

乳癌検出システムのための ADC 高速化技術の基礎検討

西宮 司[†]、金阪 遼[†]、外谷 昭洋^{††}、吉川 公磨^{†††}、升井 義博[†]

† 広島工業大学 †† 呉工業高等専門学校 ††† 広島大学

1. はじめに

近年、微細 CMOS プロセスを利用することで ADC (Analog to Digital Converter) の高速化が進み、その応用先が広がっている。筆者らも医療への応用としてレーダーの原理を利用した乳癌検出システムの開発を行っている [1]。開発中の癌検出システムでは癌細胞に反射した電磁波をダイレクトに AD 変換できる高速 ADC が必要となるため高速 ADC の開発が重要となる。本研究では ADC の高速化技術に関する検討結果を報告する。

2. 高速 ADC と問題点

一般に高速・高精度の領域ではパイプライン型 ADC が利用されることが多い。パイプライン型 ADC は図 1 に示す通り、最初に入力信号をサンプリングし、中間電位 (V_{cm}) と比較を行う。その判定結果が最上位 bit (MSB) のデジタルデータとなる。更に ADC の入力レンジを上位、下位に分け、サンプル値が含まれる領域を 2 倍し、再度比較を行う。この 2 回目の比較結果が (MSB-1) bit 目のデジタルデータとなる。このように比較と 2 倍演算を繰り返すことで AD 変換を実現する。この時、2 倍演算の精度が AD 変換の精度に大きく影響する。倍率が 2 倍未満になるとミッシングコードが発生し、2 倍より大きくなるとオーバーレンジが発生する。高速化を行うために微細プロセスを利用すると高利得なオペアンプの設計が困難となり、高速化は可能だが高精度化が困難になるという問題が発生する。

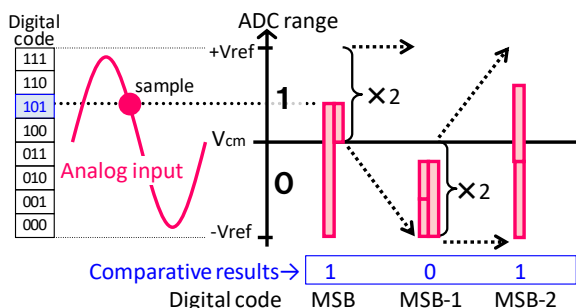


図 1 3bit-パイプライン型 ADC の動作原理

3. パイプライン型 ADC の高速化とデジタル補正

高精度なアナログ演算を行うためには高利得な AMP が必要となるが、本研究では利得の低いインバータ（反転回路）を増幅器として利用し 2 倍演算を行う。インバータは回路構成がシンプルのためトランジスタのゲート長を最小サイズにすることで高速動作が可能となる。しかし、インバータの DC 利得は 25dB 程度と非常に低くなり、各ステージの

2 倍演算の利得は 1.9 倍程度に低下する。結果、AD 変換時に多数のミッシングコードが発生し、変換精度を劣化させる。本研究ではあらかじめミッシングコードを調べ、AD 変換の結果から削除するデジタル補正方式を採用し、実用に耐える変換精度を実現する。

4. シミュレーション結果

0.18 μm -CMOS プロセスを用い、提案する ADC (10bit) のシミュレーションを行った。入力信号を正弦波 1MHz、フル振幅とした場合の ADC 出力を FFT した結果を図 2 に示す。(a) はデジタル補正前、(b) はデジタル補正後の結果である。更に表 1 に ADC の性能をまとめる。デジタル補正で ENOB が 2.16bit 改善されていることがわかる。

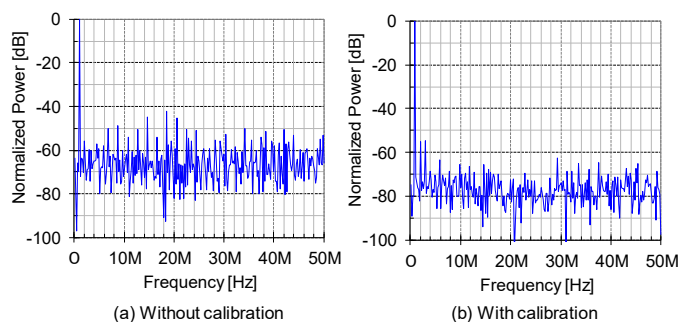


図 2 シミュレーション結果

表 1 ADC の性能まとめ

| 電源 電圧 | サンプリング 周波数 | 消費 電力 | ENOB (有効ビット数) ※ | |
|----------|---------------|----------|-----------------|---------|
| | | | 補正前 | 補正後 |
| 1.8V | 100MHz | 1.86mW | 5.50bit | 7.66bit |

5. まとめ

医療応用むけ ADC の高速化技術を検討した。微細 CMOS プロセスで高利得 AMP の実現が困難となる問題点をデジタル補正で克服し、高速化と高精度化を共に実現可能な回路構成を提案した。

【謝辞】

本研究は東京大学大規模集積システム設計教育研究センターを通じてケイデンス㈱、およびローム㈱の協力で行われ、研究の一部は生体医歯工学共同研究拠点共同研究プロジェクトの成果である。また、本研究開発は総務省 SCOPE (受付番号 185008001) の委託を受けたものである。

【参考文献】

[1] Yoshihiro Masui, et al., "Gaussian Monocycle Pulse Generator with Calibration Circuit for Breast Cancer Detection," IEEE BioCAS 2018, Oct. 2018