

消化管内への留置を目的とした飲み込み型デバイスの検討

中村 亮太* 和泉 慎太郎 川口 博 吉本 雅彦 (神戸大学)
太田 英敏 (札幌整形循環器病院)

Chemical Reaction Actuator and Wireless Power Feeding for Swallowable Sensing Device
Ryota Nakamura*, Shintaro Izumi, Hiroshi Kawaguchi, Masahiko Yoshimoto, (Kobe University)
Hidetoshi Ohta, (Sapporo Orthopaedics and Cardiovascular Hospital)

This paper addresses a swallowable sensing device that can be indwelled at the stomach for long term. After triggering using wireless communication, the device is egested at any time. This device can indwell using a silicone balloon in the gastrointestinal tract. The balloon is inflated inside the stomach by a chemical reaction. Then it is deflated using an actuator with electrolysis of water to egest the sensor device. This energy is wirelessly supplied from outside the body. Near field communication and a flexible antenna are used for power feeding and wireless data communication. Using the flexible balloon and antenna can reduce the device size without performance degradation.

キーワード：飲み込み型，長期計測，センサ，アクチュエータ，無線給電，化学反応
(Ingestible, long term monitoring, sensor, actuator, wireless feeding, chemical reaction)

1. 研究背景

近年，ウェアラブルシステムを使用したヘルスケアが注目されている。日常的な生体情報の長期モニタリングを行うことで，病気の早期発見や生活習慣の改善につながる⁽¹⁾。しかし，従来技術では，食生活や服薬情報などの体内情報を長期間計測することは困難である。これら体内情報の長期的データは生活習慣病の予防において重要な役割を果たすことが期待されている⁽²⁾⁽³⁾。

体内情報を計測する方法として，埋め込み型や飲み込み型デバイスが挙げられる⁽⁴⁾⁽⁵⁾。これらのデバイスは，携帯型や貼り付け型のデバイスと比較して，毎日意識して装着する煩わしさが少ない。しかし，埋め込み型のデバイスは外科手術が必要となり，使用者への負担が大きくなってしまふ。そこで本研究では，長期計測を目的とした飲み込み型デバイスに着目した。

飲み込み型デバイスの従来技術として，カプセル内視鏡がある。口径でデバイスを摂取し，消化管を撮影，画像を無線転送する⁽⁶⁾⁽⁷⁾。動力はリチウムイオンバッテリーであり，大きさは直径約 15 mm，長さ 30 mm ある。

飲み込み可能でバッテリーを持たないデジタル錠剤デバ

イスも開発されている⁽⁸⁾。このデバイスは，飲み込んで胃に到達すると服薬情報を無線で送信する。電力は体液発電を用いてバッテリーレスで動作する。

これらの従来技術は，数時間から 1 日程度の短期間の計測を目的としている。これに対して本研究では数か月間，消化管の長期計測が可能なデバイスの実現を目的とした。体外から無線操作を行い，消化管にデバイスを留置させる技術はすでに研究されている⁽⁹⁾。このデバイスは消化管内でバルーンを展開し，デバイスを留置させる。バルーンを展開には，化学反応を利用しバルーン内で酸と塩基を反応させ，二酸化炭素を発生させることでバルーン展開を行う。このデバイスは高度肥満の治療を目的としており，胃にバルーンを留置させることで満腹感を促進し，食事の摂取量を抑制する⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾。生成される二酸化炭素の体積と比較して，必要となる酸塩基の質量は十分に小さいため，飲み込み可能なサイズに抑えることができる。また，二酸化炭素は身体に影響がないため，胃内に排気してバルーンを収縮し，デバイスを排出させることができる。本研究における飲み込み型デバイスでも，デバイスの留置には同様の機構を利用する。(図 1 参照)

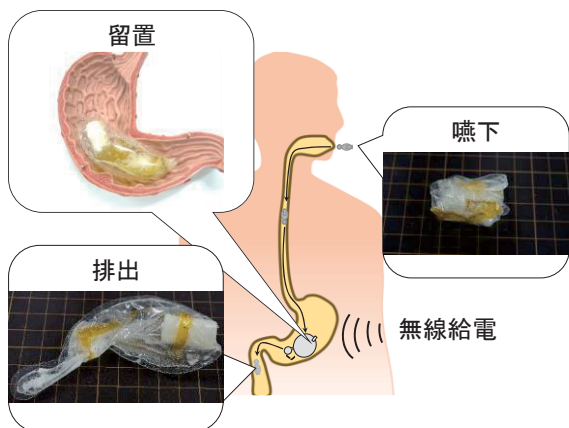


図1 提案システムのご概念図

ただし従来の留置可能な飲み込み型デバイス⁽⁶⁾は、バルーンの展開、収縮にモーターを使用しており、サイズが大きく実際に飲み込み可能なサイズでは実現できていない。また、モーターを動作させるために消費電力が大きい。他にも様々な飲み込み型デバイスが研究されているが⁽¹¹⁾⁽¹²⁾、回路を搭載するための容量を確保することが難しい。そこで、本研究では、モーターを使用しないデバイスの留置、排出手法を提案する⁽¹³⁾。また、フレキシブルアンテナと近距離無線通信(NFC)による無線給電を用いる。

2. デバイスの留置排出手法

〈2・1〉 留置方法 飲み込み可能なサイズを実現するためには、モーターのような大きな電力を必要とするアクチュエータは使用できない。本研究では、シリコンバルーンと化学反応を使用した留置方法を用いた。

デバイスの嚥下時、ゼラチンを使用してバルーンを外から二分し、一方にクエン酸、もう一方に重曹を充填しておく。デバイスが胃に到達すると、体温と胃液でゼラチンが溶け、バルーン内で酸と重曹が反応する。この反応によって二酸化炭素が発生し、バルーンが展開される(図2参照)。この方法により、サイズが小さく、また電力を必要としないバルーンの展開が可能となる。

図にバルーン展開に要する時間を示す(図3参照)。この実験では 250 mL のバルーンを使用している。またゼラチンの溶解には、濃度 0.4 %、温度 40 度の塩酸溶液を使用した。デバイスに使用するバルーン容量は 50 mL であるので、展開にかかる時間は 30 秒程度である。固形物が胃を通過する時間は 3 分程度と言われており、胃を通過する前に展開するには十分短い時間であるといえる。

〈2・2〉 排出方法 デバイスを排出させるためにはバルーン内のガスを排気させる必要がある。排気方法においても、既存のアクチュエータを使用した場合、サイズや電力といった課題がある。そこで本研究では、二酸化炭素を排気する手段として水の電気分解を利用したアクチュエータを提案する。

図4にアクチュエータの構造を示す。炭酸ナトリウム水

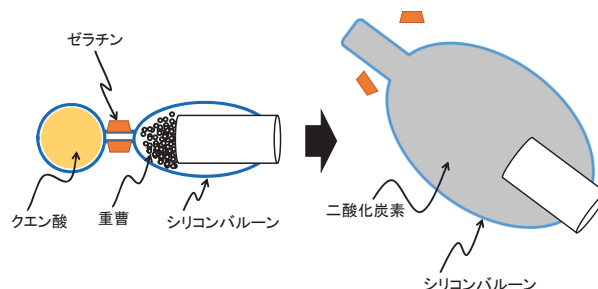


図2 デバイスの留置手法

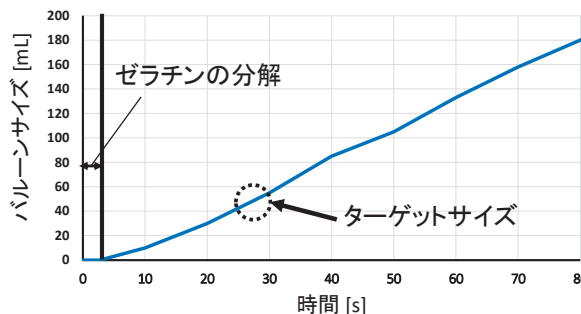


図3 バルーン展開時間

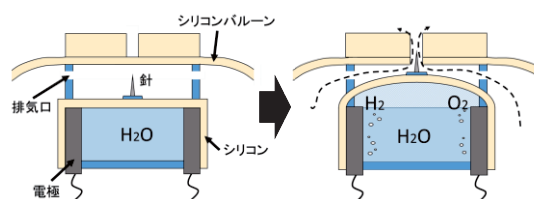


図4 提案排気アクチュエータの構造

溶液をシリコンフィルムで覆い、フィルムに針を取り付ける。電解液中に電流を流すと、水が電気分解され、酸素と水素が発生する。発生したガスにより、液相の体積が増え、針が動作しバルーンに穴を開けるという構造となっている。電解液と発生したガスは体内に漏れないよう常にシリコンフィルムで覆われている。この方法により、飲み込み可能なサイズのアクチュエータでバルーンの収縮が可能となる。

3. 排気アクチュエータの設計評価

ここでは、デバイスの全体的構造について述べる。まず、〈2.2〉で述べた排気アクチュエータの効率化について説明する。

電気分解の効率化に関しては様々な先行研究が存在する⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾。電解液に電流が流れると次の化学式に示す反応が起こり、酸素と水素が発生する。



水素イオンは一価であるので、水素 1 mol の生成には電子 2 mol が関与する。したがって、1 mol の水素を生成するためには 2 F の電気量が必要である。ここで、ファラデー定数 F は電子 1 mol の電気量であり、その値は 96,485 クーロン

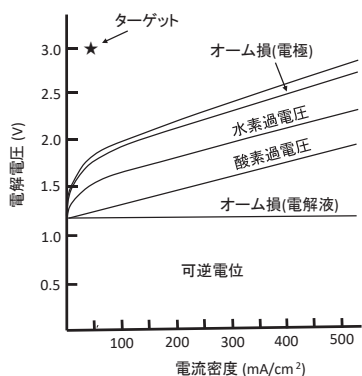


図5 電解電圧と電流密度の関係

/molである。標準状態の1 m³の水素は44.6 molであるため、それを生成するのに必要な電気量は89.3 Fであり、実用単位では2,393 Ah/Nm³である。この結果は、1 m³の水素と0.5 m³の酸素を生成するために2,400 Ahの電荷が必要であることを示している。つまり2,400 Ahを用いて1.5 m³のガスを生成することができる。本研究では、必要ガス量は1.5 cm³である。予想される消費電力は2.4 mAhとなる。

水の電気分解に必要な電圧を図5に示す⁽¹⁶⁾。水素と酸素を発生させるための理論的な電圧値は、25℃、1 atmにおいて、1.23 Vである。さらに、電極反応、オーム損のための反応過電圧が必要となる。電流が電極と溶液を流れるときオーム損が生じる。本研究における目標電流密度は

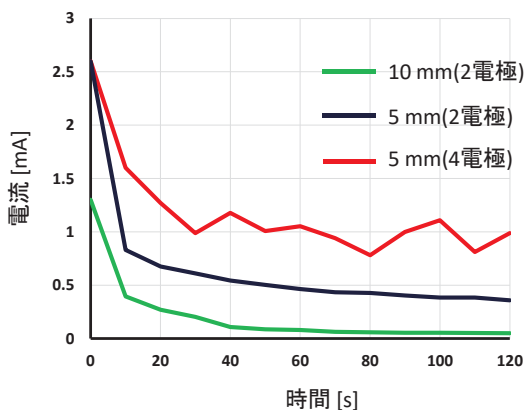


図6 水電解と電極間距離の関係

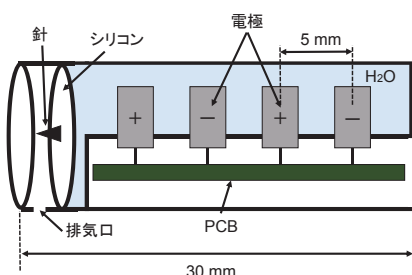


図7 提案アクチュエータ構造

十分小さいため、オーム損については無視することができる。

以上の解析から、水電解を利用した効率的なアクチュエータ構造の設計、評価を行った。実験では、電源電圧は無線給電ICの出力電圧である3Vに設定した。電極には、長さ5 mm、直径2 mmのステンレスねじを使用した。図6に電解液を流れる電流量の測定結果を示す。電解液には、10%濃度の炭酸ナトリウム水溶液を使用した。実験は、2電極で電極間距離を5 mm、10 mmに設定したものと、4電極で電極間距離を5 mmに設定したもので比較を行った。電極に発生した気泡は、電極間の抵抗を増加させるので、電流量は経時的に減少する。4電極使用した実験の結果では、電極の密度が高くなったため、この現象が顕著に見られた。実験結果から、電極の数を増やし、電極間距離を狭くする必要がある。

この結果に基づいてアクチュエータの構造設計を行った(図7)。電解液中に4つの電極を配置し、各電極をPCB上の回路に接続する。

4. 無線給電のためのフレキシブルアンテナ設計

人体の長期モニタリングを行う上で、電源は非常に重要な課題となる。アクチュエータは3章で述べたように、一定量の電力を必要とする。また、センサと信号処理用のマイコン、体外との無線通信にも電力が必要である。しかし、デバイスのサイズ制限が極めて厳しいため、動作期間を考えるとバッテリー動作は現実的ではない。従って、エナジーハーベスティングを用いたバッテリーレスシステムが必要となる。

電磁波や超音波、体液を利用した発電など、バッテリーレス動作を実現するための様々な手段が提案されている。本研究では、近距離無線通信(NFC)を利用したワイヤレス給電に着目して検討を行った。NFCは電磁誘導を利用したRFID技術の一つである。

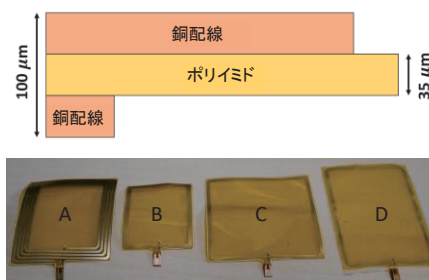


図8 無線給電のためのフレキシブルアンテナ

表1 アンテナの各パラメータ

	A	B	C	D
サイズ [mm ²]	50×40	40×30	50×50	60×40
配線幅 [mm]	1.00	0.22	0.22	0.22
Turns	4	4	3	3

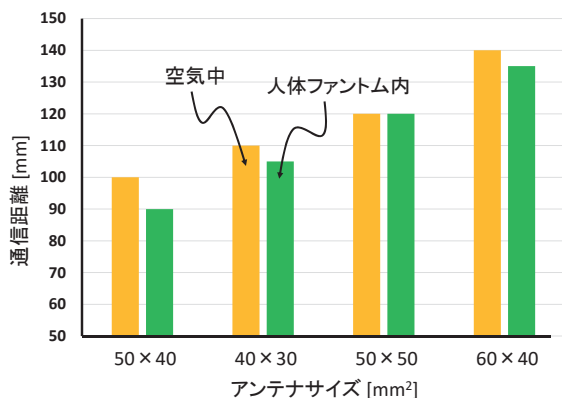


図9 各アンテナと最大通信距離の関係

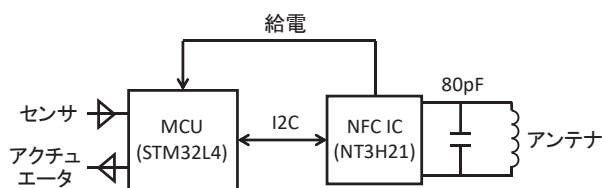


図10 提案デバイスの回路図

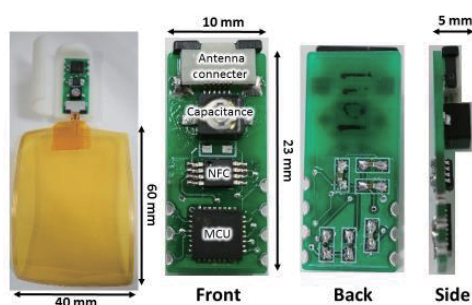


図11 フレキシブルアンテナと基板

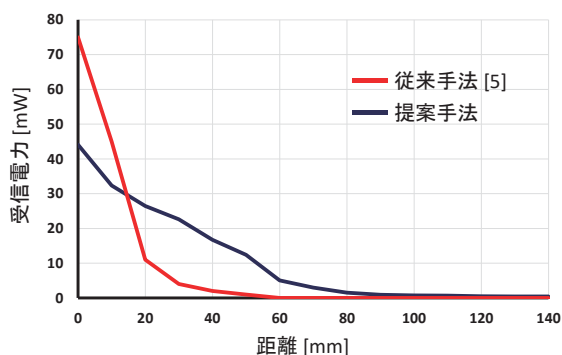


図12 従来技術と提案技術の比較

人体の誘電率は空気中のそれとは異なる。体表面から筋肉・骨・内臓を透過して胃内部の空間に給電を行う場合、高周波の電磁波や超音波を用いることは難しい。NFCで用いられる 13.56 MHz の共振周波数は、体内のデバイスと通信するために十分低い周波数であるが、共振周波数が低いためにアンテナサイズが大きくなるという課題がある。そ

こで本研究では、フレキシブルなアンテナをシリコンバルーンに組み込み、嚥下時にはアンテナを折り畳むことで課題を解決する。

フレキシブルアンテナはフレキシブルプリント回路基板の標準的な製造プロセスで作成する。ポリイミド素材の基板層と、2つの銅配線層で構成される。この設計では基板の厚さは合計 100 μm となった (図8)。図8に示す4つのアンテナ (表1) について実験を行った。各アンテナは 80 pF の追加容量を持つように設計した。展開時のバルーンサイズは長径 80 mm とし、アンテナの最大サイズは 60 \times 40 mm^2 とした。

図9に人体ファントムを使用した通信距離の測定結果を示す。この結果から 60 \times 40 mm^2 のサイズで配線幅 0.22 mm, 配線間隔 0.25 mm, 巻き数が3のアンテナの通信距離が最も大きいことが分かった。このとき、最大通信距離は 140 mm であった。

最後に、NFC タグ IC (NT3H21) とマイコン (STM32L4) を 23 \times 10 mm^2 , 5 mm 厚のプリント基板回路上に実装した (図10, 図11)。NFC タグ IC はマイコンとセンサ、アクチュエータに 3 V の電圧を供給する。

図12に従来の飲み込み型デバイス⁽⁵⁾と、本研究で提案したデバイスの受信電力の比較を示す。このとき、送信側の総送信電力は 800 mW である。距離が 20 mm 以上の場合、提案手法がより効率的であった。

5. 結論

本研究では、消化管を長期間モニタリングするための飲み込み可能なセンサを提案した。この装置は、食生活のモニタリング及び消化管の健康状態のモニタリングに有効である。シリコンバルーンの化学反応を使用した留置方法により、留置の際に必要な電力を無視することができる。また、提案手法の排気及び排出のための水電解アクチュエータにより、デバイスのサイズ、消費電力を削減することができた。アクチュエータの電力は削減されたが、デバイスは依然として、マイクロワットレベルの消費電力を有する。この電力は体外から無線給電により補うことができる。本研究では、フレキシブルアンテナと NFC を使用することでサイズ制限を緩和させることができた。現在 140 mm の距離で通信することができるが、アンテナの指向性に関して考慮されていない。そこで、今後の課題としてバルーンの立体性を生かした全方位アンテナの使用などが考えられる。

文 献

- (1) M. Kudo : "Robot-Assisted Healthcare Support for an Aging Society," in the Annual SRII Global Conference (SRII), pp. 258-266, 2012.
- (2) Q. Huang : W. Wang, and Q. Zhang, "Your Glasses Know Your Diet: Dietary Monitoring using Electromyography Sensors," in IEEE Internet of Things Journal, vol. PP, no. 99, pp. 1-1
- (3) M. A. T. Turan and E. Erzincan : "Food intake classification using

- throat microphone," 2016 24th Signal Processing and Communication Application Conference (SIU), Zonguldak, 2016, pp. 1873-1876.
- (4) Enver G. Kilinc, Mehrdad A. Ghanad and Franco Maloberti : "A Remotely Powered Implantable Biomedical System with Location Detector," IEEE Trans. BioCAS, vol. 9, no. 1, pp. 113–123, Feb. 2015.
 - (5) Liang Yan : "Capsule Robot for Obesity Treatment with Wireless Powering and Communication," IEEE Trans. Industrial Electronics, vol. 62, no. 2, February 2015.
 - (6) D. K. Iakovidis, E. Spyrou, D. Diamantis, and I. Tsiompanidis : "Capsule Endoscope Localization based on Visual Features," in Proc. of IEEE, BIBE, pp. 1-4, November. 2013.
 - (7) Fei Xu, Guozheng Yan, Li Lu, Jinyang Gao, and Gang Liu : "A Wireless Capsule System With ASIC for Monitoring the Physiological Signals of the Human Gastrointestinal Tract," IEEE Transl. on Biomedical Circuits and Systems, vol. 8, no. 6, pp. 871–880, Dec. 2014.
 - (8) Stephen P. Woods and Timothy G. Constandinou : "Wireless Capsule Endoscope for Targeted Drug Delivery," IEEE Trans. Biomedical Engineering, vol. 60, no. 4, pp. 945–953, April 2013.
 - (9) O. G. Nieben and H. Harboe, "Intragastric balloon as an artificial bezoar for treatment of obesity : " Lancet, vol. 319, no. 8265, pp. 198–199, January 1982.
 - (10) J. –M. Dumonceau, "Evidence-based review of the BioEnterics Intragastric Balloon for weight loss : " Obesity Surg., vol. 18, no. 12, pp. 1611–1617, Dec. 2008.
 - (11) S. Yim and Metin Sitti, "Shape-programmable soft capsule robots for semi-implantable drug delivery : " IEEE Transactions on Robotics, vol. 28, no. 5, 1198-1202, 2012.
 - (12) Do, Thanh Nho, Khek Yu Ho, and Soo Jay Phee : "A Magnetic Soft Endoscopic Capsule-Inflated Intragastric Balloon for Weight Management," Scientific Reports vol. 6, 2016.
 - (13) R. Nakamura et al., "Swallowable Sensing Device for Long-term Gastrointestinal Tract Monitoring : " Proc. of IEEE EMBC, pp. 3039–3042, Aug. 2016.
 - (14) R. L. LeRoy, "Industrial water electrolysis: Present and future : " Int. J. Hydrogen Energy, vol. 8, no. 6, pp. 401–417, 1983.
 - (15) T. Iida et al., "Water Electrolysis under a Magnetic Field : " Journal of the Electrochemical Society, vol. 154, no. 8, pp. E112–115, 2007.
 - (16) R. L. LeRoy et al. : "Analysis of Time-Variation Effects in Water Electrolyzers," J. Electrochem. Soc., Electrochemical Science and Technology, vol. 126, no. 10, pp. 1674–1682, Oct. 1979.