

研究背景



直腸 膀胱

泌尿器障害の
治療には

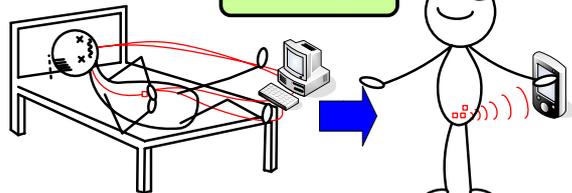
3日間 膀胱内圧測定
尿流率測定

が必要

正確・安全な測定で
電気分野から医療に貢献

目標

測定の
無線化



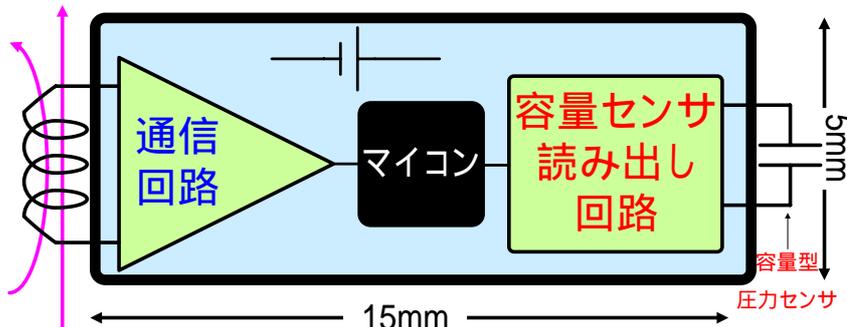
現在

ベッド上で拘束

将来

拘束から開放

測定システムの構成



回路をワンチップ化する

システム・回路設計の重点

システム全体での消費電力は100 μ A以下
(電池の電力容量制約から)

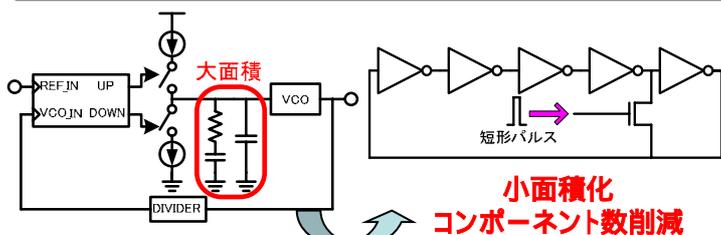
消費電力の削減
(アナログ部で30 μ A)

最重要課題は

読み出し回路の消費電力削減
(既存の読み出し回路は1mA以上消費)

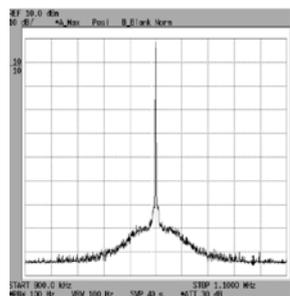
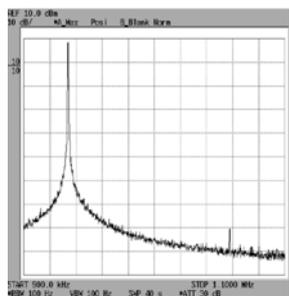
体内外の通信回路検討

低周波・低消費電力発振器



インジェクション無

インジェクション有



68.2dBc/Hz@933kHz, 10kHzoffset

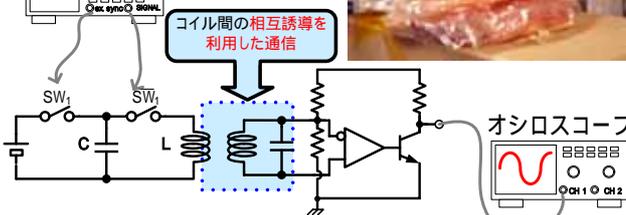
99.3dBc/Hz@1MHz, 10kHzoffset

注入同期により位相ノイズ特性が
25.1dBc/Hz改善

電磁結合による信号伝送実験

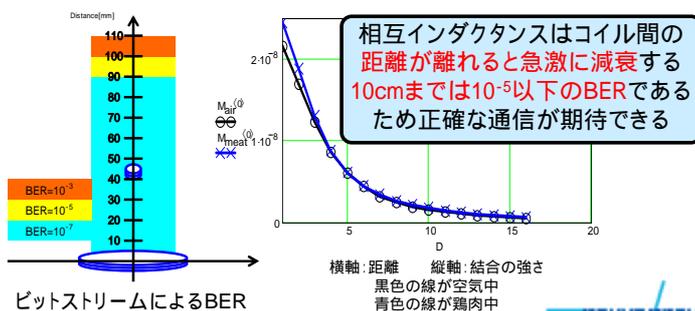
実験系の構成図と
実験風景

ファンクション
ジェネレータ



人体の模擬として
鶏肉を挟んで実験する

通信時のBERと相互インダクタンスの測定結果



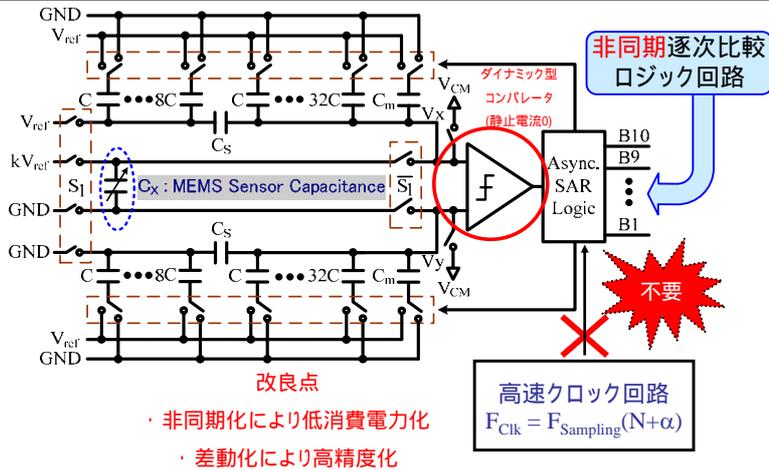
まとめ

目標である無線計測システムに実現の目処が立った

- 2μA@1MHzの低周波・低電力発振器を試作
- LC共振を利用したパルス通信によりコイル間距離10cmにて500pJ/bitで通信が可能であることを実験確認
- CDCが有効ビット数8.25, 消費電力3nA@30Spsを達成 (従来研究に対して 静止電流0A, FoM 1/27)

キャパシタンス-デジタル変換器 (CDC)

回路構成及び動作原理

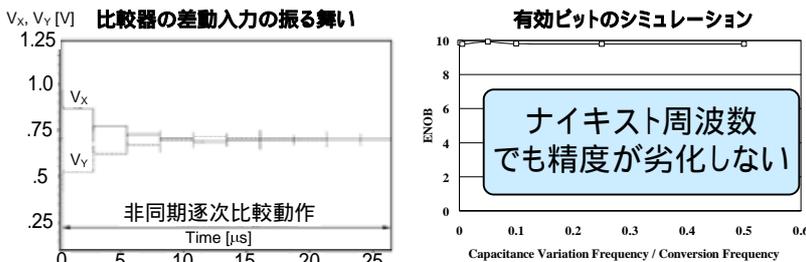


$$V_X - V_Y = 2 \frac{\frac{1}{16} C(B_{10} + B_9 + \dots + B_1) - kC_X}{2C_X + \left[C_m + 32C + \dots + C + \frac{C_s(8C + \dots + C)}{C_s + 8C + \dots + C} \right]} V_{ref}$$

$|V_X - V_Y|$ の比較結果により各ビットを決める

比較結果はセンサーキャパシタンス C_X の変動による影響を受けない

シミュレーション波形

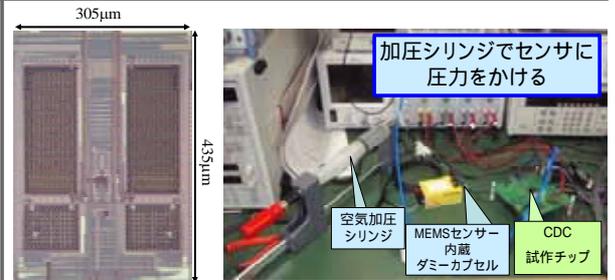


シミュレーションにおける性能まとめ

Technology	180nm CMOS	Sampling Frequency	37 kHz
Supply Voltage	1.4 V	Current Consumption	8.45 μA
Resolution	10 bit	Chip Area	0.11 mm ²

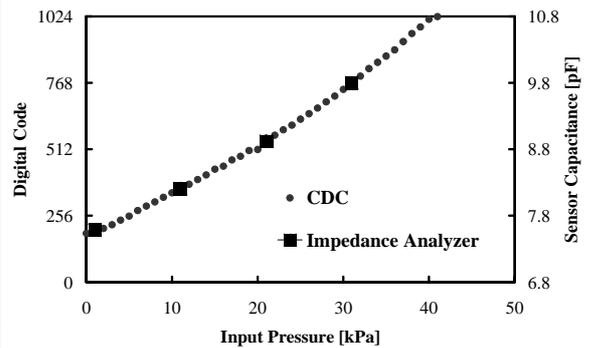
非同期・差動化により高精度化と低消費電力化を達成

チップ写真と評価風景



評価結果と性能まとめ

入力圧力に対するCDCの出力とインピーダンスアナライザ出力の比較



インピーダンスアナライザの出力とCDCの出力は誤差1%以下で一致する

性能まとめと既存研究との比較

	[1]	[2]	This work
プロセス	0.35μm CMOS	0.18μm CMOS	0.18μm CMOS
電源電圧	1V	1.4V	1.4V
ビット数(有効ビット数)	12bit (10.2bit)	8bit (6.83bit)	10bit (8.25bit)
消費電力	875 nW	236.6 μW	8.82 μW
変換速度	1 kSps	262 Sps	100 kSps
FOM	760 fJ/conv	7.9 pJ/conv	289 fJ/conv
アクティブエリア	1 mm ²	0.026 mm ²	0.13 mm ²

[1] X. Xu, X. Zou, L. Yao, and Y. Lian, *Proc. Symp. VLSI Circuits*, pp. 78–79, June, 2008.

[2] K. Tanaka, Y. Kuramochi, T. Kurashina, K. Okada, and A. Matsuzawa, *IEEE Asian Solid-State Circuits Conference*, pp. 244–247, Nov. 2007.