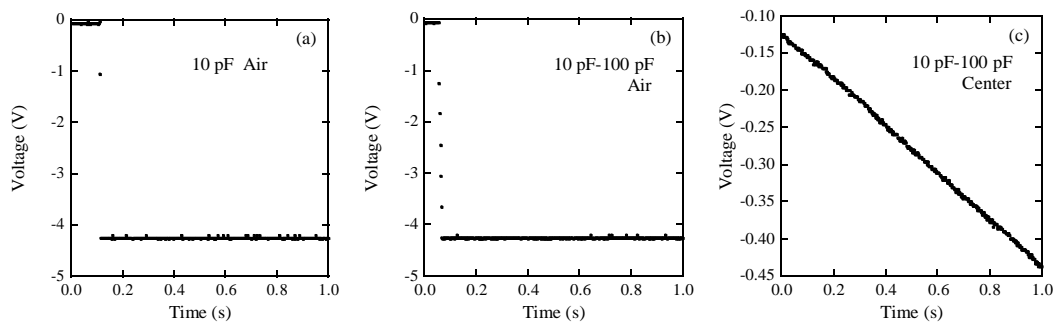


図 3 .(a)10 pF ,(b)10 pF-100 pF 切替えの帰還容量で空気透過 X 線をオシロスコープで測定した電圧変化 ,(c) 10 pF-100 pF 切替えの帰還容量でアクリル 7 cm と鉄 3 cm を透過した X 線をオシロスコープで測定した電圧変化．

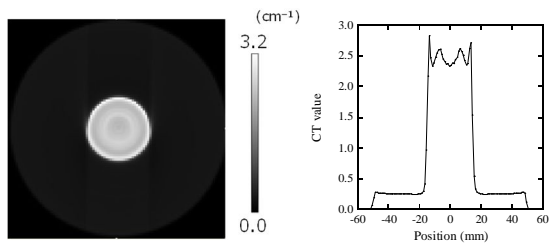


図 4. 電気容量切替 VIEC により測定した直径 3 cm の鉄棒入り直径 10 cm アクリル被検体の CT が王と CT 知プロファイル．

### (3)CT 画像の比較

VIEC および IPA-6 による測定で，CT 画像を作成し，その信号-雑音比を比較した．直径 10 cm のアクリルファントムを 1 mm ピッチで X 線と垂直に移動させ，スキャンデータを取得した．これを 29 回複製し，30 方向からの測定データとした．X 線管電圧は 40 kV であり，管電流は 0.1～45 mA とした．

図 5 のように，VIEC と IPA-6 で様々な電流値で取得した CT 画像を信号-雑音比(SNR)で比較した．このために，アクリル領域の 50x50 ピクセル領域を関心領域とし，その平均値と標準偏差を求め，(平均値)/(標準偏差)を SNR とした．

IPA-6 の 30 mA と VIEC の 0.1 mA の SNR がほぼ等しいので，VIEC を用いることにより IPA-6 の 1/300 の電流で，同等の画質の CT 画像が得られる，と結論できる．これは，病院で実施されている従来の CT 測定が，VIEC を用いることで 1/300 の被ばく量で実施可能であることを意味する．

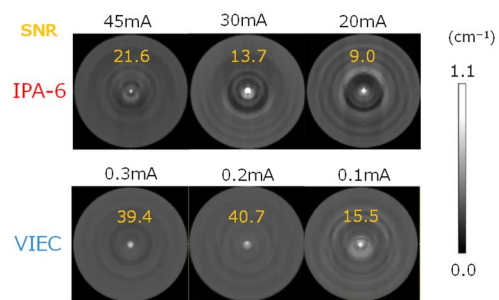


図 5.VIEC と IPA-6 とで測定した CT 画像とその信号-雑音比．

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計1件（うち査読付論文 1件 / うち国際共著 0件 / うちオープンアクセス 0件）

|   |                       |
|---|-----------------------|
| 1. 著者名<br>Ikuo Kanno, Hideaki Onabe   | 4. 巻<br>58            |
| 2. 論文標題<br>A low-noise current-sensitive preamplifier for X-ray computed tomography with applying a charge-sensitive preamplifier | 5. 発行年<br>2021年       |
| 3. 雑誌名<br>Journal of Nuclear Science and Technology   | 6. 最初と最後の頁<br>100-106 |
| 掲載論文のDOI（デジタルオブジェクト識別子）<br>10.1080/00223131.2020.1806136  | 査読の有無<br>有            |
| オープンアクセス<br>オープンアクセスではない、又はオープンアクセスが困難  | 国際共著<br>-             |

〔学会発表〕 計14件（うち招待講演 0件 / うち国際学会 1件）

|                                  |
|----------------------------------|
| 1. 発表者名<br>神野郁夫, 尾鍋秀明            |
| 2. 発表標題<br>電荷敏感型前置増幅器を用いたX線の電流測定 |
| 3. 学会等名<br>応用物理学会                |
| 4. 発表年<br>2020年                  |

|  |
|--|
| 1. 発表者名<br>神野郁夫, 尾鍋秀明                      |
| 2. 発表標題<br>電荷敏感型前置増幅器を応用した低雑音電流敏感型前置増幅器の開発 |
| 3. 学会等名<br>日本原子力学会                         |
| 4. 発表年<br>2020年                            |

|                              |
|------------------------------|
| 1. 発表者名<br>神野郁夫, 西川潤一郎, 尾鍋秀明 |
| 2. 発表標題<br>低雑音電流敏感型前置増幅器VIEC |
| 3. 学会等名<br>研究会「放射線検出器とその応用」  |
| 4. 発表年<br>2021年              |

|  |
|--|
| 1. 発表者名<br>神野郁夫, 西川潤一郎, 尾鍋秀明           |
| 2. 発表標題<br>低雑音電流敏感型前置増幅器VIECを用いたX線CT測定 |
| 3. 学会等名<br>応用物理学会                      |
| 4. 発表年<br>2021年                        |

|  |
|--|
| 1. 発表者名<br>神野郁夫, 西川潤一郎, 尾鍋秀明                 |
| 2. 発表標題<br>低雑音電流敏感型前置増幅器VIECを用いたX線コンピュータ断層撮影 |
| 3. 学会等名<br>日本原子力学会                           |
| 4. 発表年<br>2021年                              |

|  |
|--|
| 1. 発表者名<br>Ikuo Kanno, Hideaki Onabe   |
| 2. 発表標題<br>Low Noise Current Sensitive Preamplifier for Low Dose Computed Tomography |
| 3. 学会等名<br>IEEE Nuclear Science Symposium Medical Imaging Conference (国際学会)          |
| 4. 発表年<br>2020年  |

|   |
|---|
| 1. 発表者名<br>神野郁夫, 尾鍋秀明                           |
| 2. 発表標題<br>電荷敏感型前置増幅器を用いた低被ばくX線CT用低雑音電流敏感型前置増幅器 |
| 3. 学会等名<br>2020年次世代放射線シンポジウム                    |
| 4. 発表年<br>2020年                                 |

|                                       |
|---------------------------------------|
| 1. 発表者名<br>神野郁夫, 西川潤一郎, 尾鍋秀明, 松井邦彦    |
| 2. 発表標題<br>低雑音電流プリアンプVIECの広ダイナミックレンジ化 |
| 3. 学会等名<br>2021年次世代放射線シンポジウム          |
| 4. 発表年<br>2021年                       |

|  |
|--|
| 1. 発表者名<br>西川潤一郎, 神野郁夫                     |
| 2. 発表標題<br>低雑音電流敏感型前置増幅器VIECを用いたコンピュータ断層撮影 |
| 3. 学会等名<br>2021年次世代放射線シンポジウム               |
| 4. 発表年<br>2021年                            |

|  |
|--|
| 1. 発表者名<br>神野郁夫, 西川潤一郎, 尾鍋秀明, 松井邦彦             |
| 2. 発表標題<br>電気容量遷移による低雑音電流プリアンプVIECの広ダイナミックレンジ化 |
| 3. 学会等名<br>日本原子力学会                             |
| 4. 発表年<br>2021年                                |

|  |
|--|
| 1. 発表者名<br>神野郁夫, 西川潤一郎, 尾鍋秀明, 松井邦彦       |
| 2. 発表標題<br>低雑音電流敏感型前置増幅器VIECの広ダイナミックレンジ化 |
| 3. 学会等名<br>応用物理学会                        |
| 4. 発表年<br>2021年                          |

|  |
|--|
| 1. 発表者名<br>西川 潤一郎, 國分 裕也, 神野 郁夫, 霜村 康平 |
| 2. 発表標題<br>低雑音電流プリアンプVIEC用いたコンピュータ断層撮影 |
| 3. 学会等名<br>応用物理学会                      |
| 4. 発表年<br>2022年                        |

|  |
|--|
| 1. 発表者名<br>西川潤一郎, 神野郁夫                       |
| 2. 発表標題<br>低雑音電流敏感型前置増幅器 VIEC を用いたコンピュータ断層撮影 |
| 3. 学会等名<br>応用物理学会                            |
| 4. 発表年<br>2021年                              |

|  |
|--|
| 1. 発表者名<br>西川 潤一郎, 國分 裕也, 神野 郁夫, 霜村 康平   |
| 2. 発表標題<br>低雑音電流プリアンプVIECの諸特性とこれを用いたCT撮影 |
| 3. 学会等名<br>研究会「放射線検出器とその応用」              |
| 4. 発表年<br>2022年                          |

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

| 氏名<br>(ローマ字氏名)<br>(研究者番号) | 所属研究機関・部局・職<br>(機関番号) | 備考 |
|---------------------------|-----------------------|----|
|---------------------------|-----------------------|----|

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件



8 . 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

| 共同研究相手国 | 相手方研究機関 |
|---------|---------|
|---------|---------|