

医療用画像処理装置向けの高性能ADC/AFE

著者: Anton Patyuchenko

X線は1895年にWilhelm Conrad Röntgen（レントゲン）氏によって発見されました。この功績により、同氏は第1回ノーベル物理学賞を受賞しました。その後、X線は科学的な分野で広く利用されるようになりました。なかでも医療分野において、X線が多岐に役立ったことは周知のとおりです。現在では、人体の内部構造を非侵襲的に視覚化する多様な手法が実用化されています。X線はそうした技術の基礎として位置づけられるものであり、医療用画像処理の分野の基盤となる要素の1つだとも言えます。

本稿では、何種類かの医療用画像処理装置を取り上げます。それぞれがベースとする物理的な原理や処理手法には違いがありますが、1つの共通点を持っています。それは、シグナル・コンディショニングとデジタル領域への変換が、アキュイジション・システムのアナログ・フロント・エンド（AFE）で行われるということです。

AFEは、複雑な装置の奥深くに隠れた小さな機能ブロックです。しかし、その性能は、システム全体の最終的な画質に重大な影響を及ぼします。AFEのシグナル・チェーンは、センシング要素、低ノイズ・アンプ（LNA）、フィルタ、A/Dコンバータ（ADC）で構成されます。そのなかでも、本稿で主に取り上げるのはADCです。

ADCは、医療用画像処理装置を構成するエレクトロニクス部の設計において、ダイナミック・レンジ、分解能、精度、直線性、ノイズという面で最も厳しい要件が課せられる要素です。本稿では、まず様々な画像処理装置を設計する際の課題を明らかにします。その上で、各装置を最適なレベルで動作させるために必要な最先端のADCとICソリューションの概要について説明します。

デジタル・ラジオグラフィ装置

デジタル・ラジオグラフィ（DR）は、X線を利用する画像診断技術の1つです。吸収をベースとする従来型のあらゆるX線撮影システムは、1つの物理的な原理に基づいて機能します。DR装置も同じ原理に基づいたものです。X線は人体を通過するという特性を備えているわけですが、人体には、X線に対する不透過性を備える様々な組織が存在します。それによってX線は減衰し、フラット・パネルを利用する検出器システムに投影されます（図1）。検出器はX線の光子を、入射粒子のエネルギーに比例する電荷に変換します。得られた電気信号を増幅し、デジタル・データに変換することによって、X線画像の正確なデジタル表現が生成されます。この画像の品質は、空間次元と強度次元における信号のサンプリング能力に依存します。

空間次元において、最小サンプリング・レートは、検出器のピクセル（画素）のマトリクス・サイズと、リアルタイムの蛍光透視画像処理の更新レートによって決まります。実際のフラット・パネル検出器は数百万ものピクセルで構成され、最大で25fps（フレーム/秒）～30fpsもの標準更新レートを採用しています。検出器では、チャンネルの多重化と、数十MSPSものサンプリング・レートに対応する複数のADCを使用することにより、精度を損なうことなく、最小変換時間を満たします。

一方の強度次元については、あるピクセルにおいて一定の露光時間に吸収されるX線光子の積算量をADCのデジタル出力によって表します。その積算量は、ADCの分解能によって決まる有限個の離散レベルでデジタル値に変換されます。

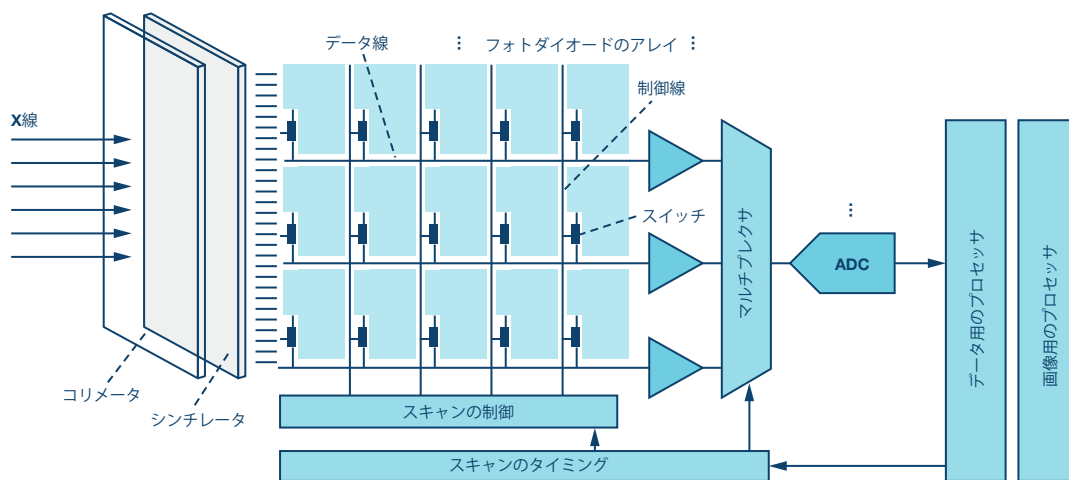


図1. DR装置のシグナル・チェーン

ここで重要になるパラメータの1つはS/N比です。医療用画像処理装置の本質的な能力は、撮像した人体の解剖学的な特徴を忠実に表現することです。S/N比はその能力を決める重要な要素となります。DR装置では、その種類と要件に応じ、分解能が14ビット～18ビットでS/N比が70dB～100dBのADCが使用されます。実際、医療分野では、高いダイナミック・レンジ、分解能、検出効率を備え、ノイズが少ない様々な種類のDR装置が求められています。それを実現するために、多様な種類のADCや統合型AFEが提供されています。

CT装置

CT（コンピュータ断層撮影）装置もX線の電離作用を利用する医療用画像処理装置です。DR装置と異なるのは、X線の放射源と同期して回転する円弧状の検出器システムをベースとし、より洗練された処理手法によって、血管や軟組織などの3D画像を高い解像度で生成できることです。

図2に示すように、CT装置の検出器は、システムのアーキテクチャ全体における中心的な要素です。事実上、CT装

置の心臓部となる部分であり、複数のモジュールで構成されます。各モジュールは入射されたX線を電気信号に変換し、マルチチャンネルのアナログ・データ・アキュジション・システム（以下、ADAS）にルーティングします。ADASは、シンチレーション結晶のアレイ、フォトダイオードのアレイ、そしてADCに対して多重化される複数の積分器チャンネルで構成されます。このADASでは、X線の放射量を抑えつつ良好な空間分解能を維持し、非常に少ない電流出力で高いダイナミック・レンジを達成する必要があります。したがって、ノイズを非常に低いレベルに抑えなければなりません。画像のアーティファクトを抑えて良好なコントラストを確保するために、ADCを含むAFEは高い直線性を備えている必要があります。また、温度に敏感な検出器の熱対策に関する要件を緩和するために、低消費電力で動作するものでなければなりません。

良好で鮮明な画質を得るために、ADCとしては少なくとも24ビット以上の分解能を備えるものを使用する必要があります。同時に、100マイクロ秒という短い時間で検出器による測定値をデジタル値に変換するために、高いサンプリング・レートに対応していなければなりません。

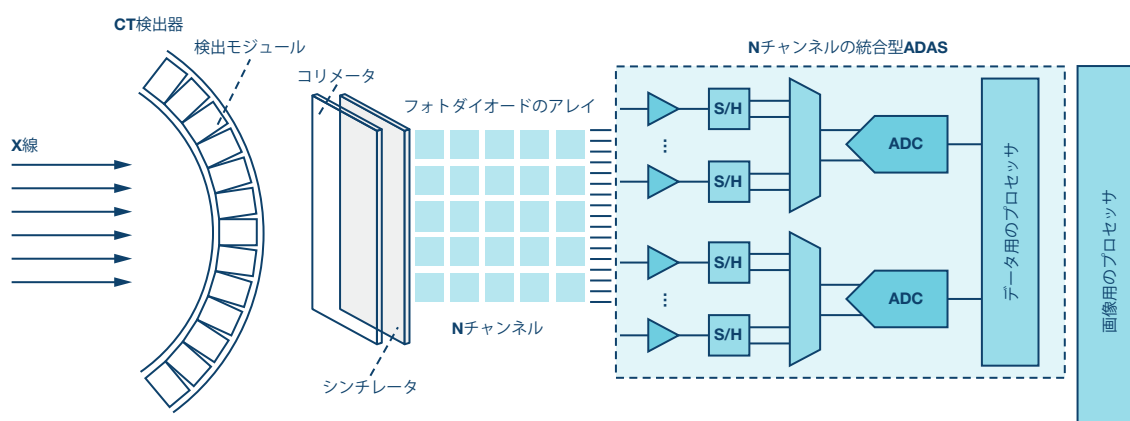


図2. CT装置のシグナル・チェーン

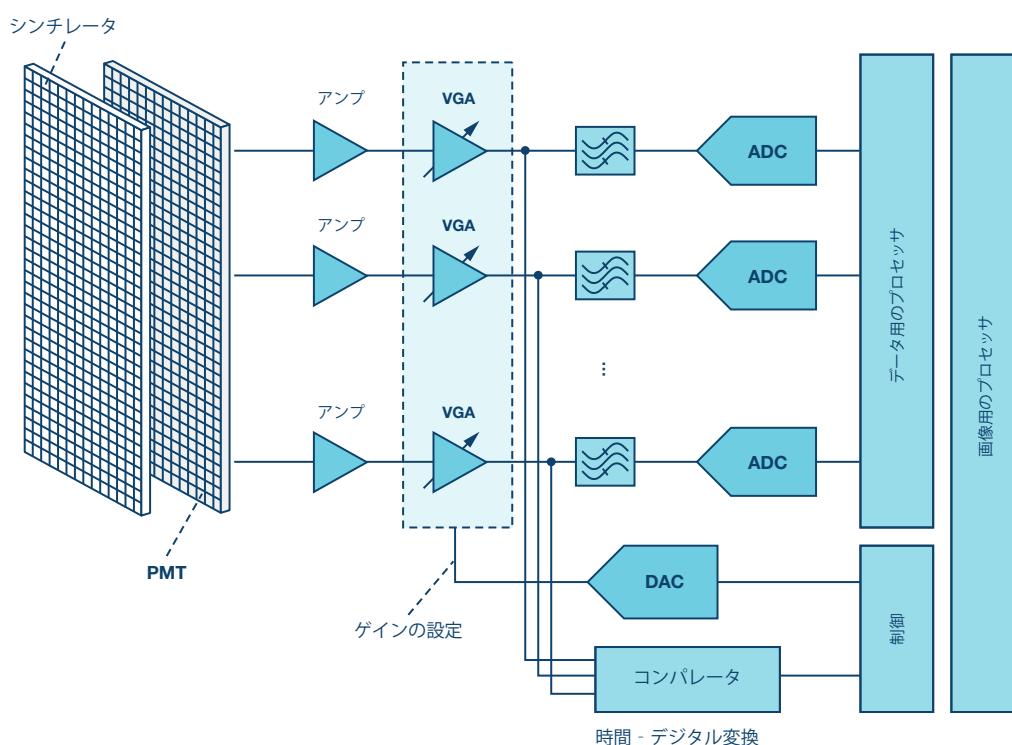


図3. PET装置のシグナル・チェーン

加えて、ADCのサンプリング・レートとしては、多重化にも対応できるレベルが求められます。それにより、使用するADCの数を削減することができ、システム全体のサイズと消費電力を抑えることが可能になります。

PET装置

PET（ポジトロン断層法）装置では、人体に放射性核種を投与することによるX線の電離を利用します。放射されたポジトロンは、人体の組織内の電子と衝突して2本のガンマ線をほぼ反対方向に放出します。この高エネルギー光子の対は、ガントリーのボアの周囲にリング状に配置されたPET検出器上の正反対の位置に同時に到達します。

PET検出器の構造は図3のようになっています。ご覧のように、PET検出器はシンチレータのアレイと、ガンマ線を電流に変換する光電子増倍管（PMT）で構成されます。得られた電流は電圧に変換／増幅されますが、その後には可変ゲイン・アンプ（VGA）によって、振幅のばらつきを補償する処理が行われます。VGAの出力信号は2つに分岐しており、ADCとコンパレータのそれぞれに送られます。その結果、PET装置のコインシデンス・プロセッサによって処理されるエネルギーとタイミングの情報を得ることができます。それらの情報は、体内の放射性トレーサ濃度の3D画像を再構築するために使用されます。

2個の光子のエネルギーが約511keVで、検出時間の差が100億分の1秒未満である場合、それら2個の光子には関連性があると判断されます。このようなレベルの光子のエネルギーと検出時間の差に対応するために、ADCには厳しい要件が課せられます。具体的には、10ビット～12ビットの高い分解能と、40MSPSを超えるレベルのサンプリング・レートに対応するADCが必要になります。ダイナミック・レンジを最大限に高めるための低ノイズ性能と、放熱を抑えるための低消費電力動作も、この用途に使用するADCの重要な要素です。

MRI装置

MRI（核磁気共鳴画像法）装置では、核磁気共鳴という現象を利用します。非侵襲的な医療用画像処理装置であり、X線の電離を利用しないという点で、DR、CT、PETの各装置とは大きく異なります。

核磁気共鳴信号の搬送波周波数としては、メインの磁界強度に比例した値が選択されます。商用のMRI装置の場合、その周波数範囲は12.8MHz～298.2MHzです。一方、信号の帯域幅は、周波数符号化の方向の視野に応じて定義されます。その値は数kHzから数十kHzまでと様々です。

上記のような仕組みから、レシーバーのフロント・エンドに求められる要件が決まります。通常、レシーバーのフロント・エンドには、やや低速な逐次比較型（SAR）ADCを使ったスーパーヘテロダイン・アーキテクチャが選ばれます（図4）。しかし、近年のA/D変換技術の進化に伴い、この用途では高速／低消費電力でマルチチャンネルに対応するパイプライン型のADCが使われるようになりました。それにより、一般的な周波数範囲に対応すればよい場合には、核磁気共鳴信号のダイレクト・コンバージョンが行われるようになりました。ADCのサンプリング・レートは分解能が16ビットの場合で100MSPSを超えています。また、この用途に使われるADCについては、ダイナミック・レンジに対する要件も非常に厳しく、一般的に100dB以上が求められます。核磁気共鳴信号をオーバーサンプリングすることでS/N比が向上すると共に、周波数符号化の方向のエイリアシング成分が除去されて高い画質が得られます。また、スキャンにおけるアキュイジション時間を短縮するために、オーバーサンプリングに基づく圧縮センシングが適用されます。

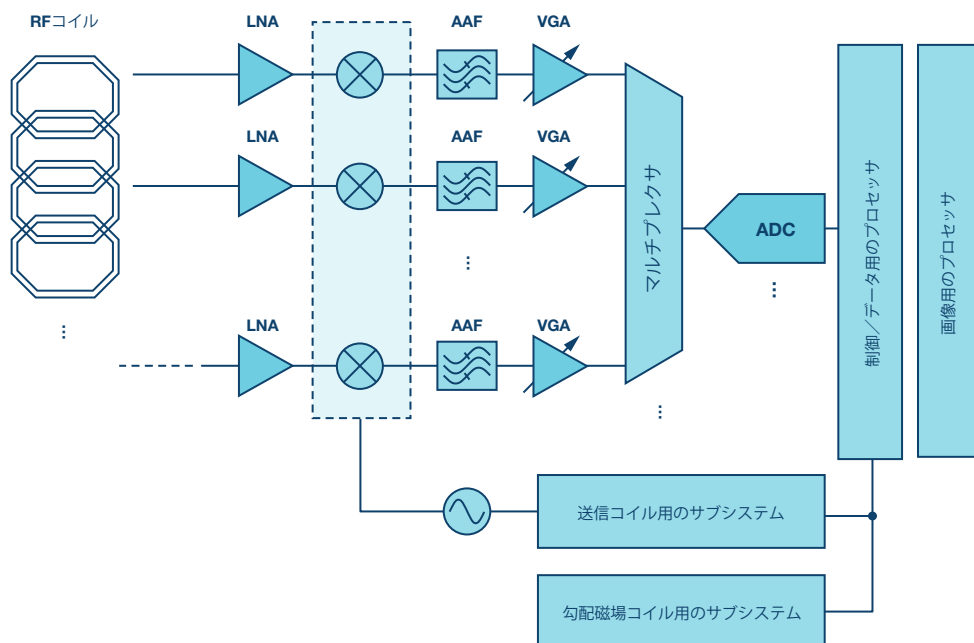


図4. MRI装置のシグナル・チェーン。
スーパーヘテロダイン・アーキテクチャを採用した例です。

超音波検査装置

超音波検査装置は、本稿で取り上げたどの医療用画像処理装置とも異なる物理的な原理をベースとしています。この種の装置では、1MHz~18MHzの周波数範囲の超音波（パルス）を利用します。超音波は検査の対象となる体内の組織で反射し、強度の異なるエコーを生成します。そのエコーを取得し、ソノグラムとしてリアルタイムに表示します。ソノグラムには、音響インピーダンス、血流、経時に伴う組織の動き、組織の硬度など、様々な種類の情報が含まれます。

図5に示したのは、超音波検査装置のフロント・エンドの例です。この中で最も重要な機能ブロックは、統合型/マルチチャンネルのAFEです。このAFEは、LNA、VGA、アンチエイリアシング（折返し誤差防止）フィルタ（AAF）、ADC、復調器などで構成されます。AFEに課せられる最も重要な要件の1つはダイナミック・レンジです。画像処理のモードに応じて、プローブや体内組織の動きに起因するバックグラウンド・ノイズを血液の信号と区別するために、70dB~160dBのダイナミック・レンジが求められます。このことから、超音波信号の動的な忠実度を維持するために、ADCには高い分解能とサンプリング・レートに加えて、全高調波歪み（THD）を抑えることが求められます。超音波検査装置のフロント・エンドはチャンネル密度が高いため、消費電力が少ないことも重要な要件となります。超音波検査装置向けには、最良の画質を実現し、消費電力を低減し、システムのサイズとコストを削減できる様々な統合型AFE製品が提供されています。

まとめ

医療用画像処理装置を設計する際には、エレクトロニクス部に対して、非常に厳しい要件が課せられます。本稿で取り上げた画像処理装置の要件に対応できるようにするために、IC業界では、低消費電力、低ノイズ、高ダイナミック・レンジ、高分解能といった性能を備える製品を、低コストかつ小型なパッケージで提供することが一般的なトレンドとなっています。アナログ・デバイスでも、シグナル・チェーンの主要な機能ブロック向けに、求められる要件に対応可能で集積度が高いICソリューションを提供しています。それらのソリューションを採用することにより、今日、世界中のヘルスケア分野において不可欠な要素となりつつある最高水準の臨床用画像処理装置を実現することが可能になります。

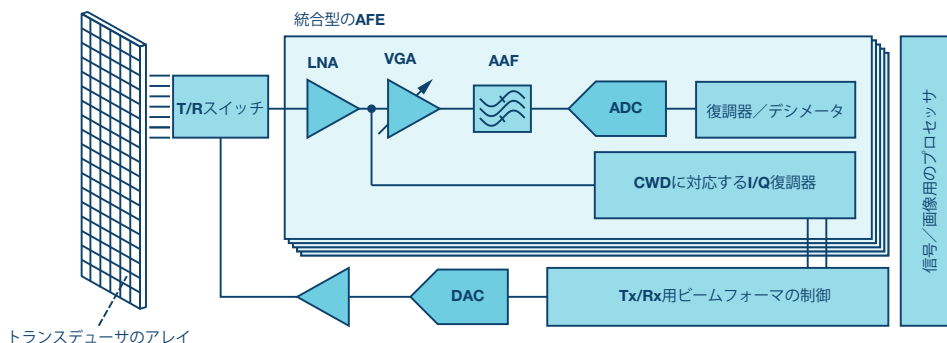


図5. 超音波検査装置のシグナル・チェーン

以下では、本稿で取り上げた様々な医療用画像処理装置に最適な製品群を紹介します。

- ▶ **ADAS1256**：低ノイズの積分器、ローパス・フィルタ、相関2重サンプラを備え、16ビットの高速ADCを多重化することにより256チャンネルを提供する集積度の高いAFEです。DR装置向けに設計された完全な電荷-デジタル変換ソリューションであり、DR検出器のパネルに直接実装できます。
- ▶ **AD7960**、**AD9269**、**AD9249**：ディスプレイなDRシステムに最適な製品群です。AD7960はPulSAR[®]ファミリのADCです。分解能は18ビット、S/N比は99dB、サンプリング・レートは5MSPSです。優れたノイズ性能と直線性を提供可能な最高水準のダイナミック・レンジを実現しています。AD9269は、分解能が16ビットでデュアルチャンネルのパイプライン型ADCです。また、AD9249は分解能が14ビットで16チャンネルのパイプライン型ADCです。それぞれ最大80MSPS、65MSPSのサンプリング・レートに対応しており、高速な蛍光透視システムの実現を可能にします。
- ▶ **ADAS1135**、**ADAS1134**：それぞれ256チャンネル、128チャンネルのデータ・アキュイジション・システムです。ノイズ/消費電力/入力電流を抑えた積分器、同時に動作が可能なサンプル&ホールド回路、最高24ビットの分解能でサンプリング・レートを設定可能な高速ADCを2個集積しています。直線性に優れ、CT装置における画質を最大限に高めることができます。
- ▶ **AD9228**、**AD9637**、**AD9219**、**AD9212**：分解能が12ビットまたは10ビットで、サンプリング・レートが40MSPS~80MSPSのマルチチャンネルADCです。PET装置の要件を満たすことが可能な卓越した動的性能と低消費電力を達成するように最適化されています。
- ▶ **AD9656**：分解能が16ビットのパイプライン型クワッドADCであり、最高125MSPSのサンプリング・レートに対応します。従来型/ダイレクト・コンバージョン型のMRIシステムのアーキテクチャにおいて、卓越した動的性能と低消費電力を達成するように最適化されています。
- ▶ **AD9671**：低コストで低消費電力の超音波検査装置向けに設計された8チャンネルのレーザ用統合型フロント・エンドです。分解能が14ビットでサンプリング・レートが最高125MSPSのADCを集積しています。パッケージが小型であることが不可欠なアプリケーション向けに、各チャンネルは、160dBFS/√Hzという高い動的性能と、連続波モードで62.5mWという少ない消費電力を達成するように最適化されています。

著者：

Anton Patyuchenko (anton.patyuchenko@analog.com) は、アナログ・デバイセズのフィールド・アプリケーション・エンジニアです。2015年に入社しました。ヘルスケア、エネルギー、マイクロ波分野のアプリケーションを専門とし、戦略顧客および主要顧客に対するサポートを提供しています。2007年にミュンヘン工科大学でマイクロ波工学の理学修士号を取得しました。卒業後は、ドイツ航空宇宙センター（DLR）で研究職に就いていました。



**Anton
Patyuchenko**