

# 間欠X線パルスを用いた歯科用X線断層投影装置の開発

井 尻 和 夫<sup>\*1</sup>

堀 将 季<sup>\*2</sup>

平 地 克 也<sup>\*3</sup>

伊 藤 和 男<sup>\*4</sup>

小 笹 圭 司<sup>\*4</sup>

## [要 旨]

歯科用断層投影装置の患者に対する被曝線量を低減するため、間欠X線パルス照射による断層投影機能を有し、軽量化、省電力化を併せて実現できる装置の実用化を目指し、主要な構成要素となるシステム部の試作開発を行った。その結果、X線断層画像の良好な投影結果を得ることができ、断層投影時の患者に対する被曝線量と消費電力を1/3程度に低減できる試作装置を完成することができた。

## 1 はじめに

朝日レントゲン工業株式会社が現在保有している多関節ロボットの構造を持つ歯科用X線断層投影装置は、撮影に要する時間中X線を連続照射しているが、今日、より安全で人に優しいX線断層投影装置の開発が求められており、患者の被曝線量の低減とともに、装置の低コスト化と省電力化が求められている。

本研究は、歯科用断層投影装置の患者に対する被曝線量を低減することを主要な技術課題として、間欠X線パルス照射による断層投影機能を有し、軽量化、省電力化を併せて実現できる装置の実用化を目指した試作・開発を平成21-22年度の2カ年のJST地域ニーズ即応型研究として実施したものである。

## 2 研究開発の主要な課題の実現

装置開発の主要な技術的要素は、間欠照射するX線源と、X線画像を投影するフラットパネルディテクター(FPD)から成る断層投影部を構成する図1に示した間欠X線発生用高電圧パルス発生ユニットとFPDの投影同期をとり、断層投影を可能とする投影部を実現するとともに、間欠パルスX線を発生させる高電圧電源部の省電力化、軽量化と効果的なEMC対策を実現することにある。図2に従来装置のX線発生用高電圧電源ユニットの構成を参考として示す。

試作開発した装置では、FPDの投影・データ伝送のタイミング(1透過画像の投影時間:約10ms、データ伝送時間:約20ms)の投影時に同期してインバータ回路と、高電圧スイッチ回路を間欠駆動してX線管球に高電圧パルスを印加し、FPDのデータ伝送時には停止させることによって、患者への被曝線量の総量と停止時に軟X線発生の原因となるスイッチからX線管球のプレート間に残留する電荷を低減するとともに、投影に供しない不要な電力消費を停止させ省電力化を図るようにした。

\*1 中丹技術支援室 副主査

\*2 応用技術課 副主査

\*3 国立舞鶴工業高等専門学校 教授

\*4 朝日レントゲン工業株式会社

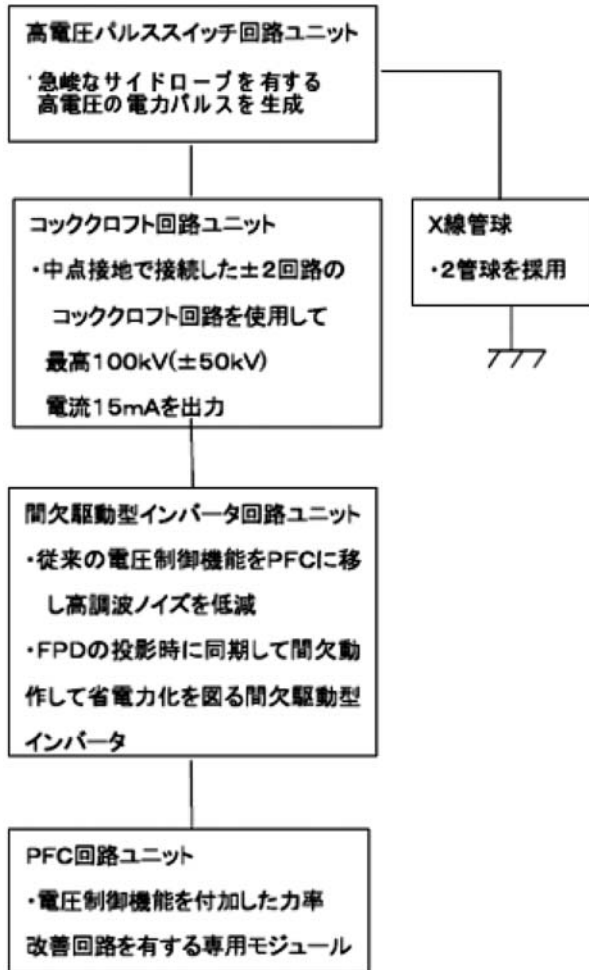


図1 間欠X線発生用高電圧パルス発生装置の構成

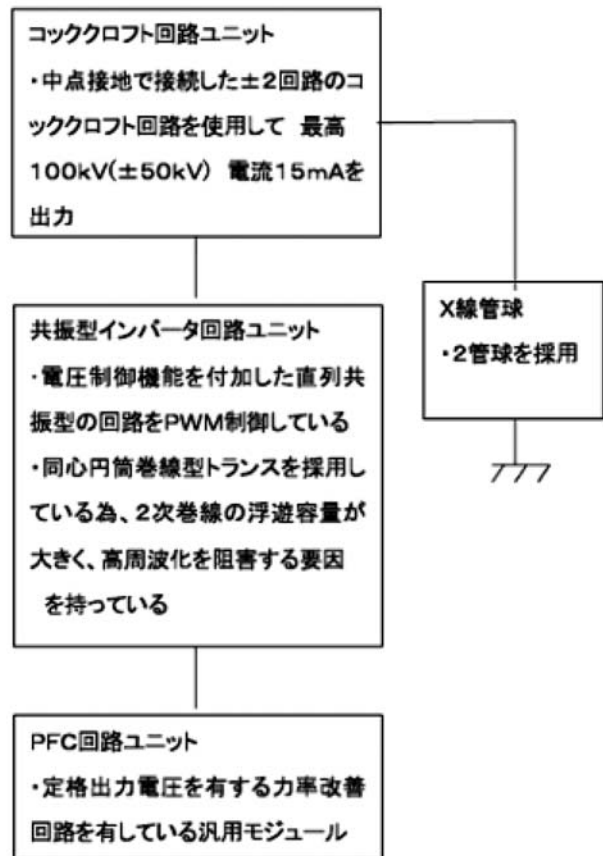


図2 現有のX線発生用高電圧パルス発生装置の構成



図3 開発したシステム部の試作内容の全景

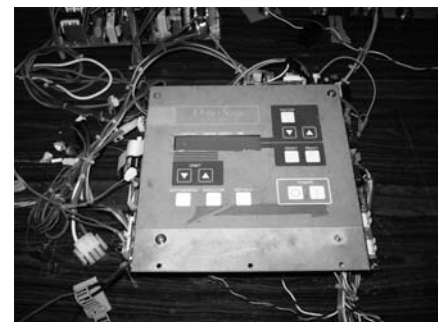


図4 システム制御ユニット

試作開発した間欠X線パルスを生成するシステムを用いた断層投影の性能評価試験時の全景を図

3に示す。図3の上部中央に配置した疑似被写体は、人の頭部ファントムである。

試作システムは、次の4つの回路ユニットで構成した。投影時のシステム制御には、図4の既存投影機構の制御ユニットを用い、X線パルス照射とFPDの投影の同期を良好に制御することができた。

4つの構成ユニットは次のとおりである。

PFC回路、 間欠駆動型インバータ回路、

コッククロフト昇電圧回路、 高電圧パルススイッチ回路

性能評価試験では、頭部ファントムを360度回転させてFPD255枚の透過断層像を投影し、既存の三次元断層画像を再合成するシステムソフトで図5に示す断層画像を生成した。投影時にX線管球に印加した電圧・電流波形を図6に示す。

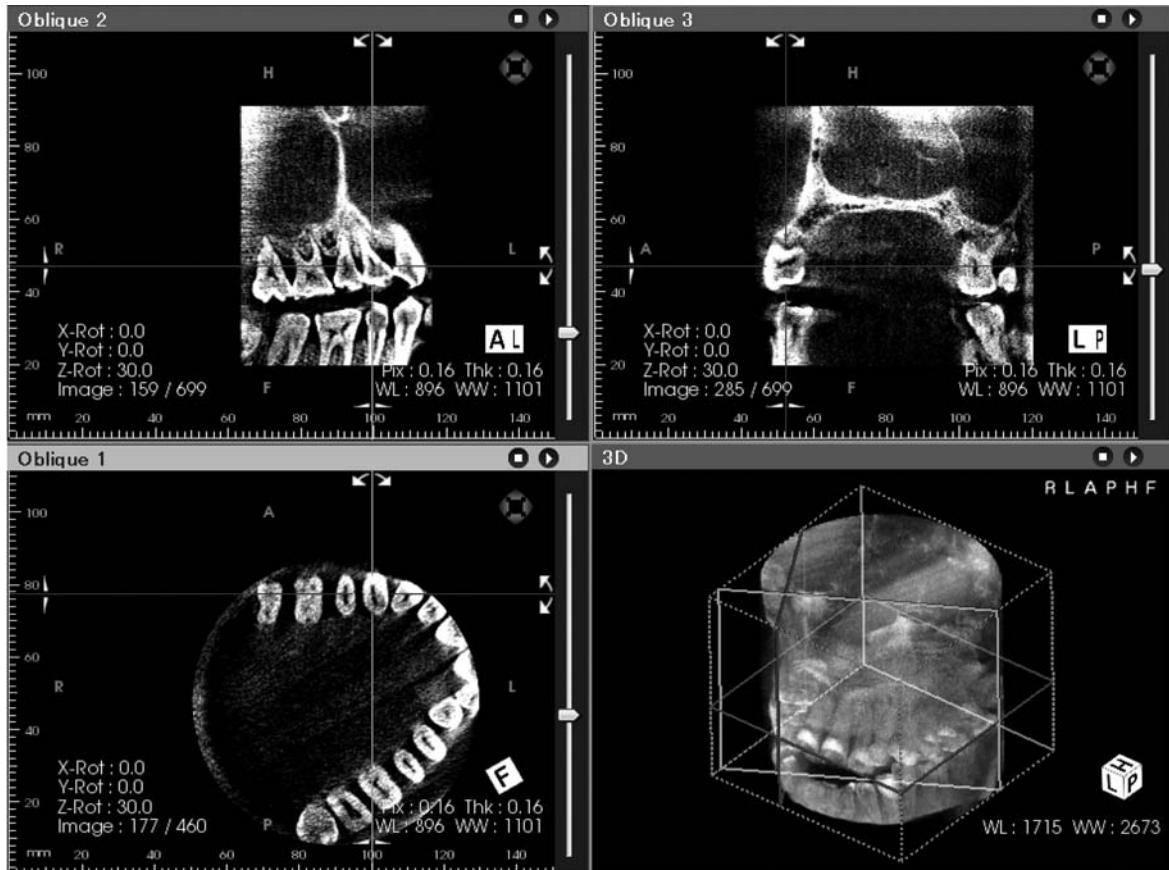


図5 間欠パルスX線源を用いて頭部ファントムを投影した断層投影画像

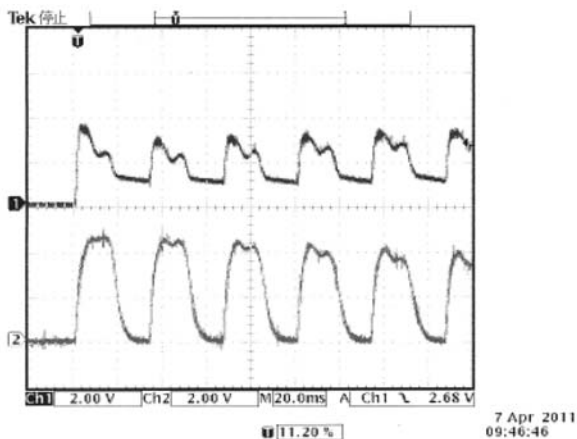


図6 高電圧スイッチング波形

- ・上図：管電圧のモニター波形  
コッククロフトの midpoint (GND) とプラス出力端の電圧波形を1/10000 のアッテネータを介して測定した。(2V/Div) 波頭値は、約38kVに相当する。
- ・下図：管電流のモニター波形  
コッククロフトの midpoint (GND) に帰還してくる電流波形をシャント抵抗を介して測定した。(2V/Div)

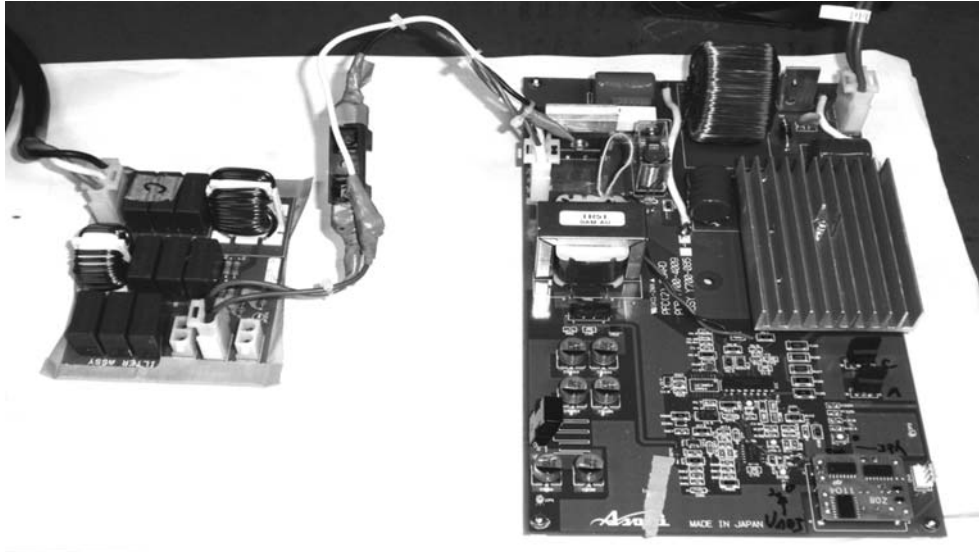


図7 PFC回路ユニット

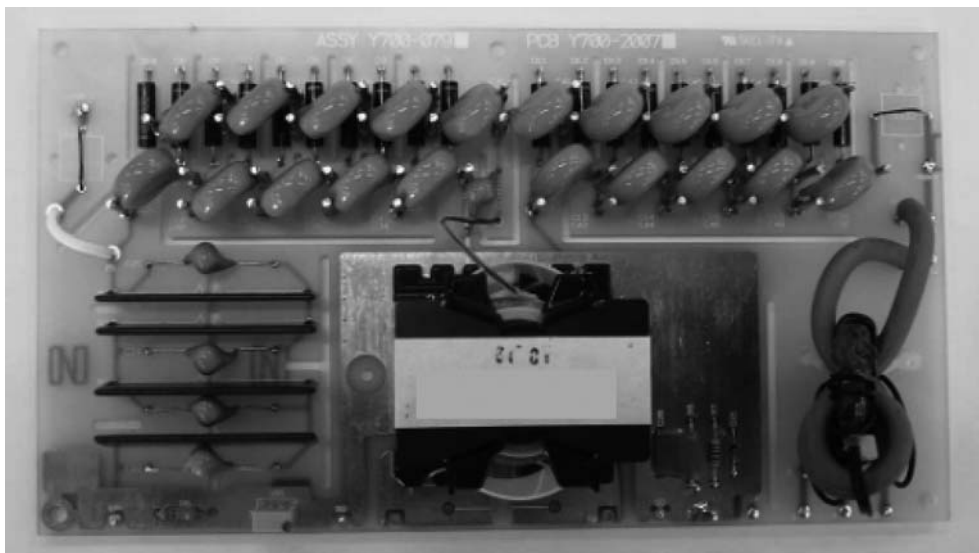


図8 コッククロフト回路ユニット

これらの断層投影の試験結果によって本研究の主要な開発課題を概ね実現したことを確認できた。

### 3 試作システムを構成する個別ユニットの動作

システムを構成する4つの試作回路ユニットは、概ね目標とした機能を実現することができた。

#### 3.1 PFC回路ユニット

PFC回路は、駆動周波数を60kHzとし、安定した電圧可変制御機能を実現した。図7に、PFC

C回路ユニットを示す。

#### 3.2 コッククロフト回路ユニット

本回路ユニットは、パルストランスとコッククロフト回路との2段昇電圧方法を採用した回路構成とした。図8に、ハネカム巻線のパルストランスを装着したコッククロフト昇電圧回路ユニットを示す。



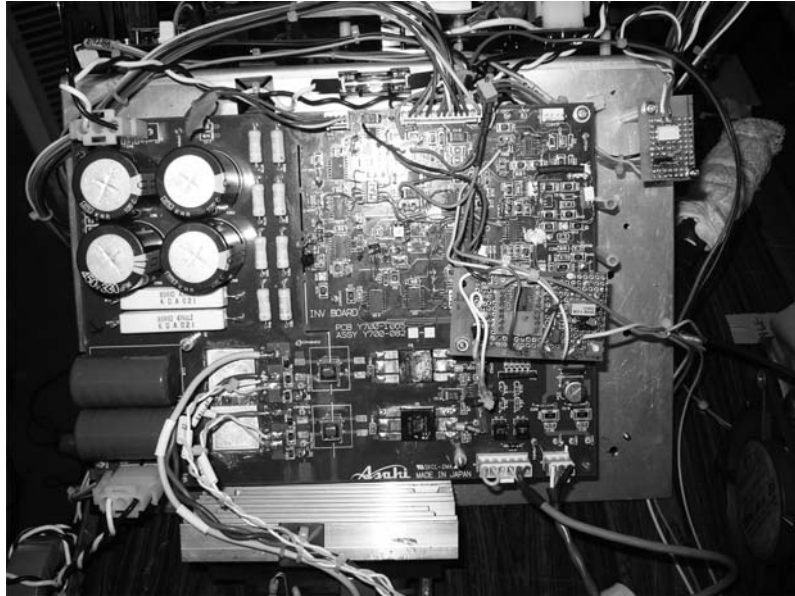


図9 間欠駆動型インバータユニット

### 3.3 間欠駆動型インバータユニット

図9に示した間欠駆動型インバータユニットは、当初に試作した共振型インバータ回路ユニットを改造して作成したもので、FPDの投影時・データ伝送に同期して間欠に駆動できるようにした。

### 3.4 高電圧パルススイッチ回路ユニット

高電圧パルススイッチは、半導体の多段接続により構成し油中で動作させるようにした。スイッチ回路の出力端にX線管球の等価抵抗（10MΩ負

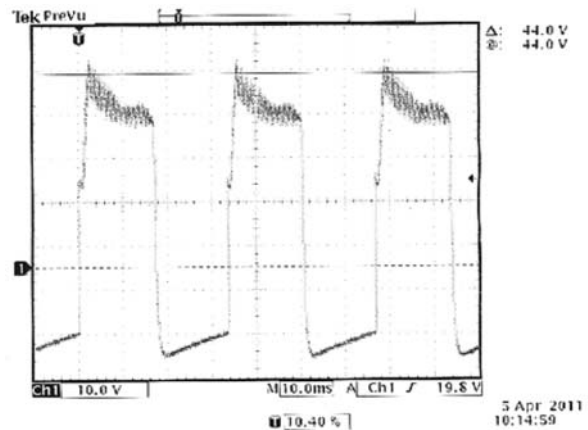


図10-1 44kVのスイッチング波形  
(中点 (GND)・パルススイッチ出力端間の波形 (1000:1の高電圧プローブを使用))

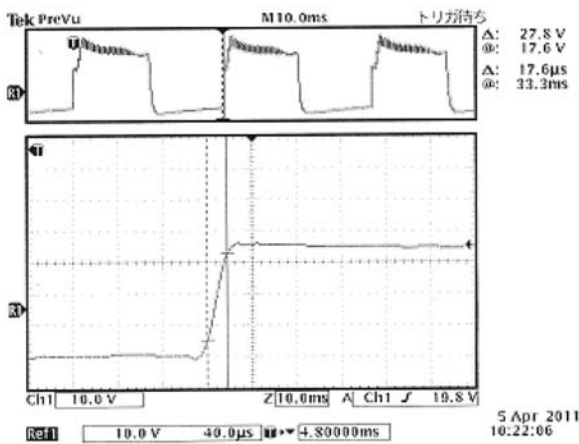


図10-2 立ち上がり波形  
立ち上がり時間：17.6μs

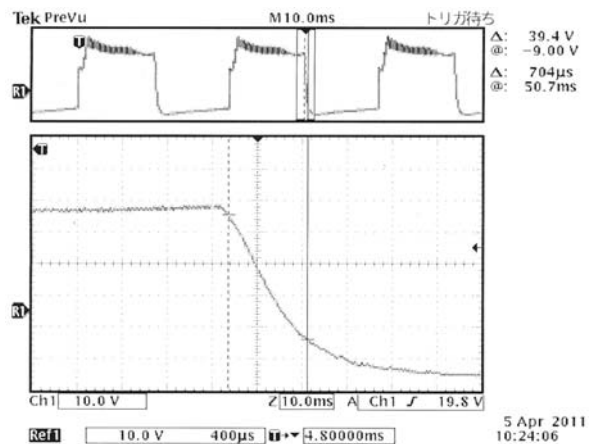


図10-3 たち下がり波形  
たち下がり時間：704μs

図10 高電圧パルススイッチ開閉時のスイッチング波形

荷)を接続した状態でコッククロフト出力電圧(±の両極端電圧:88kV)を印加し、スイッチ回路を30msの周期で動作させたときのスイッチ出力端と中点(GND)間の電圧波形(波高値:44kV)を図10-1に示す。図10の波形の中点(GND)以下の電圧波形は、スイッチ回路が開放状態時にX線管球の等価抵抗(10MΩ負荷)と高電圧プローブの内部抵抗(100MΩ)で分圧された負電極端の電圧である。図10-2, 3にスイッチング時の立ち上がり、たち下がり波形を示す。

#### 4 まとめ

本研究では、研究目的に提示した「間欠X線パルスを用いた歯科用X線断層投影装置」の主要な構成要素となるシステム部の原型装置を試作・開発した。試作システムを用いたX線画像の投影では、“FPDの投影・データ伝送”に同期した間欠X線パルスを発生させ頭部ファントムのX線断層画像の良好な投影結果を得ることができ、断層投

影時の患者に対する被曝線量と消費電力を1/3程度に低減できる試作装置を完成させるに至った。

システムを構成する上の4つの試作回路ユニットは、実用化に向けパワースイッチング回路系の高電圧・電流の過大な過渡応答を抑制し安定な動作を確定するための改良を進める必要があり、さらにシステムをアSEMBルする上での小型・軽量化を進めていく必要がある。

開発したシステムを既存のX線断層投影装置に組み込んだ装置は、より安全で人に優しい次世代の医用装置の主流となる製品の一つであり、朝日レントゲン工業(株)においても早期に実用化を図っていくことが求められている。

当該企業では、“間欠X線パルスを生成する高電圧パルス制御システム技術”を保有することができ、本試作・開発研究の取り組みが次世代の製品展開の技術的素地を形成していく機会とすることができた。