

新規低雑音電流プリアンプ VIEC の特性評価に関する研究

Study on the characterization of a novel low-noise current sensitive preamplifier VIEC

京大工¹, 京都医療科学大学² ○(M2)西川 潤一郎¹, 神野 郁夫¹, 霜村 康平²Kyoto Univ.¹, Kyoto College of Medical Science²○Junichiro Nishikawa¹, Ikuo Kanno¹, Kohei Shimomura²

E-mail: nishikawa.junichiro.34a@st.kyoto-u.ac.jp

1. 緒言

コンピュータ断層撮影(CT)は医療分野で必要不可欠の診断法である。病院の一般的な CT 測定では、X 線を電流として測定する。このために用いる電流プリアンプは、検出器の雑音である暗電流にも有感であり、電流測定法は雑音レベルが高い。有意な電流測定には大量の入射 X 線が必要となり、被ばく量が増すという欠点がある。低被ばく CT 実現のため、当研究室では低雑音電流プリアンプ VIEC を開発した¹⁾。今回は VIEC と従来型電流プリアンプ IPA-6 について、(1)ダイナミックレンジと(2)CT 画像での比較を行った。(1)のダイナミックレンジとは各プリアンプを用いて測定可能な最大と最小の電流値の比である。空気のみおよび人体中心部を通過した X 線を測定するためには約 800 のダイナミックレンジが必要であり、従来の電流プリアンプでは不足である。VIEC のダイナミックレンジが人体測定に十分であることを実証する。(2)では、複数種類のファントムを用いた CT 測定を X 線管条件を変えて行った。VIEC と IPA-6 で得られた画像を比較し、同様の画質の場合、VIEC による測定の方が被ばく量が小さいことを示す。

2. 実験

本予稿では(2)CT 測定について記述する。測定では直径 5 mm の Al、直径 30 mm のポリ塩化ビニル(PVC)、直径 100 mm のアクリル(PMMA)を同心に配した被検体を用いた。X 線管電流を 1 mA とし、管電圧を 60, 80, 100, 120 kV と変化させて測定を行った。被検体移動ピッチは 1 mm、方向数は 6 とし、各測定点で 100 ms の測定を行った。画像再構成はコンボリューション補正逆投影法²⁾で行い、関心領域(ROI)でのコントラスト対雑音比(CNR)を用いた。CNR は 2 つの ROI での画素値(線減弱係数)の差を一方の画素値の標準偏差で割った値である。

$$CNR = \frac{\mu_1 - \mu_2}{\sigma_2} \quad \begin{array}{l} 1: \text{PVC, Al} \\ 2: \text{PMMA} \end{array} \quad \begin{array}{l} \mu_i: \text{領域 } i \text{ での平均値} \\ \sigma_i: \text{領域 } i \text{ での標準偏差} \end{array}$$

3. 結果

図 1 に示すように PMMA, PVC および Al 領域にそれぞれ 50×50, 15×15, 5×5 ピクセルの ROI を設定した。PMMA と PVC 領域間の CNR を表 1 に示す。IPA-6 の 60 kV では測定値が暗電流に埋もれてしまうため、CT 画像を得られなかった。VIEC の 60 kV と IPA-6 の 120 kV の CNR がほぼ同じ値である。これらの条件について被ばく量を計算で求めると VIEC は IPA-6 の 0.57 倍となった。

表 1. PMMA と PVC 領域の間の CNR.

プリアンプ	60 kV	80 kV	100 kV	120 kV
IPA-6	×	32.1	43.9	49.1
VIEC	51.0	43.8	45.8	43.3

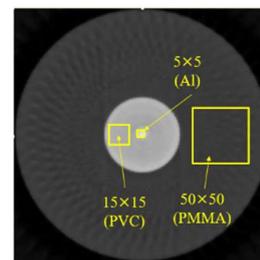


図 1. CT 画像上の ROI.

1) I. Kanno, H. Onabe, J. Nucl. Sci. Technol. **58**, 100-106 (2021).2) G. R. Davis, Nucl. Instrum. Methods in Phys. Res. **A410**, 329 (1998).