

2013年度（平成25年度）  
博士論文

尿発電を用いたバッテリーレス無線尿失禁センサシステム  
構成法の研究

立命館大学大学院  
理工学研究科総合理工学専攻  
田中亜実



# 要旨

本論文は、尿を電解液として発電する尿発電を用い、その発電電力で無線送信機を駆動することにより尿漏れをサーバ側に知らせるバッテリーレス無線尿失禁センサシステムの構成法を示したものである。具体的には、バッテリーレス無線尿失禁センサシステムの構成法、及び、その応用として樹液発電を用いた植物成育モニタリングシステムの構成法をまとめたものである。

尿失禁は子供から高齢者まで、患者のみならず介護者の日常生活の質 (Quality of life : QOL) にも大きな影響を及ぼす疾患であり、尿失禁を自動的に検出し、看護者に通報する尿失禁センサが有用である。最近の尿失禁センサの問題点として、①センサ部は尿に触れるため、使用する度毎にセンサを洗浄する必要がある、②無線型センサはセンサ部も電池駆動となるため、センサ部のサイズを小さく出来ない、③センサ部の電池交換が必須となる、等が挙げられる。これらの問題点を解決するため、本研究では、使い捨て可能な尿発電デバイスを用いたバッテリーレス尿失禁センサシステムの提案を行った。まず、内部抵抗が大きい尿発電デバイスの発電電力を一旦内部抵抗の小さいキャパシタに蓄電し、キャパシタを介して充電電力を消費電力の負荷に供給する、間欠電源方式を提案した。次に、コイン型尿発電デバイス、及び、間欠電源変換回路、無線送信機で構成した尿失禁センサシステムの試作、評価を行い、尿発電の電力で無線送信信号を距離 5 m で受信できることを示した。さらに、実用化に向けて、おむつに組み込むことができるフレキシブル・ワイヤタイプの尿発電デバイス、及び、DC-DC コンバータに間欠電源供給機能を設けた電源回路を提案した。また、無線機に ID 情報 (4bit) を持たせることにより、複数個のおむつの尿漏れを同時に検出できるようにした。最後に、尿失禁センサシステムの応用として、電解液に植物の樹液を利用した樹液発電デバイスによる植物モニタリングシステムを提案した。尿発電よりも発電電流が 3 桁小さい樹液発電で無線送信機を駆動するための、分割電源線を用いた間欠電源変換回路を提案し、植物成育モニタリングシステムでその有用性を実証した。

# 目次

1. 序論	
1.1 尿失禁センサの必要性.....	1
1.2 尿失禁センサの開発経緯と本研究の位置づけ.....	2
1.2.1 マット型センサ.....	2
1.2.2 ウェアラブル型センサ.....	3
1.3 本研究の目的, 及び, 課題.....	6
1.4 本論文の構成.....	7
2. 間欠電源方式	
2.1 まえがき.....	12
2.2 間欠電源方式の必要性.....	13
2.2.1 尿発電デバイスと一般の化学電池の違い.....	13
2.2.2 間欠電源方式の仕組み.....	14
2.3 間欠電源変換回路の構成.....	15
2.4 シミュレーションによる動作検証.....	18
2.4.1 尿発電デバイスの等価回路.....	18
2.4.2 シミュレーションによる動作検証結果.....	20
2.4 まとめ.....	22
3. 尿失禁センサシステムの原理	
3.1 まえがき.....	24
3.2 コイン型尿発電デバイスの構成法.....	24
3.2.1 コイン型尿発電デバイスの発電原理.....	24
3.2.2 コイン型尿発電デバイスの構成.....	26
3.2.3 コイン型尿発電デバイスの発電特性評価.....	27

3.3	コイン型尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステムの 構成法.....	30
3.4	間欠電源変換回路の構成法.....	31
3.4.1	間欠電源変換回路の構成.....	31
3.4.2	間欠電源変換回路の入出力特性評価.....	33
3.5	無線送信機の構成法.....	34
3.5.1	無線送信機の構成.....	34
3.5.2	無線送信機の特性評価.....	35
3.6	コイン型尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステムの評価..	37
3.7	まとめ.....	39
4.	尿失禁センサシステムのおむつへの適用	
4.1	まえがき.....	41
4.2	フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの構成法.....	42
4.2.1	フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの構成.....	42
4.2.2	フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの発電特性評価...	43
4.3	フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスのおむつへの適用法..	46
4.3.1	おむつ組込み型尿発電デバイスの構成.....	46
4.3.2	おむつ組込み型尿発電デバイスの発電特性評価.....	47
4.4	おむつ組込み型尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステムの 構成法.....	52
4.5	間欠電源変換回路の構成法.....	53
4.5.1	間欠電源変換回路の構成.....	53
4.5.2	間欠電源変換回路の入出力特性評価.....	55
4.6	無線送信機の構成法.....	57
4.6.1	無線送信機の構成.....	57
4.6.2	無線送信機のアンテナ放射電力特性評価.....	59
4.7	試作した尿失禁センサの入出力特性評価.....	61
4.8	受信機の構成法.....	63
4.9	試作したおむつ組込み型尿失禁センサシステムの評価.....	64

4.10	まとめ	66
5.	樹液発電電池を用いた植物成育モニタリングシステム	
5.1	まえがき	69
5.2	樹液発電デバイスの構成法	70
5.2.1	樹液発電デバイスの発電原理	70
5.2.2	樹液発電デバイスの構成	71
5.2.3	樹液発電電池のデバイス特性評価	72
5.3	植物成育モニタリングシステムの構成法	73
5.4	分割電源線型間欠電源変換回路の構成法	73
5.4.1	尿失禁センサシステムに用いた間欠電源変換回路の問題点	73
5.4.2	分割電源線型間欠電源変換回路の構成	75
5.4.3	分割電源線型間欠電源変換回路のシミュレーション評価	77
5.5	植物成育モニタリングシステムの評価	81
5.6	まとめ	87
6.	今後の課題	
6.1	まえがき	90
6.2	尿失禁センサシステムの課題	90
6.2.1	安全性を考慮した尿発電デバイスの提案	90
6.2.2	尿失禁センサの応答速度向上	91
6.3	植物成育モニタリングシステムの課題	92
6.3.1	無線信号受信間隔と周囲環境における関係性の追究	92
6.3.2	無線送信信号への個別識別用 ID 情報の付加	94
6.4	まとめ	95
7.	結論	97
	謝辞	100
	本研究に関する発表文献リスト	101

# 第1章 序論

## 1.1 尿失禁センサの必要性

尿失禁は子供から高齢者まで、患者のみならず介護者の日常生活の質（Quality of life : QOL）にも大きな影響を及ぼす疾患である。小児の尿失禁は、特に、5才以上で昼間の尿失禁を伴わない夜間睡眠中の尿失禁、いわゆる、夜尿症が問題となっている。夜尿症の罹患者は6～15才児で日本全国に50万人いると推定されている<sup>(1)</sup>。日本夜尿症学会の夜尿症診療のガイドライン<sup>(2)</sup>によると、夜尿症の原因は、夜間の尿生産メカニズムや畜尿メカニズムの異常あるいは睡眠覚醒の異常等の様々な要因が複雑に関与している。夜尿症の治療には生活指導、及び、行動療法、薬物療法があり、特に、行動療法の中の夜尿アラーム療法が、効果が高いとガイドラインでは指摘している。夜尿アラームは、尿の水分を感知して警報が鳴る装置であり、1930年代より多くの装置が開発されてきた。夜尿アラームを用いて夜尿直後にアラーム音で患者を覚醒させる訓練を続けると、尿保持力が増大し尿意覚醒をするようになることが多くのデータから実証されるようになってきた<sup>(3)</sup>。高齢者の尿失禁罹患者数は、厚生労働省が公開している尿失禁診療ガイドライン<sup>(4)</sup>によると、1993年時点で約400万人いるといわれており、50年後には約1000万人に増加すると予想されている。尿失禁の治療に用いる評価法として、最近では、失禁回数と失禁量が用いられている。しかしながら、尿失禁の回数と失禁量の確認を看護者が行うことは看護者の大きな負担になる。尿失禁診療ガイドラインにおいても、「認知障害機能障害、身体機能障害を有する高齢者において、1回の失禁量を毎回計測することは極めて困難であり、1時間ごとに看護者が尿失禁の有無を確認する失禁回数の評価ですらもマンパワーの不足しているわが国で極めて施行が難しいのが現状である。」と述べている。別の側面として、尿失禁を看護者が確認することは、患者のセンシティブな部分への接触という患者の尊厳を損なう恐れのある行為であり、できるだけその回数を減らし、理想的には、患者のおむつ交換が必要な時だけ

に限定するのが望ましい。尿失禁を自動的に検出し看護者に失禁を通報する尿失禁センサは、看護者の作業負荷を軽減できることに加えて、患者の尊厳を維持できることから、尿失禁センサの開発が行われるようになってきた。

## 1.2 尿失禁センサの開発経緯と本研究の位置づけ

尿失禁センサは大別すると、ベッド上に敷くマット形状の据え置き型センサと身体に装着するウェアラブル型センサに分類できる。夜尿アラームでは、各センサを“Pad and bell alarm”と“Body worn alarm”と分類している<sup>(2)</sup>。以下に各センサの開発経緯を述べる。

### 1.2.1 マット型センサ

尿失禁センサのルーツは、1904年にドイツの小児科医 Pfaundler が看護スタッフの尿失禁介護の負担を削減するために開発した夜尿アラーム<sup>(5)</sup>に遡る。最初の夜尿アラームは、2枚の金属メッシュ状の電極シートをベッド上にシートを挟んで重ねて敷き、各電極シートをベッド脇のベルアラーム装置に接続したシステムである。アラーム装置は、電極間のインピーダンスを常時測定するインピーダンス測定装置とベルからなり、尿失禁により電極間のインピーダンス変化が生じるとインピーダンス測定装置がインピーダンスの変化を検知してベルを鳴らす。Pfaundler は本夜尿アラームを小児患者に対して1ヶ月以上継続して適用すると夜尿症が改善する等、夜尿症治療に使用できる装置であることを既に報告している。本夜尿アラームは、Mowerelらによって、1938年に改良実用化された<sup>(6)</sup>。また、1942年には Seiger が、Pfaundler の電極シートに比べて、簡単に洗うことができ、乾きやすい電極シートとして、ゴムシート上にニッケルクロム合金からなる導線を楕形に平行配置する電極一体型の夜尿アラーム装置を提案した<sup>(7)(8)</sup>。本シートを用いたアラームは、現在主に使用されている夜尿アラームの原型となっている。Seiger の夜尿アラームは、Davidson らによって1952年に改良され<sup>(9)</sup>、1965年には Coote らが電極シートの安全性および信頼性を高めた電極リセス構造の電極シートを提案した<sup>(10)</sup>。本電極シートを用いたシステムが、現在のマット型夜尿アラームの主流になっている。また、1952年には Seiger が、ベ



ルアラームを大型電池で駆動する装置を提案し、次に続く夜尿アラームのウェアラブル化の足がかりを作った。高齢者用のマット型尿失禁センサとしては、夜尿アラームを基に開発が進められ、現在ではアラーム情報を無線で看護者に伝えるシステムがすでに実用化されるまでになった<sup>(20)</sup>。

### 1.2.2 ウェアラブル型センサ

マット型の夜尿アラームは、装置が大型、高価で、且つ、操作に専門的な技能を有するため、Malem は 1982 年に小型・軽量で、誰でも取扱える携帯型のアラームとして、電池駆動のウェアラブル夜尿アラームを開発した<sup>(11)</sup>。開発した夜尿アラームはマッチ箱サイズで、重さ 50g のアラームと小型タオルパッドの中に電極をプレスしたセンサからなる。センサは下着の中に装着し、センサとアラームを有線で接続することにより、アラーム側でセンサのインピーダンスを常時測定する。尿失禁によりセンサのインピーダンス変化をアラームが検知すると患者自身が身につけたアラームでブザーを鳴らすことで患者を覚醒させることができる。本夜尿アラームは、その後、下着に挟むだけのクリップ型センサで尿失禁を検出できるようになった。本アラームは、2004 年に日本での販売も認可され<sup>(12)(13)</sup>、現在の夜尿症治療のスタンダードになった。

しかしながら、上記センサは寝相の悪い小児達に対して、センサが正常に動作しない、また、センサ部とアラーム部の配線が外れてしまうという問題があった。このため、最近では、無線型のアラームが開発されるようになった<sup>(17)(21)</sup>。小児用夜尿アラームの開発と並行して、介護用尿失禁センサも開発が進められた。特に、2000 年に施行された厚生労働省の介護保険法によって開発が加速され、有線・無線型のセンサが実用化されるようになった。<sup>(15)(16)(22)</sup>

最近の尿失禁センサの問題点として、①センサ部は尿に触れるため、使用する度毎にセンサを洗浄する必要がある、②無線型センサはセンサ部も電池駆動となるため、センサ部のサイズを小さく出来ない、③センサ部の電池交換が必須となる、等が挙げられる。これらの問題点を解決するため、我々は、電池不要な尿失禁センサシステムを目指して、使い捨て可能な尿発電デバイ

スを用いた尿失禁センサシステムの研究開発を進めて来た。尿発電の原理は、海水を用いる注水電池<sup>(23)</sup>の原理と同じであり、2006年にLeeらはフレキシブル型の尿発電デバイスを用い、尿で発電することを実証した<sup>(14)</sup>。しかしながら、上記電池のままでは、サイズが大きく、おむつに組込むと尿をおむつの吸水材に透過しにくい等の問題があった。我々は、おむつに組込める小型の尿発電デバイスの開発からスタートし<sup>(18)</sup>、尿発電の発電電力で駆動可能な無線システムを開発するとともに、おむつ組込み型バッテリーレス尿失禁センサを提案、試作し、その有用性を実証するまでに至った<sup>(19)</sup>。

尿失禁センサの開発経緯と本研究の位置付けを表 1-1 にまとめる。本研究手法は、従来の尿失禁センサの開発手法と異なり、将来を見据えたアプローチであり、本研究が今後の尿失禁センサ発展に大きく寄与する可能性が高い。

表1-1 尿失禁センサーの開発経緯と本研究の位置づけ

報告年次	マト型		ウェアラブル型		報告者 (会社)
	商用電源/大型電池		電池		
	有線	無線	有線	無線	
1904	最初の夜尿アラームの提案 (小児用)				M.Pfaundler [5]
1938	Pfaundler型夜尿 アラームの実用化(小児用)				O. H. Mowerel, et al. [6]
1942	電極一体型夜尿 アラームの提案(小児用)				H. W. Seiger [7][8]
1952	Seiger型夜尿 アラームの実用化(小児用)				J. R. Davidson, et al. [9]
1965	電極改良型(リセス構造)夜尿 アラーム実用化(小児用)				M. A. Coote, et al. [10]
1982			最初の“Body-worm alarm” の提案・実証(小児用) 携帯型夜尿アラームの 実用化(小児用)		H. Malem et al. [11]
2003					Alpha Consultants社, Palco labs., Malem社 [12][13]
2005				尿発電池の提案	K. B. Lee, et al. [14]
2006				介護用おむつセンサ の実用化	アワジテック社 [15]
2007			介護用おむつモニタ の実用化		メディセンス社 [16]
2008				無線型夜尿アラーム の実用化(小児用)	Anzacare社、Malem社 [17]
2011				バッテリーレス尿失禁 センサの提案・実証	A. Tanaka et al. [18]
2013		介護用尿失禁 センサ実用化		おむつ組込み型 尿失禁センサの実証	A. Tanaka et al. [19]
			介護用おむつモニタ の実用化(小児用)	おむつ組込み型夜尿 アラームの実用化 (小児用)	アキテック社 [20]
					アワジテック社 [21]

### 1.3 本研究の目的, 及び, 課題

本研究は, 尿を電解液として発電する尿発電を用い, その発電電力で無線送信機を駆動することにより, ワイヤレスで尿漏れをサーバ側に知らせる, 無線尿失禁センサシステムの構成法を主題とする. 研究を進めるにあたり, 実用性を考慮し, 以下の点を課題として検討を進めることとした.

#### (1) 発電デバイス技術

尿を電解液として発電する尿発電デバイスの発電特性を評価し, おむつに適用するために尿発電デバイスのフレキシブル化を行うこと.

#### (2) パワーマネジメント技術

内部抵抗の大きな尿発電デバイスを電源として, その発電電力で効率よく無線送信機を駆動すること.

#### (3) 低電力回路技術

間欠駆動に応答可能であり, 数 mW 程度の消費電力で動作する無線送信機を設計すること.

## 1.4 本論文の構成

本論文の構成を図 1-1 に示す。第 2 章では、間欠電源方式について述べる。第 3 章では、尿失禁センサシステムの原理について述べ、第 4 章で尿失禁センサシステムのおむつへの適用法について述べる。第 5 章では、樹液発電を用いた植物成育モニタリングシステムについて述べる。

各章は以下のように構成されている。

第 2 章では、内部抵抗の大きな尿発電デバイスで負荷を駆動するにあたって、間欠電源方式の必要性について述べる。また、間欠電源変換方式の例として間欠電源変換回路を提案すると共に、間欠電源変換回路のシミュレーションを行うために、尿発電デバイスの等価回路を提案する。提案した間欠電源変換回路、及び、尿発電デバイスの等価回路を用いてシミュレーションを行うことで、間欠電源変換回路の有用性を示す。

第 3 章では、尿を電解液として発電する尿発電の発電電力で無線送信機を駆動することによりワイヤレスで尿漏れをサーバ側に知らせる尿失禁センサシステムを構築するための原理として、コイン型尿発電デバイスの構成法について述べ、コイン型尿発電デバイス、及び、第 2 章で述べた間欠電源回路を用いて無線機を駆動することで、尿発電による発電電力で無線信号が送信可能であることを示す。

第 4 章では、第 3 章で述べた尿失禁センサシステムをおむつへ適用するためにフレキシブルワイヤ型尿発電デバイスの提案を行い、実用化に向けて ID 情報を付加した無線信号を送信するための間欠電源変換回路、及び、無線送受信機の構成法について述べる。

第 5 章では、尿失禁センサシステムの応用として、尿発電に比べて発電電流が 3 桁小さい樹液発電を用いた植物成育モニタリングシステムの構成法について述べる。また、試作した植物成育モニタリングシステムを用いて無線信号の送受信実験を行うことで、分割電源線型間欠電源変換回路の有用性を示す。

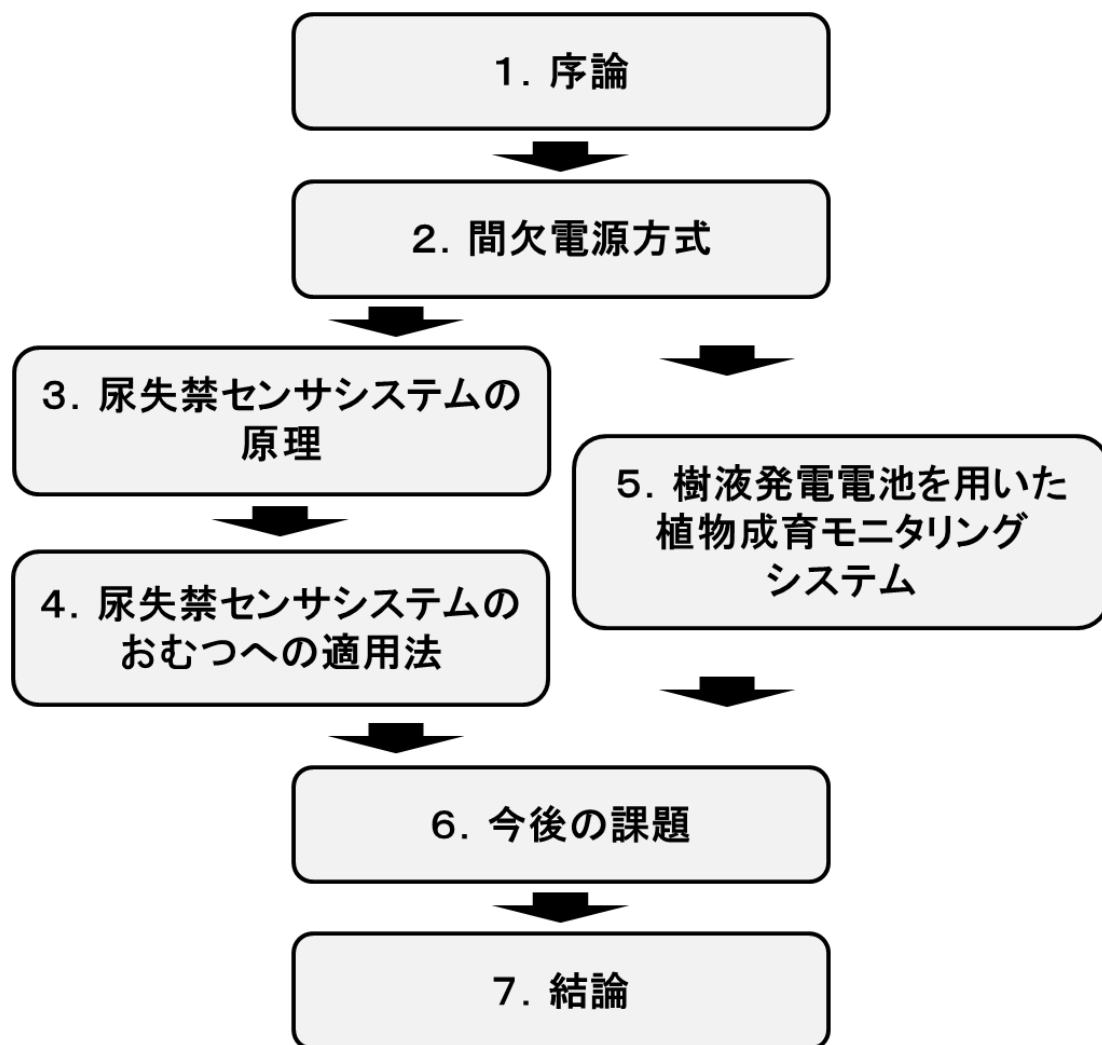


図 1 - 1 論文構成

## 参考文献

- (1) 岡山大学大学院医歯薬学総合研究科泌尿器病態学, 夜尿外来ホームページ : <http://www.uro.jp/okayama/shinryo/yanyo.html>
- (2) 日本夜尿症学会「夜尿症診療のガイドライン」 :  
<http://www.jsen.jp/guideline/guideline.pdf>
- (3) J. M. Monda and D. A. Husmann, “Primary Nocturnal Enuresis: A Comparison among Observation, Imipramine, Desmopressin in Acetate and Bed-wetting Alarm Systems,” *Journal of Urology*, Vol. 154, No. 2, pp. 745-748, 1998.
- (4) Minds 医療情報サービス「尿失禁診療ガイドラインの概要」 :  
[http://minds.jcqh.or.jp/n/medical\\_user\\_main.php#](http://minds.jcqh.or.jp/n/medical_user_main.php#)
- (5) M. Pfaundler, “Demonstration eines Apparates zur Selbsttätigen Signalisierung stattgehabter Bettnässung,” *Verhandlungen der Gesellschaft für Kinderheilkunde*, Vol. 21, pp. 219-220, 1904.
- (6) O. H. Mowrer and W. M. Mowrer, “Enuresis – A Method for its Study and Treatment,” *American Journal of Orthopsychiatry*, Vol. 8, pp. 436-459, 1938.
- (7) H. W. Seiger, “A Practical Urine or Wet Diaper Signal,” *Journal of Pediatrics*, Vol. 28, pp. 733-736, 1936.
- (8) H. W. Seiger, “Treatment of Essential Nocturnal Enuresis,” *Journal of Pediatrics*, Vol. 40, pp. 738-749, 1952.
- (9) J. R. Davidson and E. Douglas “Nocturnal Enuresis: A Special Approach to Treatment,” *British Medical Journal*, Vol. 1, No. 4066, pp. 1345-1347, 1950.
- (10) M. A. Coote, “Apparatus for Conditioning Treatment of Enuresis,” *Journal of Behavior Research and Therapy*, Vol. 2, pp. 233-238, 1965.
- (11) H. Malem, M. S. Knapp, “Electronic Bed-wetting Alarm and Toilet Trainer,” *British Medical Journal*, Vol. 285, p. 22, 1982.

- (12) C.C. Thiedke, “Nocturnal Enuresis,” *Journal of American Family Physician*, Vol. 67, No. 7, pp. 1499-1506, 2003.
- (13) I. Anochie, “Enuresis,” *Nigerian Journal of Clinic Practice*, Vol. 6, No. 2, pp. 111-114, 2003.  
 夜尿アラームの例としては, Alpha Consultants 社の DRI-Sleeper: <http://www.dri-sleeper.com>, Palco Labs. 社の Wet-stop Alarm: <http://www.wetstop.com>, Malem 社の ULTIMATE Bedwetting Alarm: <http://www.malemmedical.com/> がある.
- (14) K. B. lee, “Urine-activated Paper Batteries for Biosystems,” *Journal of Micromachines and Microengineering*, Vol. 15, No. 9, pp. S210-S214, 2005.
- (15) 介護用センサ付き尿取りパッド, アワジテック社, “あいパッド” : <http://www.awaji-tec.com/aipad06/aipad06top.html>, 2006.
- (16) 介護用尿検出モニタ, メディセンス社, “かいてきくん” : [http://www.medisens.co.jp/sub1\\_2.htm](http://www.medisens.co.jp/sub1_2.htm), 2007.
- (17) J. Biswas, A. A, P. Wai, V. S. Foo, C. Nugent, M. Mulvenna, D. Craig, P. Passmore, D. Zhang, J. E. Lee and P. L. K. Yap, “Desigh of a Smart Continence Management System Based on Initial User Requirement Assessment-Smart Homes and Health Telematics,” *Proceedings of 6th International Conference, ICOST 2008, Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 5120, pp. 62-72, 2008.  
 無線型夜尿アラームの例としては, Anzacare 社の Dri-Sleeper Eclipse: <http://www.dri-sleeper.com/eclipse.htm>, Malem 社の Malem Wireless Alarm: <http://www.malemmedical.com/wireless-alarm-record-wetness-sensor-and-toilet-trainer> がある.
- (18) A. Tanaka, Y. Nakagawa, K. Kitamura, F. Utsunomiya, N. Hama, and T. Douseki, “A wireless Self-powered Urinary Incontinence Sensor System,” *Proceedings of IEEE SENSORS 2009*



- Conference, pp. 1674-1677, 2009.
- (19) A. Tanaka, T. Yamanaka, H. Yoshioka, K. Kobayashi, and T. Douseki, “Self-powered Wireless Urinary Incontinence Sensor for Disposable Diapers,” Proceedings of IEEE SENSORS 2011 Conference, pp. 1491-1494, 2011.
- (20) 介護用おむつセンサ, アキテック社, “さわやか” :  
<http://www.jttk.zaq.ne.jp/akitec/>, 2013.
- (21) 夜尿症トレーニングシステム, アワジテック社, “ピスコール” :  
<http://www.pisscall.jp/introduction02.html>, 2013.
- (22) 厚生労働省, 介護保険制度の概要 :  
[http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi\\_kaigo/kaigo\\_koureisha/gaiyo/index.html](http://www.mhlw.go.jp/stf/seisakunitsuite/bunya/hukushi_kaigo/kaigo_koureisha/gaiyo/index.html)
- (23) 梅尾良之, “新しい電池の科学”, ブルーバックス, p. 28, 2006.

## 第2章 間欠電源方式

### 2.1 まえがき

本研究で開発した尿失禁センサシステムに用いられている尿発電デバイスは、人体から自然に排泄される尿を電解液として発電する。尿の主成分は、尿素や塩化ナトリウムであり、pHは6~8程度であること<sup>(1)</sup>より、尿発電は、一般の乾電池に比べて電解液の濃度が薄く、内部抵抗が大きいという特徴がある<sup>(2)</sup>。そのため、尿発電の発電電力で消費電力の大きな負荷を直接駆動しようとする、内部抵抗による電圧降下が大きくなり、負荷に対して十分な電圧を出力できないという問題がある。この問題を解決するため、本章では、間欠電源方式を提案する。間欠電源方式とは、尿発電による発電電力を、一旦、キャパシタに蓄電し、キャパシタを介して負荷を駆動する方式である。尿発電デバイスに比べて内部抵抗の小さなキャパシタを用いることで、内部抵抗での電圧降下による負荷への供給電圧の低下を軽減することが可能となる。

本章の構成を以下に示す。

まず、2節では、間欠電源方式の必要性について述べる。尿発電による発電電力で消費電力の大きな負荷を駆動するにあたっての問題点を、一般の電池と比較することで述べ、その問題を解決する手段として、間欠電源方式を提案する。3節では、間欠電源方式の例として、間欠電源変換回路の構成について述べる。4節では、間欠電源変換回路の動作検証について述べる。まず、間欠電源変換回路の動作検証を行うにあたって、シミュレーションに用いる尿発電デバイスの等価回路を提案する。その後、間欠電源変換回路のシミュレーションによる動作検証結果について述べる。

## 2.2 間欠電源方式の必要性

### 2.2.1 尿発電デバイスと一般の化学電池の違い

化学電池の等価回路<sup>(3)</sup>に負荷抵抗 ( $R_L$ ) を接続したものを図 2-1 に示す。一般に、化学電池の等価回路は、電流源、及び、内部抵抗 ( $R_p$ ) で構成される。一般の化学電池は、電解液の濃度が濃く、内部抵抗が小さいのに比べて、尿発電は、電解液の濃度が薄いため、内部抵抗が大きいという特徴がある。

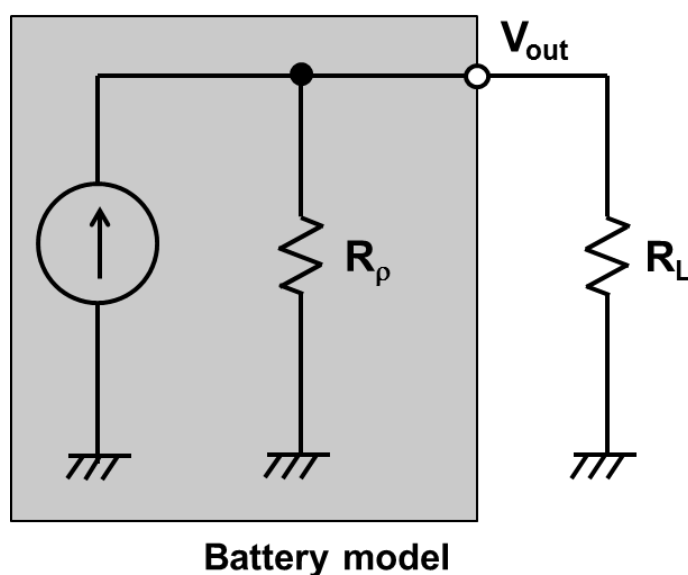


図 2-1 化学電池の等価回路

内部抵抗が大きい尿発電デバイスの出力電圧特性について述べる。化学電池の等価回路の  $R_p$  を  $350 \Omega$  とし、電流源から  $4 \text{ mA}$  の電流を流して、 $R_L$  に  $1 \text{ k}\Omega$  の抵抗を接続した場合の出力電圧 ( $V_{\text{out}}$ ) を図 2-2 に示す。比較のために、 $R_L$  を接続しない場合の  $V_{\text{out}}$  も一緒に示した。 $R_L$  を接続しない場合の  $V_{\text{out}}$  は、 $1.4 \text{ V}$  であるのに対して、 $R_L$  を接続した場合の  $V_{\text{out}}$  は、 $1.0 \text{ V}$  であり、内部抵抗で  $0.4 \text{ V}$  の電圧降下が起こっていることが分かる。このように、内部抵抗の大きな電池に負荷を直接接続すると、内部抵抗で大きな電圧降下が発生し、負荷に対して十分な電圧を出力できないという問題がある。この問題を解決し、負荷に対して十分な電圧を出力するための間欠電源方式について次項で説明する。

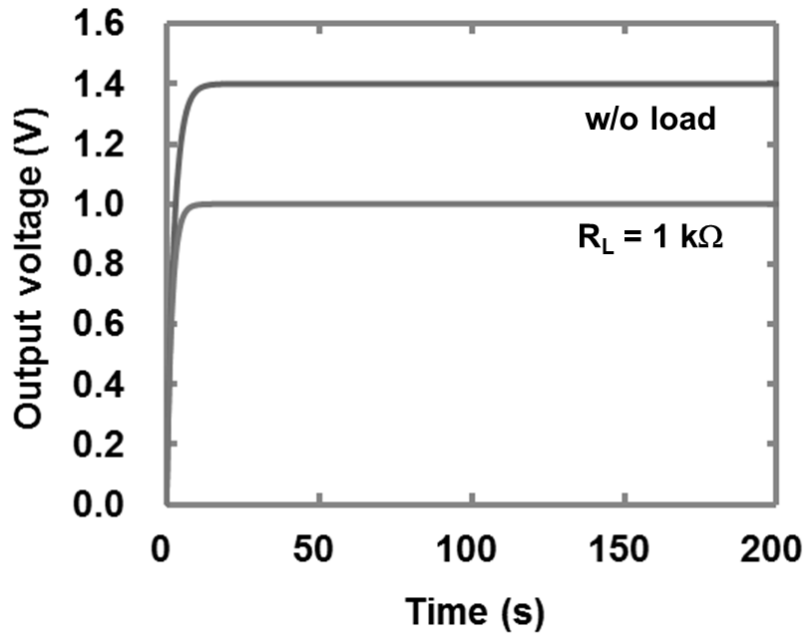


図 2-2 負荷を接続した場合の尿発電デバイスの等価回路の出力電圧特性

### 2.2.2 間欠電源方式の仕組み

間欠電源方式<sup>(4)</sup>は、尿発電による発電電力を、一旦、キャパシタに蓄電し、キャパシタを介して負荷を駆動する方式である。キャパシタには、内部抵抗が尿発電デバイスに比べて十分に小さいものを用いることで、内部抵抗での電圧降下による、負荷への供給電圧の低下を大幅に軽減することが可能となる。間欠電源方式の仕組みを図 2-3 に示す。間欠電源方式は、内部抵抗の小さなキャパシタ ( $C_s$ )、及び、2つのスイッチ ( $SW_1$ ,  $SW_2$ ) で構成される。まず、 $SW_1$  が ON 状態、及び、 $SW_2$  が OFF 状態となることで、 $C_s$  が充電される。 $C_s$  が十分に充電されると、 $SW_1$  を OFF 状態に、 $SW_2$  を ON 状態に切り替えることで、 $C_s$  に蓄えられた電力で負荷 ( $R_L$ ) を駆動する。

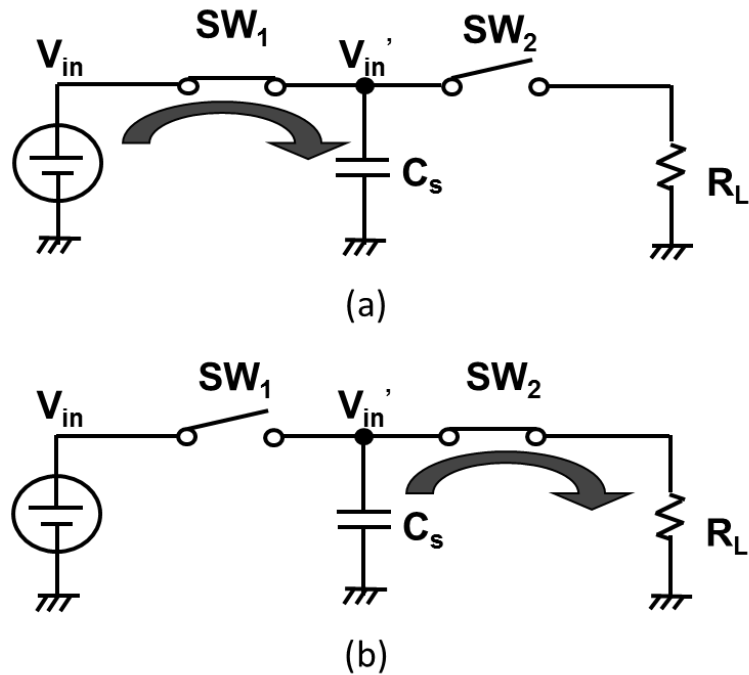


図 2-3 間欠電源方式の仕組み

(a)  $C_s$  の充電状態 (b) 負荷への電力供給状態

## 2.3 間欠電源変換回路の構成

間欠電源方式の回路例として、間欠電源変換回路<sup>(4)</sup>の回路図を図 2-4 に示す。間欠電源変換回路は、2つの pMOSFET スイッチ ( $SW_1$ ,  $SW_2$ )、及び、キャパシタ ( $C_s$ )、2つのスイッチを制御する制御回路で構成される。また、制御回路は、電圧検出回路 (Voltage detector)、及び、ショットキーダイオード ( $D_1$ ,  $D_2$ )、pMOSFET, nMOSFET, 抵抗, キャパシタで構成され、 $C_s$  が接続されているノード ( $V_{in}'$ ) の電圧に応じて  $SW_1$ 、及び、 $SW_2$  の制御を行う。電源として用いる尿発電デバイスの出力は不安定であるため、安定した動作を行わせるために間欠電源変換回路の入出力にはヒステリシス特性を持たせた。  $C_s$  の充電状態から負荷への電力供給状態への遷移時の  $V_{in}'$  の検出電圧は 1.3 V とし、負荷への電力供給状態から  $C_s$  の充電状態への遷移時の  $V_{in}'$  の検出電圧は 0.9 V とした。  $V_{in}'$  の電圧が任意の電圧に達したことを検出するために、電圧検出回路を用いた。電圧検出回路は、入力端子が 0.8 V に達すると出力端子の電圧を反転する。  $D_1$ 、及び、 $D_2$ ,  $M_3$  は、間欠電源変換回路の入出力にヒステリシス特性を持たせるために設けた。  $M_3$  を OFF

状態とすることで、 $V_{in}'$  と電圧検出回路の入力端子の間には  $D_1$ 、及び、 $D_2$  のショットキーダイオード 2 段分の電圧が発生するため、電圧検出回路の入力端子が  $0.8\text{ V}$  となる時の  $V_{in}'$  の電圧は  $1.3\text{ V}$  となる。 $M_3$  が ON 状態になると、 $V_{in}'$  と電圧検出回路の入力端子の間に発生する電圧は  $D_2$  のショットキーダイオード 1 段分となるため、電圧検出回路の入力端子が  $0.8\text{ V}$  となる時の  $V_{in}'$  の電圧は  $0.9\text{ V}$  となる。抵抗 ( $R_1$ ,  $R_2$ )、及び、キャパシタ ( $C_1$ ,  $C_2$ ) は、制御回路の動作シーケンスが、図 2-5 に示す順となるようにするための遅延回路を構成する。

間欠電源変換回路の動作概要を次に示す。間欠電源変換回路の初期状態は、 $SW_1$  が ON 状態、 $SW_2$  が OFF 状態であるため、入力端子 ( $V_{in}$ ) から供給される電力は  $SW_1$  を介して  $C_s$  へ充電される。この時、 $M_3$  は OFF 状態となっているため、 $V_{in}'$  の検出電圧は  $1.3\text{ V}$  である。 $C_s$  が充電されることで  $V_{in}'$  の電圧は上昇する。やがて  $V_{in}'$  の電圧が検出電圧である  $1.3\text{ V}$  に達すると、電圧検出回路は、出力端子の電圧をグランドレベル (LOW) から入力端子の電圧レベル (HIGH) に反転するため、制御回路は、まず  $M_3$  を ON 状態とし、その後、順に  $SW_2$  を ON 状態、 $SW_1$  を OFF 状態に切り替える。その結果、 $SW_2$  を介して  $C_s$  から間欠電源変換回路の出力端子 ( $V_{out}$ ) へ電力が供給される。 $V_{out}$  へ負荷が接続されている場合、負荷で電力が消費されることでの  $C_s$  の放電に伴い、 $V_{in}'$  の電圧は下降する。やがて  $V_{in}'$  の電圧が検出電圧である  $0.9\text{ V}$  に達すると、電圧検出回路は、出力端子の電圧を HIGH から LOW に反転するため、制御回路はまず  $M_3$  を OFF 状態とし、その後、順に  $SW_2$  を OFF 状態、 $SW_1$  を ON 状態に切り替える。その結果、 $C_s$  から  $V_{out}$  への電力の供給は停止し、 $C_s$  の充電を開始する。これらの動作を繰り返すことで間欠的に  $V_{out}$  に接続した負荷を駆動する。

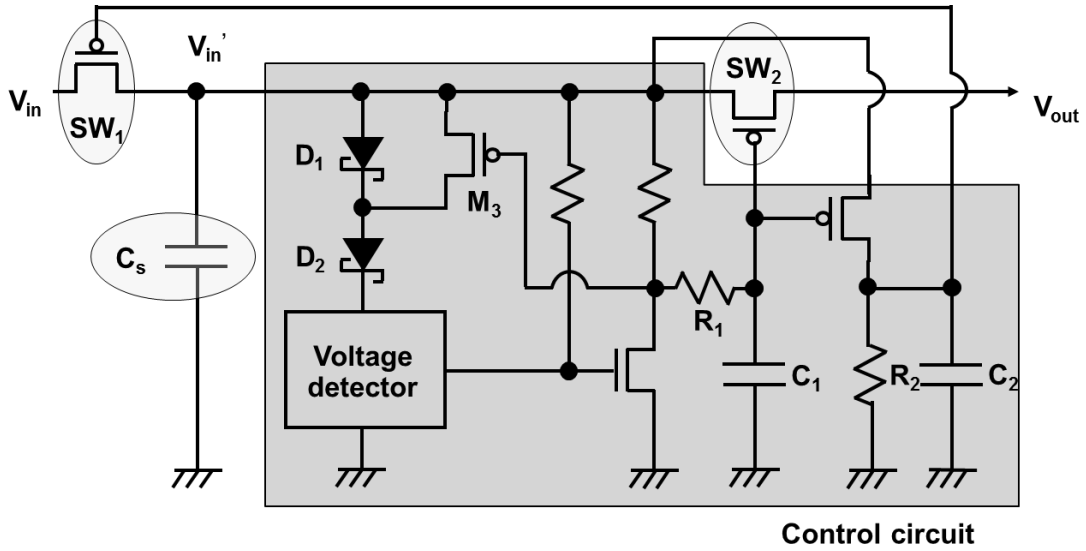


図 2-4 間欠電源変換回路の回路図

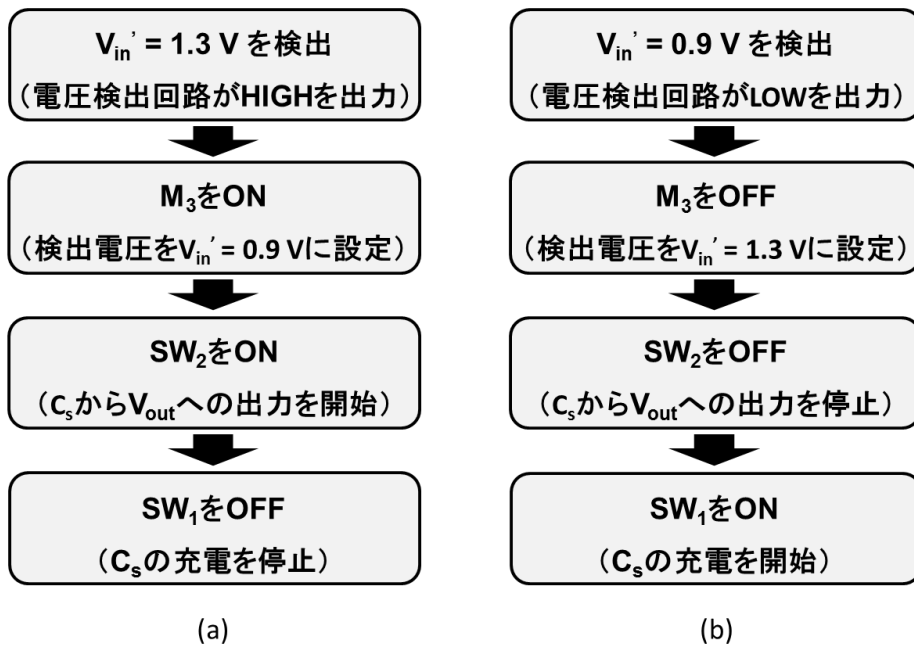


図 2-5 制御回路の動作シーケンス

- (a)  $C_s$  の充電状態から負荷への電力供給状態への遷移
- (b) 負荷への電力供給状態から  $C_s$  の充電状態への遷移

## 2.4 シミュレーションによる動作検証

### 2.4.1 尿発電デバイスの等価回路

尿発電デバイスの発電特性の例を図 2-6 に示す。測定は、4 mF のキャパシタを接続して行った。尿発電デバイスの発電特性は、開放電圧より少し低い電圧に達するまでの時間が短いのに対して、開放電圧に達するまでの時間は極端に長いという特徴がある。これは、開放電圧に近づくほど抵抗が大きくなる非線形抵抗成分が、内部抵抗として存在するためであると考えられる。

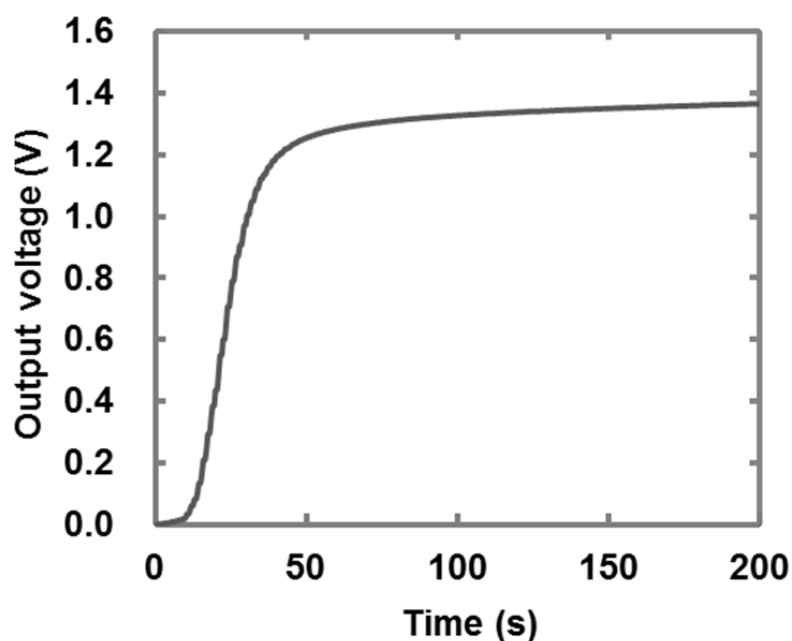
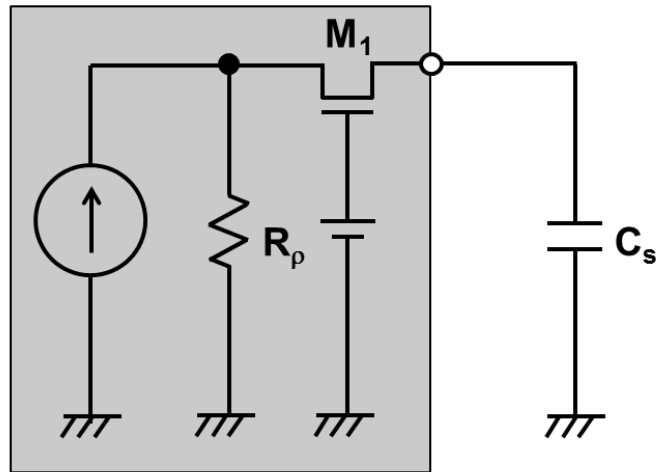


図 2-6 尿発電デバイスの発電特性の例

尿発電デバイスの等価回路<sup>(5)</sup>を図 2-7 に示す。等価回路は、電流源、及び、抵抗 ( $R_p$ )、ゲート接地された nMOSFET ( $M_1$ )、キャパシタで構成される。 $R_p$ 、及び、 $M_1$  は電池の内部抵抗である。 $R_p$  は電池の開放電圧を決定し、 $M_1$  は、発電電圧が開放電圧に近づくほど抵抗が大きくなる非線形抵抗の役割を担う。





Urine-activated device model

図 2-7 尿発電デバイスの等価回路

シミュレーションによる、尿発電デバイスの等価回路の出力電圧特性を図 2-8 に示す。比較のために、 $M_1$  の非線形抵抗の代わりに、定抵抗を接続した場合の出力電圧特性も示した。定抵抗を接続した場合は、開放電圧である 1.4 V まで立ち上がりが急であるのに対して、非線形抵抗を接続した場合は、1.2 V 付近までは立ち上がりが急であるが、1.2 V 付近からは立ち上がりが極端に緩やかになっていることが確認できる。

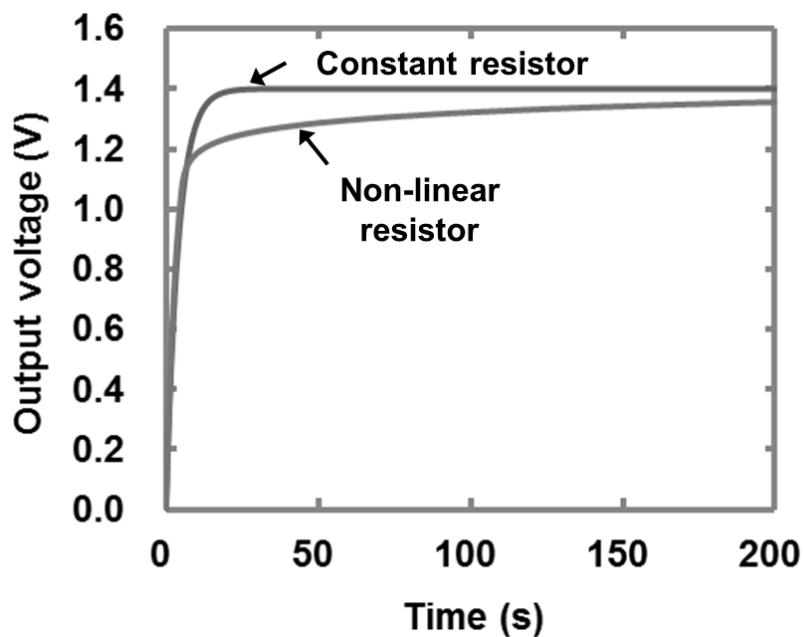


図 2-8 尿発電デバイスの等価回路の出力電圧特性

## 2.4.2 シミュレーションによる動作検証結果

シミュレーションによる間欠電源変換回路の動作検証を行った結果を示す。シミュレーションに用いた回路のブロック図を図 2-9 に示す。間欠電源変換回路のシミュレーションを行うにあたって、入力端子には尿発電デバイスの等価回路を、出力端子には負荷抵抗 ( $R_L$ ) を接続した。

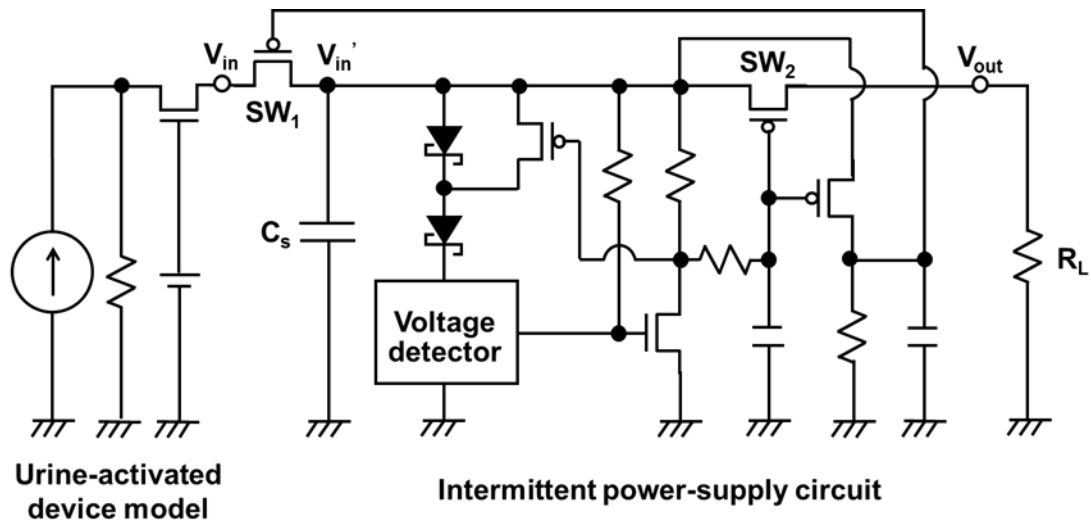


図 2-9 間欠電源変換回路のシミュレーション回路

$R_L$  を  $5\text{ k}\Omega$ 、間欠電源変換回路内の  $C_s$  を  $3\text{ mF}$  とした時のシミュレーション結果を図 2-10 に示す。初め、 $V_{in}'$  は上昇し、 $V_{in}'$  の電圧が  $1.3\text{ V}$  に達するまでは、 $V_{out}$  の電圧は  $0\text{ V}$  である。 $V_{in}'$  の電圧が  $1.3\text{ V}$  に達すると、電圧検出回路が HIGH レベルを出力し、その結果  $SW_2$  のゲート端子の電圧が LOW レベルとなることで  $SW_2$  が ON 状態となるため、 $V_{out}$  からの出力が開始され、 $V_{in}'$  と同じ  $1.3\text{ V}$  が出力されていることが分かる。その後、 $V_{out}$  は  $V_{in}'$  と共に下降し、 $V_{in}'$  が  $0.9\text{ V}$  に達すると、電圧検出回路が LOW レベルを出力し、その結果  $SW_2$  のゲート端子の電圧が上昇することで  $SW_2$  が OFF 状態となるため、 $V_{out}$  の電圧は  $0\text{ V}$  となり  $V_{out}$  からの出力が停止されていることが分かる。そして、再び  $V_{in}'$  が上昇を始め、以後、同じ動作を繰り返していることから、間欠電源変換回路の出力が、間欠的に行われていることが確認できた。

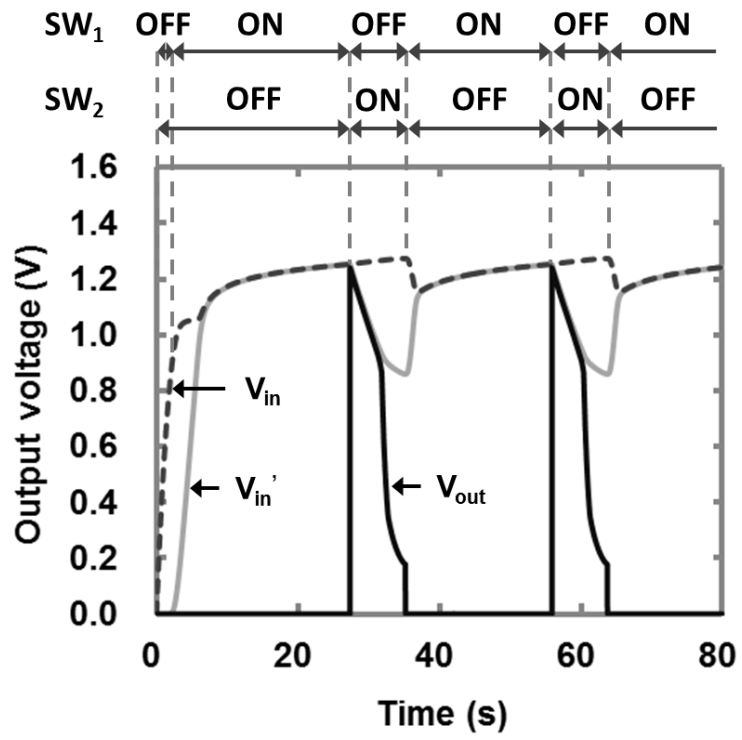


図 2-10 間欠電源変換回路の入出力波形

## 2.4 まとめ

本章では，尿発電の発電電力で消費電力の大きな負荷を駆動するにあたって，間欠電源方式の必要性について述べると共に，間欠電源方式の提案を行った．また，間欠電源方式の例として，間欠電源変換回路を示した．さらに，尿発電デバイスの等価回路を提案し，その等価回路を用いたシミュレーションにより，間欠電源変換回路の動作検証を行った．以下に，得られた結果を要約する．

- (1) 尿発電デバイスが一般の化学電池と比べて，内部抵抗が大きいことを述べた．さらに，内部抵抗が大きい電池の場合は，直接消費電力の大きな負荷を駆動することが困難であることを示し，その解決法として間欠電源方式を提案した．
- (2) 間欠電源方式の回路例として，間欠電源変換回路を示し，その動作概要について述べた．
- (3) 尿発電デバイスの発電特性の特徴から，内部抵抗に非線形抵抗成分をもった等価回路を提案した．また，その等価回路を用いて間欠電源変換回路のシミュレーションを行い，間欠電源変換回路の有用性を示した．

## 参考文献

- (1) R. A. Day. Jr. and A. L. Underwood: Quantitative Analysis, 3rd edition, Printice-Hall, Inc., p. 266, 1974.
- (2) R.A.Day and A.L.Underwood, “Quantitative Analysis,” 3<sup>rd</sup> Edition, Prentice-Hall. Inc., 1974.
- (3) C.A.Desoer and E.S.Kuh, “Basic Circuit Theory,” McGraw-Hill Book, 1969.
- (4) Ami Tanaka, Fumiyasu Utsunomiya, and Takakuni Douseki : “A Wireless Self-Powered Urinary Incontinence Sensor System”, SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration, Vol. 5, No. 1, pp. 008-012, Jan. 2012.
- (5) A. Tanaka, T. Ishihara, F. Utsunomiya, and T. Douseki: “Wireless Self-powered Plant Health-monitoring Sensor System,” IEEE SENSORS 2012 Conference, pp. 311-314, 2012.

## 第3章 尿失禁センサシステムの原理

### 3.1 まえがき

尿を電解液として用いる尿発電の発電電力<sup>(1)</sup>で無線信号を送信し、その信号を受信機で受信することができれば、バッテリーレスかつワイヤレスで尿漏れをサーバ側に知らせる尿失禁センサシステム<sup>(2)</sup>を構築することができる。

本章では、尿失禁センサシステムを構築するための原理について述べる。まず、2節では、尿を電解液として発電するコイン型尿発電デバイスの構成法について、発電原理、及び、構成、発電特性を述べる。3節では、コイン型尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステムの構成法について述べる。4節では、内部抵抗の大きなコイン型尿発電デバイスの発電電力で無線送信機を駆動するために必要な間欠電源変換回路の構成法について述べる。5節では、コイン型尿失禁センサシステムに用いる無線送信機の構成法について述べる。6節では、コイン型尿発電デバイス、及び、間欠電源変換回路、無線送信機を用いて試作を行った、尿失禁センサシステムの評価について述べる。

### 3.2 コイン型尿発電デバイス

#### 3.2.1 コイン型尿発電デバイスの発電原理

コイン型尿発電デバイスは、2種類の電極として働く亜鉛、及び、二酸化マンガンを炭素を混ぜたもので構成され、電解液として尿が用いられる。コイン型尿発電デバイスの発電原理を図3-1に示す。尿の中に亜鉛電極と二酸化マンガン電極を入れ、電極間に負荷を接続した場合、イオン化傾向の大きい亜鉛電極では、亜鉛がイオン化して電子を放出する。亜鉛イオンは尿中の水酸化物イオンと反応して水酸化物亜鉛となる。放出された電子は、電極間に接続された負荷を介して二酸化マンガン電極へ移動する。移動してきた電子によってマイナスに帯電した二酸化マンガン電極付近には、尿中の水分子から水素イオンが引き寄せられる。引き寄せられた水素イオンは電子を受け取って水素原子となり、二酸化マンガンと反応する。これらの反応を繰り返す。

返すことでコイン型尿発電デバイスは発電する。電子を放出する亜鉛電極がアノード電極となり，電子が流れ込む二酸化マンガン電極はカソード電極となる。コイン型尿発電デバイスのアノード電極，及び，カソード電極での化学反応式はそれぞれ式（2-1），式（2-2）で示され，全体の化学反応式は式（2-3）で示される。

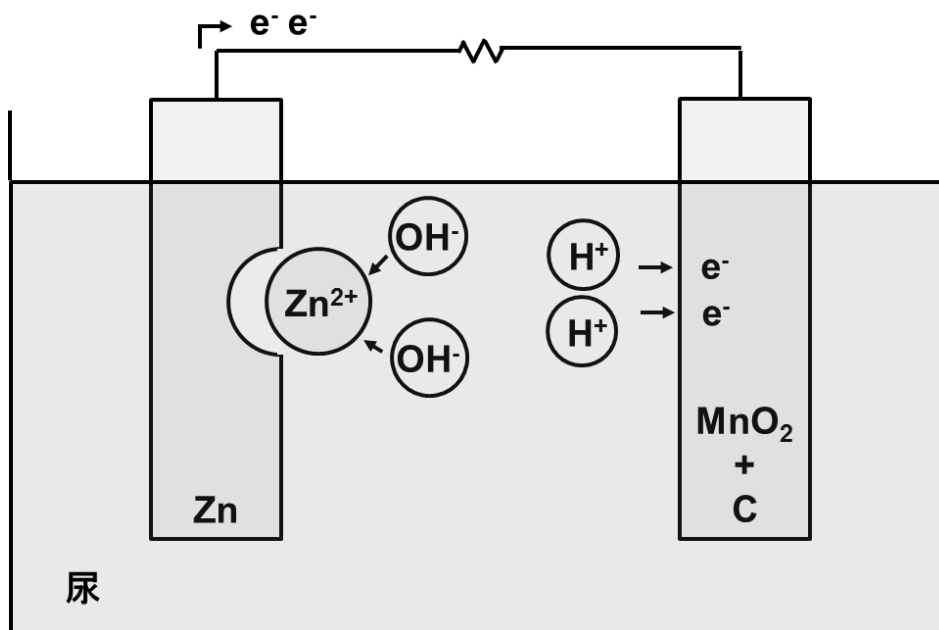
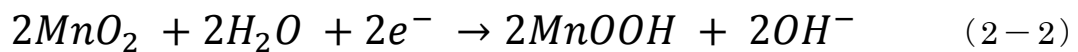
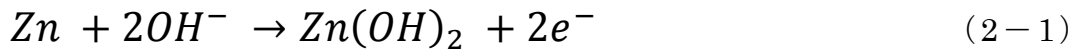


図 3-1 コイン型尿発電デバイスの発電原理

### 3.2.2 コイン型尿発電デバイスの構成

コイン型尿発電デバイスの断面図を図 3-2 に示す。コイン型尿発電デバイスは、アノード電極となる亜鉛、及び、カソード電極となる二酸化マンガランに炭素を混合させたもの、セパレータ、吸水紙、アノード電極ケース、カソード電極ケース、ガスケットで構成され、電解液として用いる尿が浸み込むための穴が、アノード電極側のケースに設けられている。セパレータは、アノード電極とカソード電極のショートを防ぐため、また、吸水紙は、浸み込んだ尿を保持しておくために両電極間に挟まれている。ガスケットは、アノード電極ケースとカソード電極ケースを絶縁するための役割を果たす。

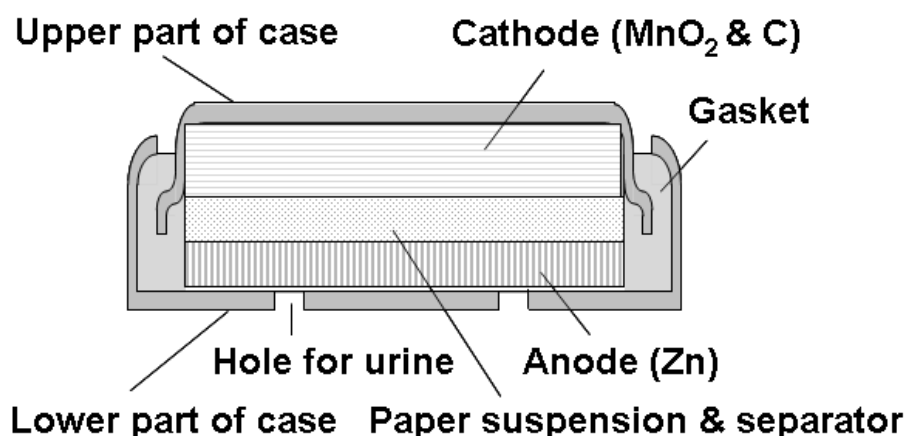


図 3-2 コイン型尿発電デバイスの断面図

実際に試作したコイン型尿発電デバイスを図 3-3 (a) に示す。試作したコイン型尿発電デバイスのサイズは、直径 2.25 cm、厚さ 1.8 mm、重さ 1 g である。尿が浸み込むための穴をアノード電極ケースに 4 つ設け、それぞれの穴の直径を 3.6 mm とした。コイン型尿発電デバイスは、カソード電極部、及び、セパレータ部、アノード電極部の 3 つの要素で構成される。コイン型尿発電デバイスの試作を行うにあたって、それぞれの要素に用いた材料を図 3-3 (b) に示す。カソード電極部は、カソード電極ケース、及び、電極となる二酸化マンガランに炭素を加えたものを円形のシート状にしたもの、メッシュ状にしたチタンで構成した。セパレータ部は、ガスケット、及び、吸水紙、セパレータで構成した。アノード電極部は、メッシュ状にしたチタン、



及び、電極となる亜鉛板、アノード電極ケースで構成した。カソード電極部、及び、アノード電極部は、電極ケースとメッシュ状にしたチタンの中に電極を挟み、電極ケースとメッシュ状にしたチタンを溶接することで、電極ケースへ電極を固定した。

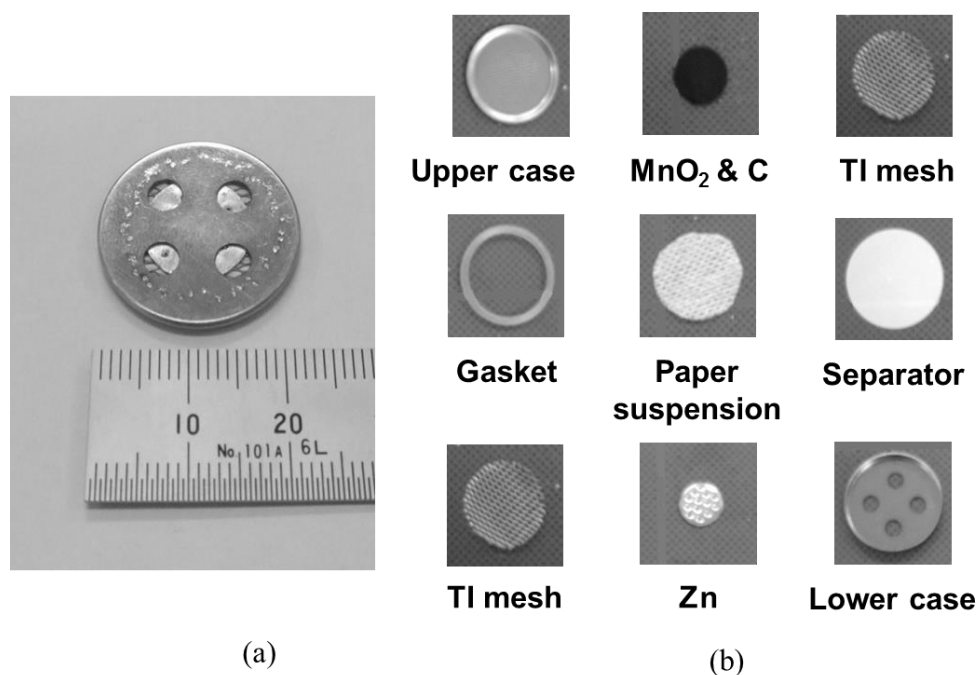


図 3-3 試作したコイン型尿発電デバイスの写真

(a) 全体写真 (b) 構成要素ごとの写真

### 3.2.3 コイン型尿発電デバイスの発電特性評価

被験者 4 名の尿を用いて、試作したコイン型尿発電デバイスの発電特性の評価を行った結果を図 3-4 に示す。評価は、コイン型尿発電デバイスにそれぞれ 0.2 ml ずつの尿を浸み込ませた時の無負荷状態での出力電圧を、デジタルマルチメータを用いて測定することで行った。ばらつきはあるが、尿を浸み込ませてから 20 秒～25 秒程経過後に出力電圧が上昇し始め、どの測定結果も約 90 秒後には 1.3 V 以上の出力電圧が得られることが分かった。

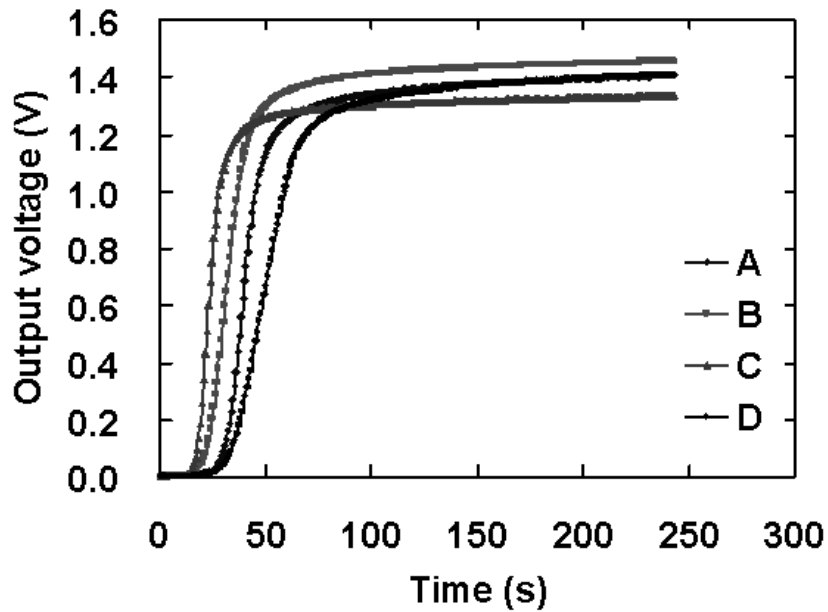


図 3-4 コイン型尿発電デバイスの無負荷時の発電特性

次に、尿発電において、尿の成分の中でどの成分が発電に有効であるかの評価を行った。実験は、尿の主成分を混合した溶液である人工尿<sup>(3)</sup>を作成して行った。100 ml 中の人工尿に含まれる成分とその量を表 3-1 に示す。

表 3-1 人工尿の成分 (100ml 中)

Ingredient	Amount (mg)
Na <sup>+</sup>	333
K <sup>+</sup>	147
Ca <sup>2+</sup>	13
Cl <sup>-</sup>	600
Uric acid	53
Urea	2000

尿発電における発電特性の尿成分依存性を図 3-5 に示す。評価には、電解液として、表 3-1 に示した人工尿、及び、人工尿から尿素と尿酸を除いた水溶液、0.3 %の塩化ナトリウム水溶液を用いた。測定は、それぞれの水溶液を入れたビーカーの中に、シート状にした亜鉛と二酸化マンガンを平行に配置し、電極間に 10 mF のキャパシタを接続して、デジタルマルチメータで出力電圧を計測することで行った。それぞれの電極の幅は 5 mm、長さは 35 mm とし、電極間の距離は 6 mm とし、電極が 20 mm の長さまで人工尿に浸かる状態に固定して測定を行った。出力電圧は、人工尿から尿素と尿酸を除いた水溶液を電解液として用いた場合の方が、塩化ナトリウム水溶液を用いた場合よりも大きいことが分かった。これは、陽イオンであるカリウムイオンやカルシウムイオンが、水溶液中の溶液抵抗による電圧降下<sup>(4)</sup>を抑えるからであると考えられる。また、人工尿から尿素と尿酸を除いた水溶液を電解液として用いた場合の出力電圧特性は、人工尿を用いた場合の出力電圧特性と似ていることが分かる。これらの結果から、塩化ナトリウム水溶液に混合されている、カリウムイオンやカルシウムイオン等の陽イオンは、尿発電において重要な要素であると考えられる。

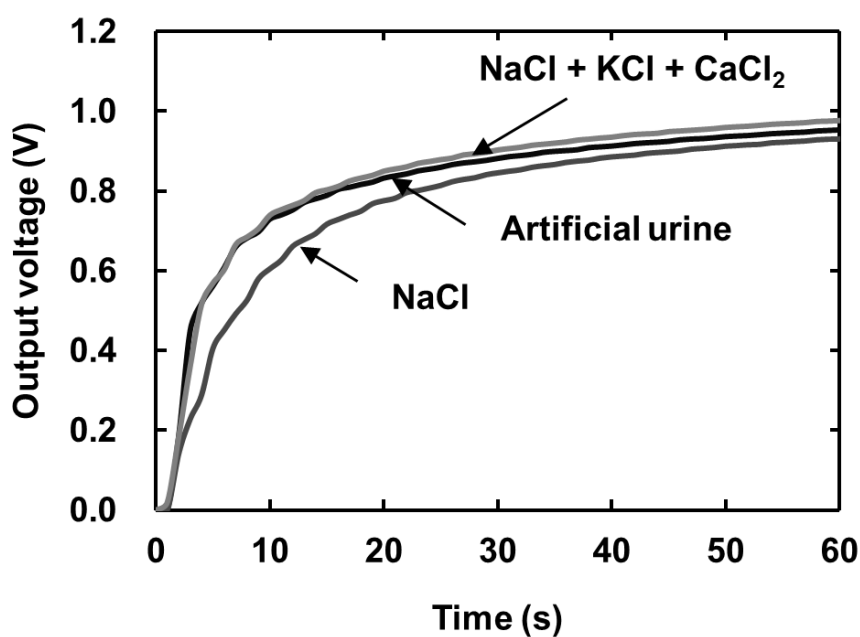


図 3-5 尿発電における発電特性の尿成分依存性

コイン型尿発電デバイスに  $1\text{ k}\Omega$  の負荷を接続した場合の発電特性を図 3-6 に示す。また、比較のために無負荷時の発電特性も一緒に示した。コイン型尿発電デバイスの出力電圧は、無負荷時では  $1.45\text{ V}$  程度得られたのに対して、 $1\text{ k}\Omega$  の負荷を接続させた場合は  $1.05\text{ V}$  付近まで低下した。この  $0.4\text{ V}$  の電圧降下は、コイン型尿発電デバイスの内部抵抗によるものだと考えられる。これらの結果から、コイン型尿発電デバイスの内部抵抗は約  $380\ \Omega$  であることが分かった。また、コイン型尿発電デバイスの発電電力は、 $1.4\text{ mW}$  程度であることが分かった。

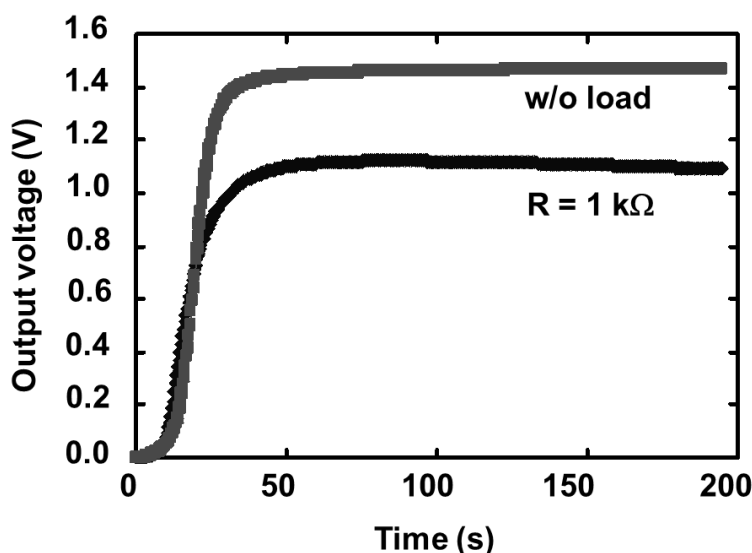


図 3-6 負荷接続時のコイン型尿発電デバイスの発電特性

### 3.3 コイン型尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステムの構成法

コイン型尿発電デバイスから得られる電力で無線送信機を駆動して無線信号を送信し、その信号を受信機で受信することで、ワイヤレスで尿漏れをサーバ側に知らせる、尿失禁センサシステムのブロック図を図 3-7 に示す。尿失禁センサシステムは、尿失禁センサ、及び、受信機で構成される。また、尿失禁センサは、コイン型尿発電デバイス、及び、電気二重層キャパシタ (Electric double-layer capacitor : EDLC) を用いた間欠電源変換回路、無線送信機で構成され、コイン型尿発電デバイスから得られる電力で無線送信

機を駆動する。間欠電源変換回路は、コイン型尿発電デバイスの内部抵抗による無線送信機への供給電圧の大幅な電圧降下を軽減するために接続されている。無線送信機には、微弱無線である 315 MHz 帯のものを用いた。

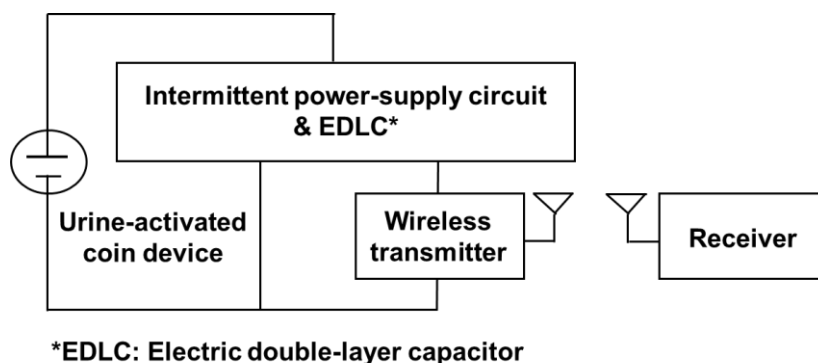


図 3-7 尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステムのブロック図

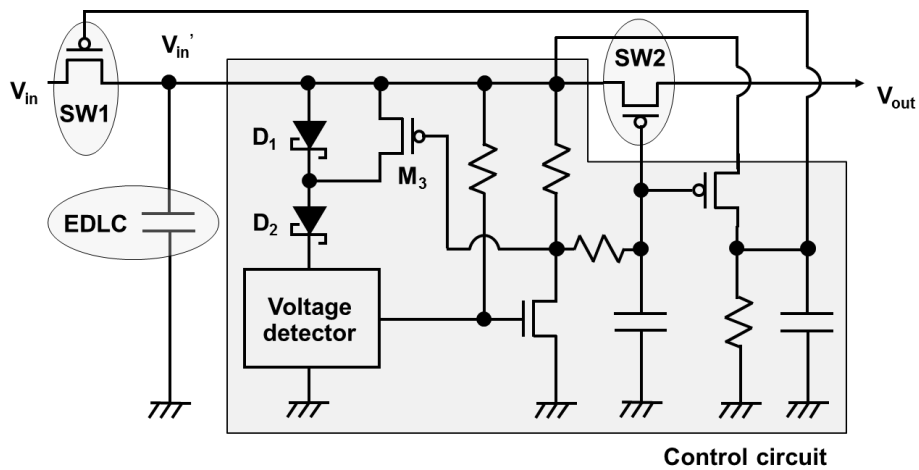
### 3.4 間欠電源変換回路の構成法

#### 3.4.1 間欠電源変換回路の構成

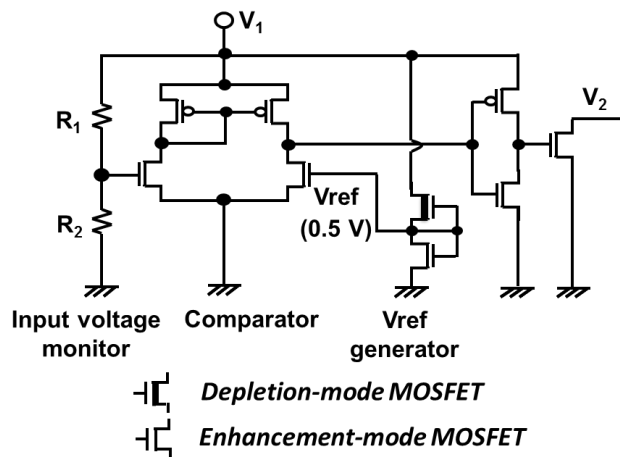
2 節の結果より、コイン型尿発電デバイスは、用いる尿によってある程度のばらつきがあること、及び、内部抵抗が大きいことが分かった。したがって、尿失禁センサシステムを構築するにあたって、コイン型尿発電デバイスの発電電力で無線送信機を駆動するためには、2 章で述べた間欠電源方式による電源変換回路が必要となる。

コイン型尿発電デバイスを用いた尿発電センサシステムの間欠電源変換回路には、2 章で評価を行った回路を用いた。間欠電源変換回路の回路図を図 3-8 (a) に再度示す。回路の小型化を行うために、キャパシタには小型で大容量の EDLC を用いた。EDLC の容量は、3 mF、内部抵抗は 92 Ω のものを用いた。また、電圧検出回路はセイコーインスツル株式会社の超小型高精度電圧検出器 (S-80808CNNB-B9MT2G) を用いた。用いた電圧検出回路の回路図を図 3-8 (b) に示す。電圧検出回路は、入力電圧モニタ回路、及び、コンパレータ回路、リファレンス電圧ジェネレータ回路、インバータ回路、オープンドレイン型の nMOSFET ドライバで構成される。リファレンスジェネレータ回路で生成されるリファレンス電圧 ( $V_{ref}$ ) は、0.5 V となるようにした。コンパレータ回路への入力電圧が生成される入力電圧モニタ回路は、

2つの抵抗 ( $R_1$ ,  $R_2$ ) で構成され、電圧検出回路の入力電圧 ( $V_1$ ) が 0.8 V の時に、入力電圧が 0.5 V となるように比 ( $R_1 / R_2$ ) を調節した。電圧検出回路の動作概要を次に示す。電圧検出回路の  $V_1$  が 0.8 V 未満では、コンパレータ回路の入力電圧が  $V_{ref}$  より低くなるため、コンパレータ回路の出力電圧は LOW レベルとなる。その結果、インバータ回路を介して nMOSFET ドライバが駆動され、電圧検出回路の出力電圧 ( $V_2$ ) は、LOW レベルとなる。 $V_1$  が 0.8 V 以上になると、コンパレータ回路の入力電圧が  $V_{ref}$  より高くなるため、コンパレータ回路の出力電圧は HIGH レベルとなる。その結果、インバータ回路を介して nMOSFET ドライバは OFF され、 $V_2$  はオープン状態となる。



(a)



(b)

図 3-8 間欠電源変換回路の回路図

(a) 間欠電源変換回路 (b) 電圧検出回路

### 3.4.2 間欠電源変換回路の入出力特性評価

試作した間欠電源変換回路の静的な入出力電圧特性を図 3-9 に示す。測定は、間欠電源変換回路の  $V_{in}$  端子に定電圧電源を接続し、 $V_{out}$  端子にデジタルマルチメータを接続して、 $V_{in}$  の電圧を変化させた時の  $V_{in}'$ 、及び、 $V_{out}$  の電圧を計測することで行った。まず、 $V_{in}$  の電圧を 0 V から 1.5 V まで変化させた場合に注目すると、 $V_{in}'$  の電圧が 1.33 V に達するまでは  $V_{out}$  から 0 V が出力され、 $V_{in}'$  の電圧が 1.33 V に達すると、 $V_{out}$  から  $V_{in}'$  の電圧が出力された。次に、 $V_{in}$  の電圧を 1.5 V から 0 V まで変化させた場合に注目すると、 $V_{in}'$  の電圧が 0.95 V に達するまでは  $V_{out}$  から  $V_{in}'$  の電圧が出力され、 $V_{in}'$  の電圧が 0.95 V を下回ると  $V_{out}$  から 0 V が出力された。これらの結果から、試作した間欠電源変換回路は、 $V_{in}'$  が 0.95 V から 1.33 V の間でヒステリシス特性を持つことが確認でき、入力電圧に対して所望の動作をすることが確認できた。

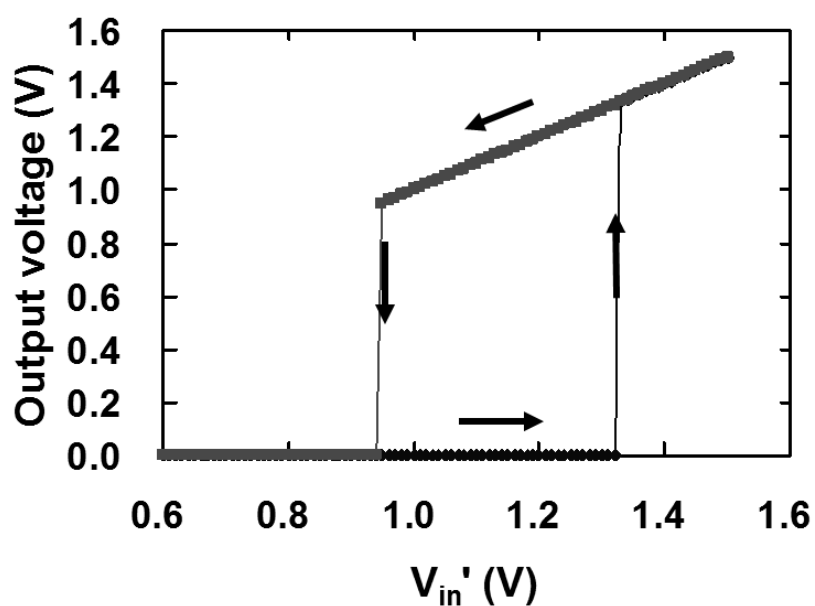


図 3-9 間欠電源変換回路の静特性

試作した間欠電源変換回路の動的な入出力電圧特性を図 3-10 に示す。間欠電源変換回路内の EDLC には、容量が 3 mF のものを用いた。測定は、間欠電源変換回路の  $V_{in}$  端子と定電圧電源の間に定抵抗を接続し、 $V_{out}$  端子に負荷抵抗を接続して、 $V_{in}'$ 、及び、 $V_{out}$  の電圧をオシロスコープでモニタリングすることで行った。初め、 $V_{in}'$  の電圧は上昇しているが、その間の  $V_{out}$  の電圧は 0 V のままである。やがて、 $V_{in}'$  の電圧が 1.3 V に達すると、 $V_{out}$  も 1.3 V を出力し、その後は、 $V_{in}'$  の電圧が減少すると共に、 $V_{out}$  の電圧も減少している。やがて、 $V_{in}'$  の電圧が 0.95 V に達すると、 $V_{out}$  の電圧は 0 V となり、 $V_{in}'$  の電圧は再び上昇を開始している。その後、上記の動作を繰り返すことが確認できた。また、 $V_{out}$  が電圧を出力している時間は 900 ms であった。

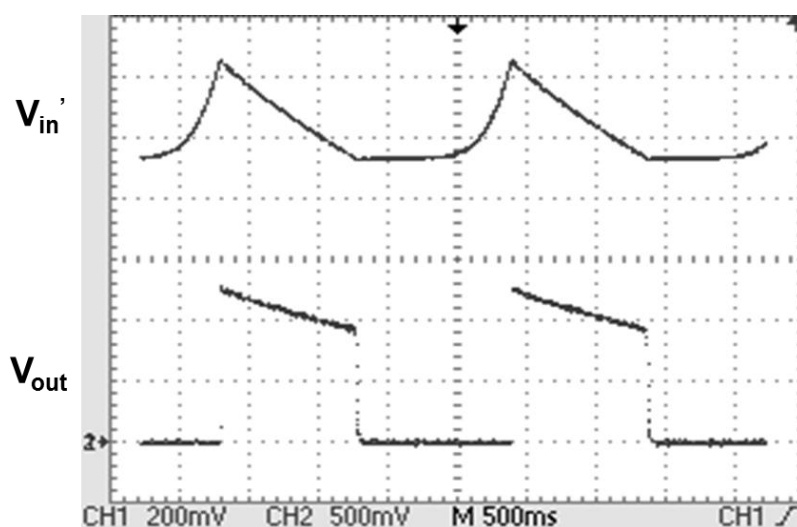


図 3-10 間欠電源変換回路の動特性

## 3.5 無線送信機の構成法

### 3.5.1 無線送信機の構成

尿失禁センサに用いた無線送信機の回路図を図 3-11 に示す。無線送信機は、315 MHz で発振する SAW 共振子、及び、バイポーラトランジスタ、LC 回路で構成されるコルピッツ型の SAW 発振回路を用いた。SAW 発振回路は、SAW 共振子が回路を直接駆動するため、発振の即応性がよく、間欠動作に適している。尿失禁センサでは、間欠電源変換回路による無線送信機の間欠駆



動が行われるため、発振の即応性がよい SAW 発振回路を用いた。

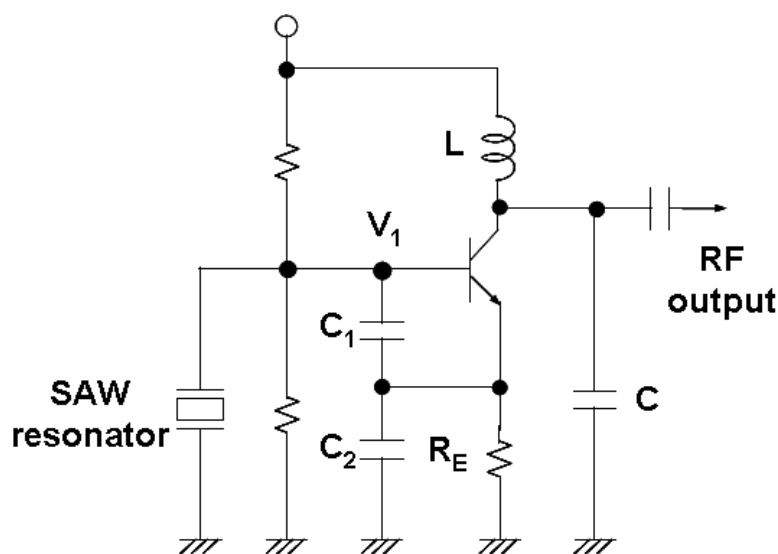
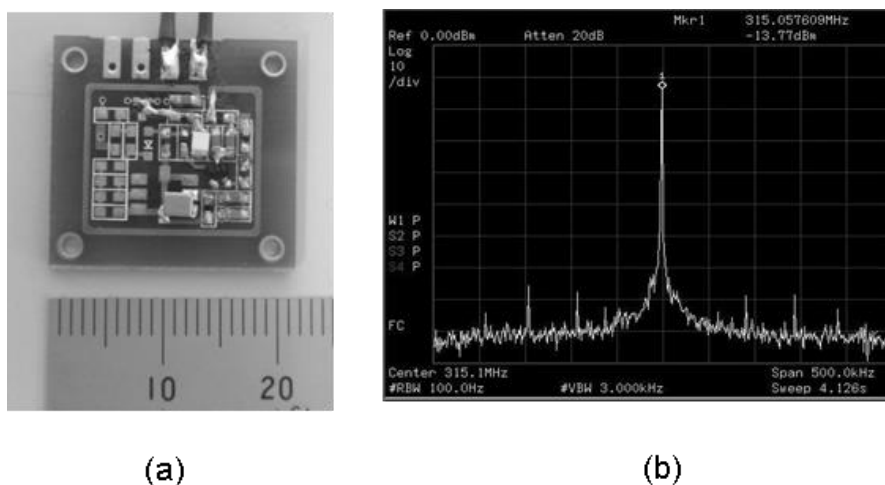


図 3-11 無線送信機の回路図

### 3.5.2 無線送信機の実験評価

試作した無線送信機の写真を図 3-12(a)に示す。無線送信機のサイズは、 $1.95\text{ cm} \times 2.15\text{ cm}$  である。中心部に SAW 共振子、及び、バイポーラトランジスタ、LC 回路の素子が実装されており、その周りを 1 周するようにアンテナのパターンが張られている。また、試作した無線送信機の信号スペクトルを図 3-12 (b) に示す。試作した無線送信機は、 $315\text{ MHz}$  で発振していることが確認できる。



(a)

(b)

図 3-12 試作した無線送信機

(a) 試作した無線送信機の写真 (b) 信号スペクトル

試作した無線送信機の消費電力特性を図 3-13 に示す。測定は、無線送信機の電源端子に定電圧電源を接続して行った。電源電圧を上げていくと、消費電力も線形的に増加していることが読み取れる。無線送信機の電源電圧を 1.3 V とした場合、試作した無線送信機の消費電力は、1.3 mW であることが分かった。

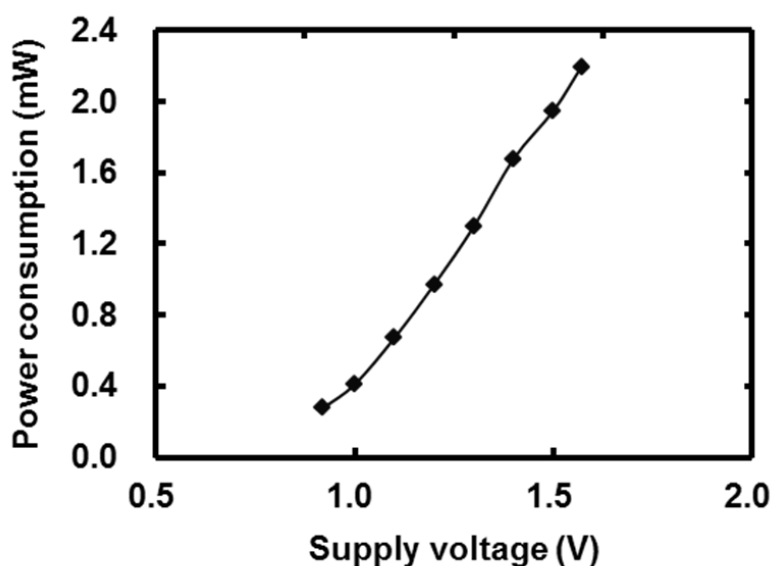


図 3-13 無線送信機の消費電力特性

試作した無線送信機の実出力電力特性を図 3-14 に示す。電源電圧が 1.1 V 以上では出力電力の変化が緩やかであるのに対して、電源電圧が 1.1 V 未満では、出力電力が急激に変化していることが読み取れる。これらの結果から、無線送信機の電源電圧を 1.3 V とした場合、出力電力は -10 dBm であることが分かった。また、無線送信機の電源電圧が  $\pm 10\%$  変化した場合、出力電力は  $\pm 14\%$  以内に抑えられることが分かった。

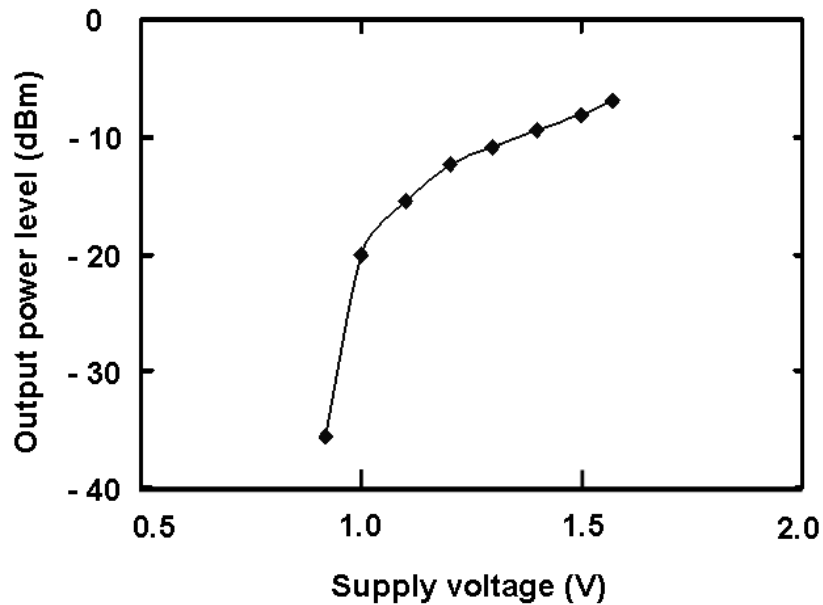


図 3-14 無線送信機の出力量特性

### 3.6 コイン型尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステムの評価

試作した尿失禁センサシステムを図 3-15 に示す。また、尿失禁センサの拡大写真を図 3-16 に示す。尿失禁センサのサイズは、縦 4.3 cm、横 4.2 cm、高さ 1.45 cm であり、重さは 3 g である。受信機は、315 MHz の無線信号を受信すると、ケースの中央部に取り付けられた LED を点灯させる。試作した尿失禁センサシステムの評価として、尿失禁センサの尿発電デバイスに 0.2 ml の尿を浸み込ませ、尿失禁センサから送信される無線信号を受信機で検知できるかの確認を行った結果、尿失禁センサと受信機を 5 m 離れた状態で検知することが確認できた。

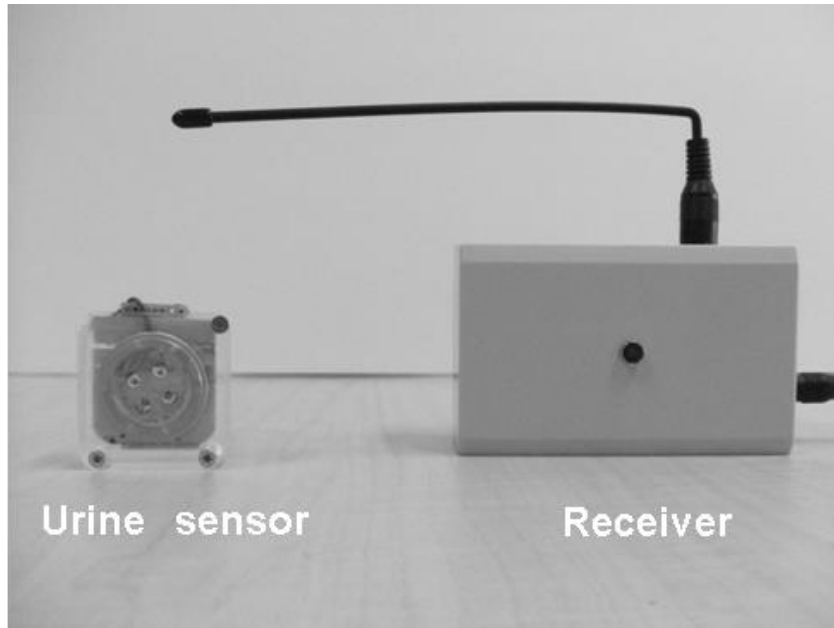


図 3-15 試作した尿失禁センサシステムの写真

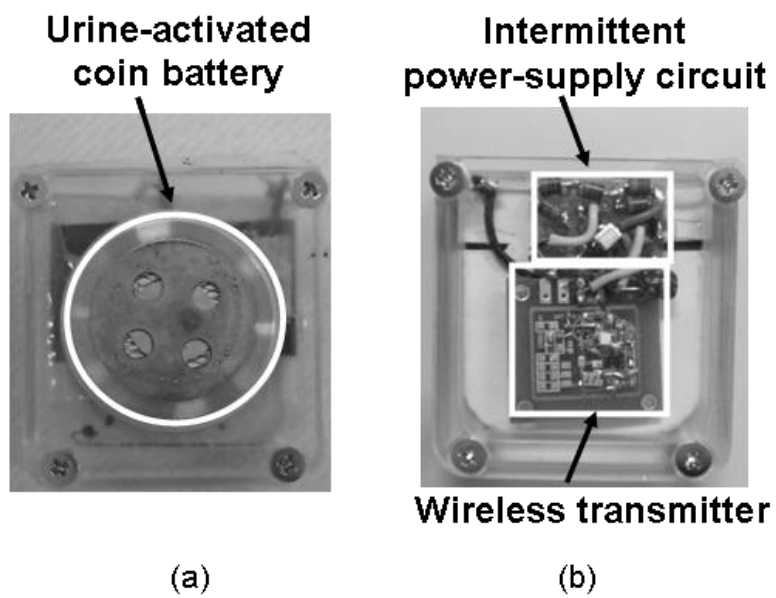


図 3-16 試作した尿失禁センサの写真

(a) 尿発電デバイス側 (b) 間欠電源変換回路, 及び, 無線送信機側

### 3.7 まとめ

本章では、尿を電解液として用いる尿発電の発電電力で無線信号を送信し、その信号を受信機で受信することで、ワイヤレスで尿漏れをサーバ側に知らせる尿失禁センサシステムを構築するための原理について述べ、試作、及び、評価を行うことで、尿失禁センサシステムの有用性を実証した。以下に得られた結果を要約する。

- (1) 尿を電解液として発電するコイン型尿発電デバイスの発電原理を述べ、試作を行った上で発電特性の評価を行った。被験者4名の尿を用いて発電特性評価を行った結果、どの測定結果も1.3 V以上の開放電圧を得ることができた。また、コイン型尿発電デバイスの内部抵抗は約380  $\Omega$ であり、発電電力は、1.4 mW程度であることを示した。さらに、尿発電における発電特性の尿成分依存性の評価を行うことで、塩化ナトリウム水溶液に混合されている、カリウムイオンやカルシウムイオン等の陽イオンが、尿発電において重要な要素であることを示した。
- (2) 第2章で述べた間欠電源変換回路を実際に試作し、回路の静特性、及び、動特性の評価を行った結果、容量が3 mFのEDLCを用いた場合、900 msの間電圧が出力され、約1秒毎に間欠的に動作していることを示した。
- (3) 無線送信機を試作し、コイン型尿発電デバイス、及び、間欠電源変換回路を接続して尿失禁センサシステムの動作実験を行うことで、コイン型尿発電デバイスの発電電力で無線信号を送信し、5 m離れた受信機で受信することが可能であることを実証した。

## 参考文献

- (1) K. B. Lee: Urine-activated paper batteries for biosystems, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 15, no.9, pp. S210–S214, 2005.
- (2) A. Tanaka, Y. Nakagawa, K. Kitamura, F. Utsunomiya, N. Hama, and T. Douseki: A Wireless Self-powered Urinary Incontinence Sensor System, *Proc. IEEE SENSORS 2009 Conference*, pp. 1674-1677, 2009.
- (3) <http://www.nupals.ac.jp/society/img/02.pdf>
- (4) R. A. Day. Jr. and A. L. Underwood: *Quantitative Analysis*, 3rd edition, Printice-Hall, Inc., p. 266, 1974.

## 第4章 尿失禁センサシステムのおむつへの適用

### 4.1 まえがき

前章では、尿を電解液として発電する尿発電の発電電力を用い、その発電電力で無線送信機を駆動することにより、ワイヤレスで尿漏れをサーバ側に知らせる、尿失禁センサシステムを構築するための原理について、コイン型尿発電デバイス、及び、間欠電源変換回路、無線送信機を試作することで実証した。

本章では、実用化に向けて、尿失禁センサシステムをおむつへ適用させる方法について述べる。前章で試作した尿失禁センサシステムをおむつへ適用させる場合の問題点として、①コイン型尿発電デバイスは厚く、固いため、柔らかいおむつへ適用させた場合、履き心地が悪くなる、②尿発電デバイスはおむつの内部に配置する必要があるのに対して、無線送信機はおむつの外側に配置する必要があるため、双方を接続するための長い配線が必要である、③コイン型尿発電デバイスの電極に用いている亜鉛は、安全性を考慮した場合には不適である、等がある。

これらの問題を解決するため、本章では、コイン型尿発電デバイスに代わる、フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスを提案する。さらに、前章で試作した尿失禁センサシステムには適用されていなかった、ID情報を無線信号に付加することで個人識別を可能とした。本章の流れを次に示す。まず、2節では、フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの構成法について、構成、及び、発電特性を述べる。3節では、2節で提案したフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスをおむつへ適用させる方法について述べる。4節では、おむつ組込み型尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステムの構成法について述べる。5節では、間欠電源変換回路の構成法について、回路の構成、及び、評価を行った結果を述べる。6節では、無線送信機の構成法について述べる。7節では、試作した尿発電センサの入出力特性評価について述べる。8節では、受信機の構成法について述べる。9節では、試作した尿失

禁センサシステムの評価について述べる。

## 4.2 フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの構成法

### 4.2.1 フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの構成

フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイス<sup>(1)(2)</sup>の構造図を図4-1に示す。フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスは、アノード電極となるアルミニウムシート、及び、カソード電極となる二酸化マンガンを炭素を混ぜてシート状にしたもの、薄いプラスチックシートで構成され、それぞれの電極は、薄いプラスチックシートに貼り付けられている。フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスのサイズは287 mm × 9 mm であり、プラスチックシートの厚さは0.3 mm である。また、それぞれの電極のサイズは282 mm × 4 mm であり、厚さは0.075 mm、2つの電極間の距離は1 mm である。

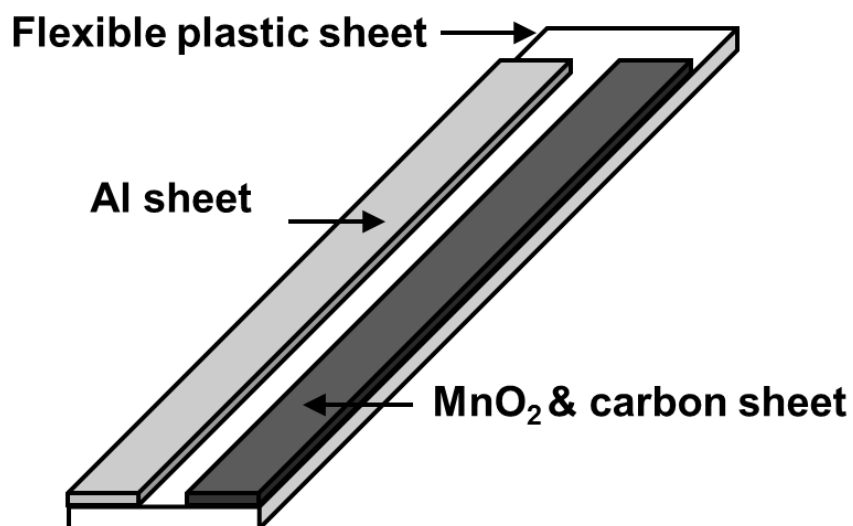
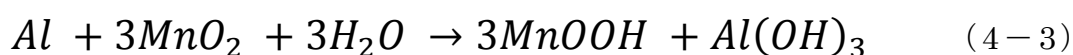
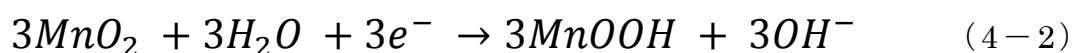
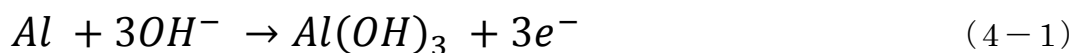


図4-1 フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの構造



フレキシブルワイヤ型尿発電デバイスのアノード電極，及び，カソード電極での化学反応式はそれぞれ式（4-1），式（4-2）で示され，全体の化学反応式は式（4-3）で示される．



#### 4.2.2 フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの発電特性評価

試作したフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの写真を図 4-2 に，発電特性測定方法を図 4-3 に示す．測定には，試作したフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイス，及び，人工尿<sup>(3)</sup>，試験管，キャパシタ，デジタルマルチメータを用いた．発電電圧の測定は，電極の端子間にキャパシタとデジタルマルチメータを接続し，人工尿を入れた試験管にフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスをまっすぐ入れることで行った．この時，人工尿はフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスが 10 cm 浸かる量とした．また，キャパシタの容量は 5 mF とした．

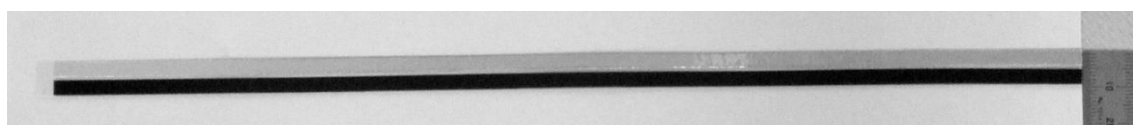


図 4-2 試作したフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの写真

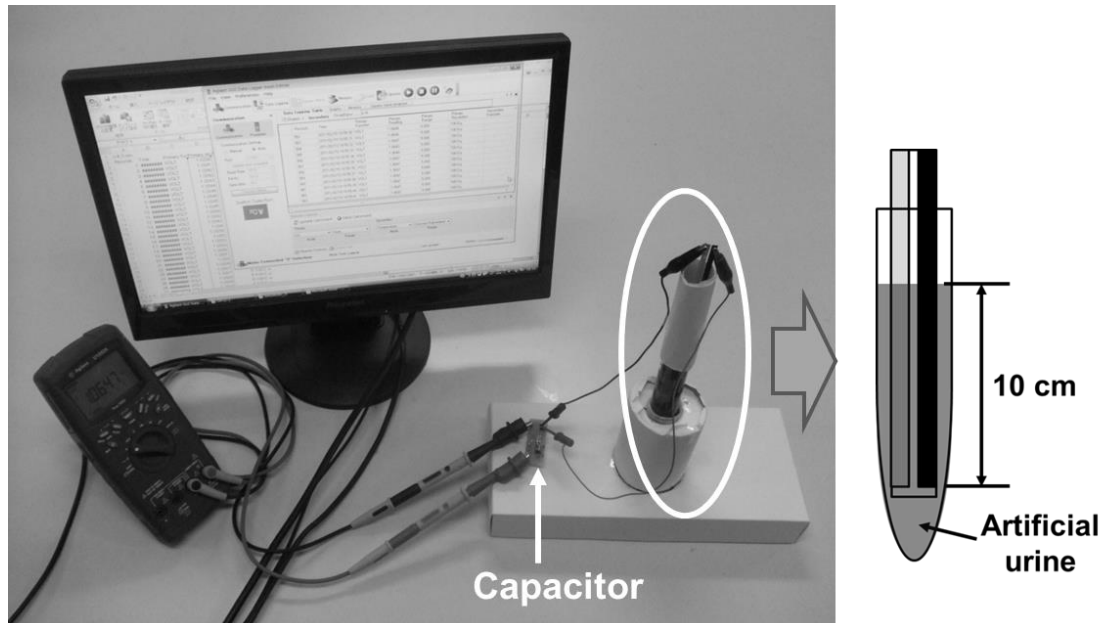


図 4-3 フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの発電特性測定方法

測定したフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの発電特性を図 4-4 に示す. 測定電圧は, 約 60 秒後に 0.9 V を示し, その後は 1 V 付近へ漸近していくことが分かった.

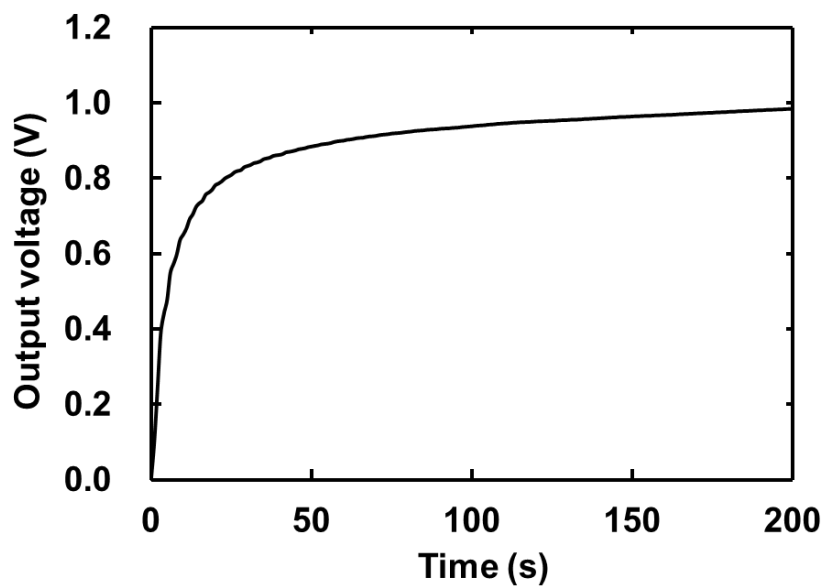


図 4-4 フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの発電特性

フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの電極幅を変化させた場合の発電電圧の変化を図 4-5 に示す。このグラフは、電極間の距離を 1 mm に固定し、アルミニウム電極、及び、二酸化マンガン電極の幅を 2 mm ~ 4 mm まで 1 mm 刻みで変化させた時の、発電開始から 150 秒後の電圧をプロットしたものである。グラフより、電極幅が大きい方がより早く高い電圧を出力することが分かる。

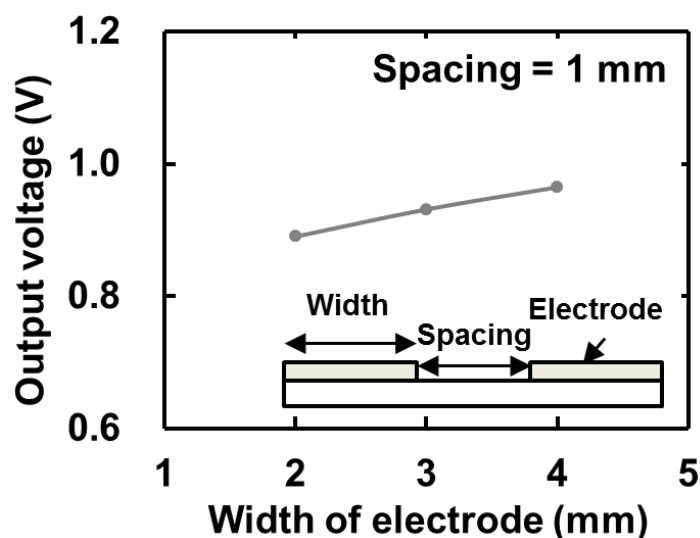


図 4-5 発電特性の電極幅依存性

フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの電極間距離を変化させた場合の発電電圧の変化を図 4-6 に示す。このグラフは、アルミニウム電極、及び、二酸化マンガン電極の幅を 4 mm に固定し、電極間の距離を 1 mm ~ 3 mm まで 1 mm 刻みで変化させた時の、発電開始から 150 秒後の電圧をプロットしたものである。グラフより、電極間の距離を変化させても出力電圧にほとんど差がないことが分かる。

これらの結果、及び、おむつの吸収性能を損なわないことを考慮して、電極の幅を 4 mm、2 つの電極間の距離を 1 mm とした。

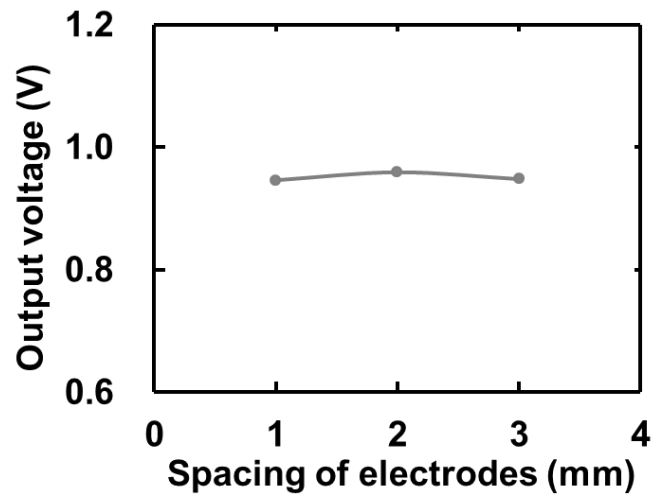


図 4-6 発電特性の電極間距離依存性

### 4.3 フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスのおむつへの適用法

#### 4.3.1 おむつ組込み型尿発電デバイスの構成

前節のフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスをおむつへ適用させた、おむつ組込み型尿発電デバイスの断面図を図 4-7 に示す。おむつ組込み型尿発電デバイスは、フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイス、及び、吸水材、防水材、表面材、ギャザーで構成される。フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスは、電極面が吸水材側を向くように配置した。

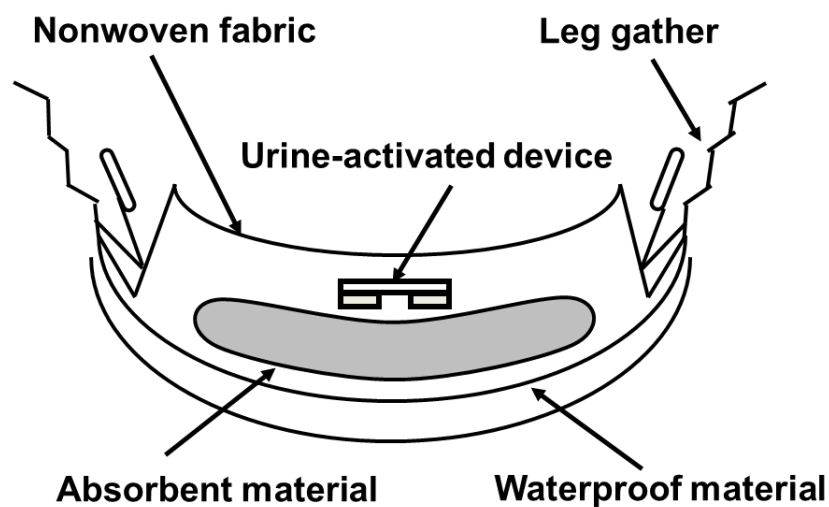


図 4-7 おむつ組込み型尿発電デバイスの断面図

### 4.3.2 おむつ組込み型尿発電デバイスの発電特性評価

試作したおむつ組込み型尿発電デバイスの写真を図 4-8 に、発電特性測定方法を図 4-9 に示す。測定には、試作したおむつ組込み型尿発電デバイス、及び、人工尿、キャパシタ、デジタルマルチメータを用いた。発電電圧の測定は、電極の端子間にキャパシタとデジタルマルチメータを接続し、おむつ組込み型尿発電デバイスへ人工尿を浸み込ませることで行った。人工尿の量は赤ちゃんの標準的な排泄量である 80 cc<sup>(4)</sup> とし、キャパシタの容量は 5 mF とした。

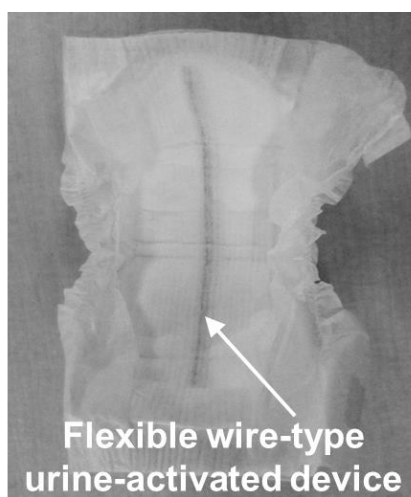


図 4-8 試作したおむつ組込み型尿発電デバイスの写真

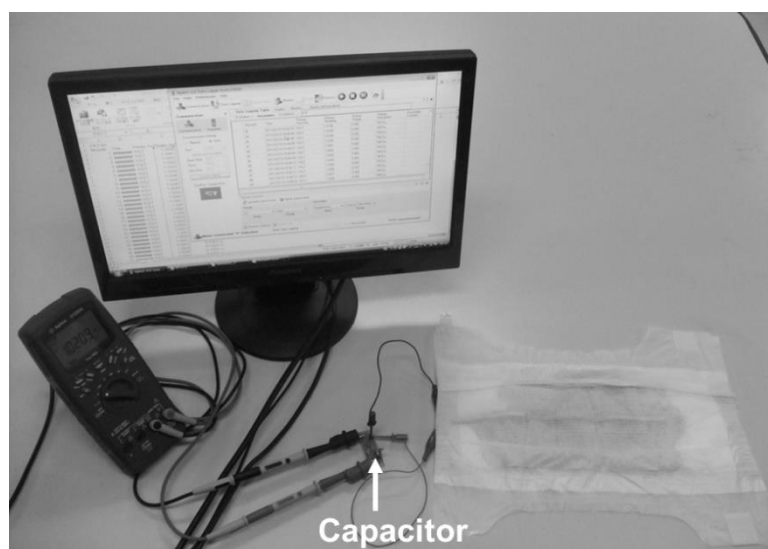


図 4-9 おむつ組込み型尿発電デバイスの発電特性測定方法

測定したおむつ組込み型尿発電デバイスの発電特性を図 4-10 に示す。比較のために、フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの発電特性も一緒に示した。測定電圧は、約 60 秒後に 0.8 V を示し、その後は 緩やかに上昇していくことが分かった。また、おむつ組込み型尿発電デバイスに人工尿を浸み込ませた場合、フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスを試験管の中の人工尿に浸けた場合に比べて、電圧の立ち上がりが遅いことが分かる。これは、試験管での実験の場合は、フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの電極面が直接人工尿に触れていたのに対して、おむつ組込み型尿発電デバイスの実験の場合は、おむつの吸水材に浸み込んだ人工尿が電極面に触れるため、電極面に触れる人工尿の量が少なくなったことが原因だと考えられる。

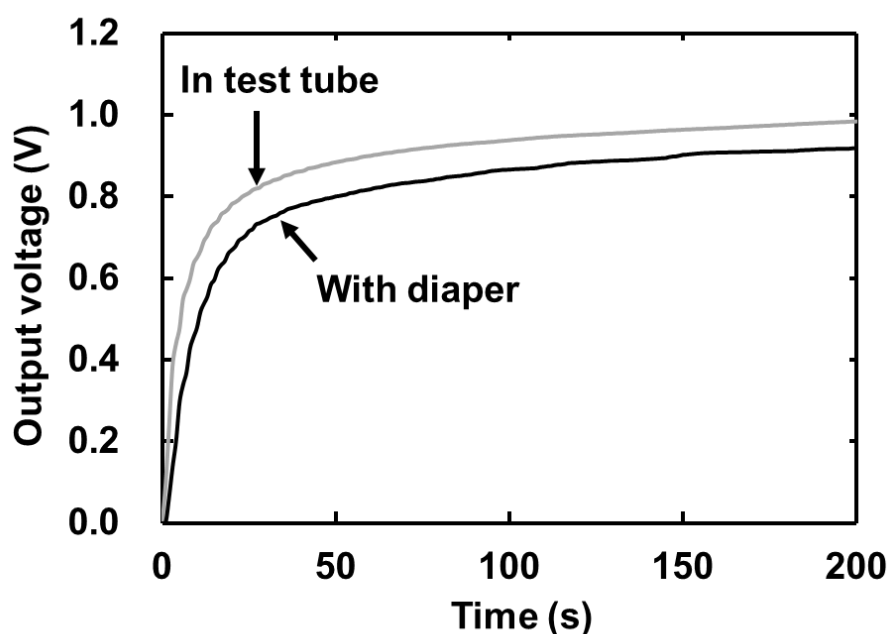


図 4-10 おむつ組込み型尿発電デバイスの発電特性

実際におむつを穿いた場合、図 4-11 (a) のように、おむつ、及び、中に配置されているフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスは曲がった状態となる。また、おむつに配置されるフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの電極面の向きは、おむつの吸水材側に向けた場合、及び、逆側に向けた場合の 2 通りが考えられる。おむつを曲げた状態で、フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの電極面を吸水材側に向けた場合、及び、逆側に向けた場合について発電特性評価を行った結果を図 4-12 に示す。比較のために、図 4-11 (b) のようにおむつをまっすぐに開いた状態での測定結果も一緒に示す。おむつを開いた場合は、電極面の向きに関わらず似た発電特性だったのに対して、おむつを曲げた場合は、電極面の向きによって発電特性に違いがみられた。電極面を吸水材と逆側に向けた方が、電圧の立ち上がりは速いが、開放電圧に近づくとつれて、電極面を吸水材側に向けた場合の方が、発電電圧が高くなった。また、発電電圧が最初に 0.9 V 程度に到達したのは、おむつを曲げた状態で、電極面を吸水材側に向けた場合であることが分かった。電極面を吸水材と逆側に向けた方が、発電開始直後の立ち上がりが速い要因としては、人工尿が注がれている間、及び、その直後は、電極面が、おむつの吸水材に吸水される前の液体の状態の人工尿と直接接触することができるためであると考えられる。しかし、おむつに浸み込んだ人工尿は、すぐに吸水材に吸収されるため、電極面が十分な量の尿に触れている時間は短くなると思われる。また、おむつが曲がっていることにより、おむつをまっすぐに開いた状態に比べて、電極の長さ方向への人工尿の広がりが小さくなり、発電量が少なくなったと考えられる。逆に、電極面を吸水材側に向けた場合、電極面は、吸水材に吸収された人工尿と間接的に接触することになるが、より長い時間触れていることができると考えられる。さらに、電極面を吸水材側に向けた場合は、おむつを曲げることで、中に配置されたフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスも曲げられ、その時の曲げによる応力によって電極面が吸水材により強く接触するため、発電量が多くなったと考えられる<sup>(1)</sup>。



(a)

(b)

図 4-11 測定時のおむつの状態

(a) 穿いた時の形状を模擬した状態 (b) まっすぐ開いた状態

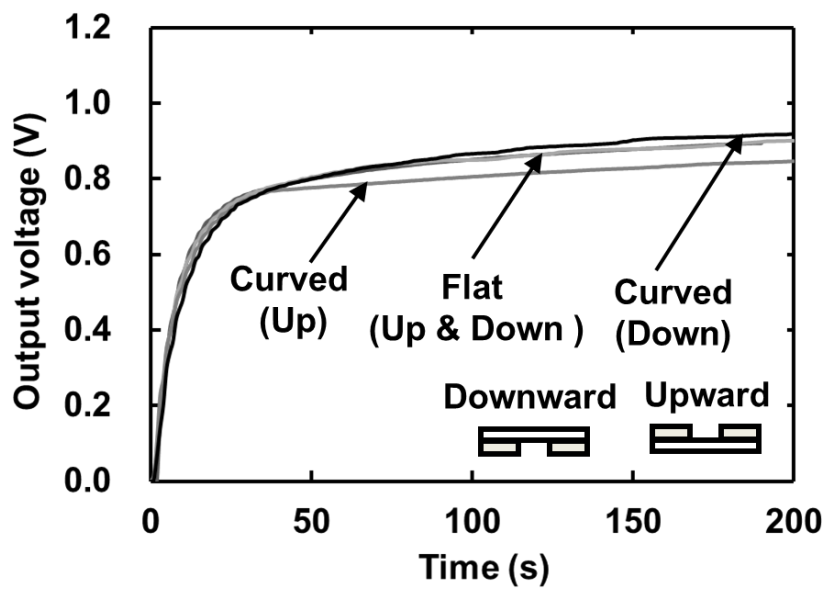


図 4-12 発電特性のおむつの状態，及び，電極向き依存性



フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスを構成するプラスチックの厚さによる発電量の違いを図 4-13 に示す。測定は、電極面を吸水材側に向けて配置し、おむつを曲げた状態で行った。プラスチックの厚さを 0.075 mm、及び、0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm と変化させた場合、厚さが 0.3 mm の時に発電量が多くなった。これは、プラスチックの厚さが厚くなるほど、曲げによる応力が強くなるため、電極面が吸水材に接触する度合いが大きくなることで発電量が多くなったと考えられる。しかし、プラスチックの厚さが厚くなりすぎるとプラスチックが硬くなるため、プラスチックが曲がりにくくなり、多少の凹凸がある吸水材の表面になじみにくくなることにより、電極面が吸水材に接触する度合いが小さくなるため、発電量が少なくなったと考えられる。

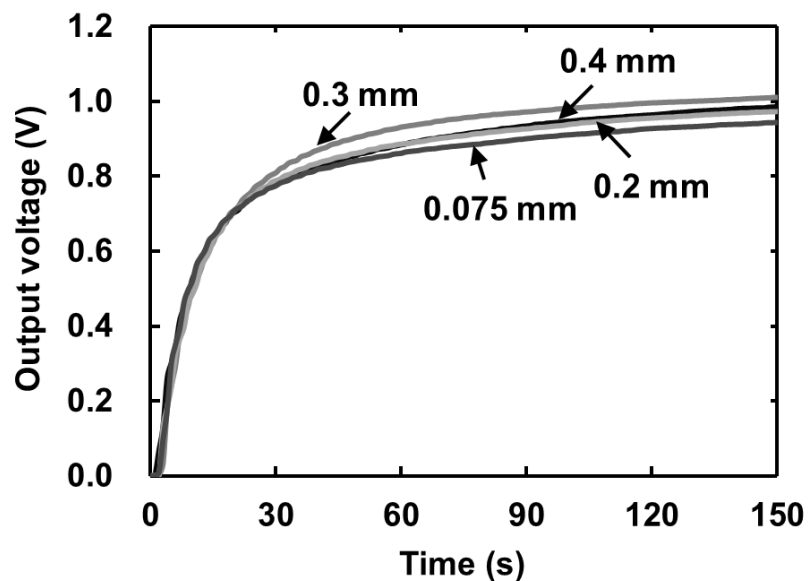


図 4-13 発電特性のプラスチック厚依存性

おむつ組込み型尿発電デバイスに  $1\text{ k}\Omega$  の負荷を接続した場合の発電特性を図 4-14 に示す。また、比較のために無負荷時の発電特性も一緒に示した。おむつ組込み型尿発電デバイスの出力電圧は、無負荷時では発電を始めてから 200 秒後に  $0.94\text{ V}$  程度得られたのに対して、 $1\text{ k}\Omega$  の負荷を接続させた場合は  $0.26\text{ V}$  付近まで低下した。この電圧降下は、おむつ組込み型尿発電デバイスの内部抵抗によるものだと考えられる。これらの結果から、内部抵抗は  $2.6\text{ k}\Omega$  であることが分かった。また、おむつ組込み型尿発電デバイスの発電電力は、 $0.06\text{ mW}$  程度であることが分かった。

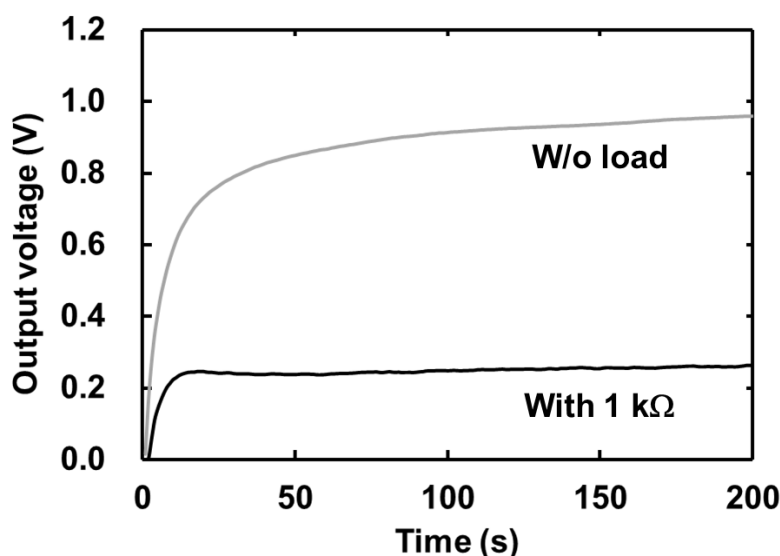


図 4-14 負荷接続時のおむつ組込み型尿発電デバイスの発電特性

#### 4.4 おむつ組込み型尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステムの構成法

おむつ組込み型尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステムのブロック図を図 4-15 に示す。尿失禁センサシステムは、尿失禁センサ、及び、受信機で構成される。尿失禁センサは、おむつ組込み型尿発電デバイス、及び、間欠電源変換回路、無線送信機で構成される。尿失禁センサシステムは、おむつ組込み型尿発電デバイスに尿が浸み込むと、無線送信機から ID 情報を付加した無線信号を送信し、受信機が無線信号を受信すると、ID 情報に応じた LED を点灯する。

おむつ組込み型尿発電デバイスは、前節の実験結果より、内部抵抗が  $2.6 \text{ k}\Omega$  と大きいことが分かった。そのため、おむつ組込み型尿発電デバイスを負荷の大きな無線送信機に直接接続して駆動すると、無線送信機に供給する電源電圧が大きく低下してしまうという問題がある。この問題を解決するために、おむつ組込み型尿発電デバイスと無線送信機の間で間欠電源変換回路を接続した<sup>(1)(5)</sup>。

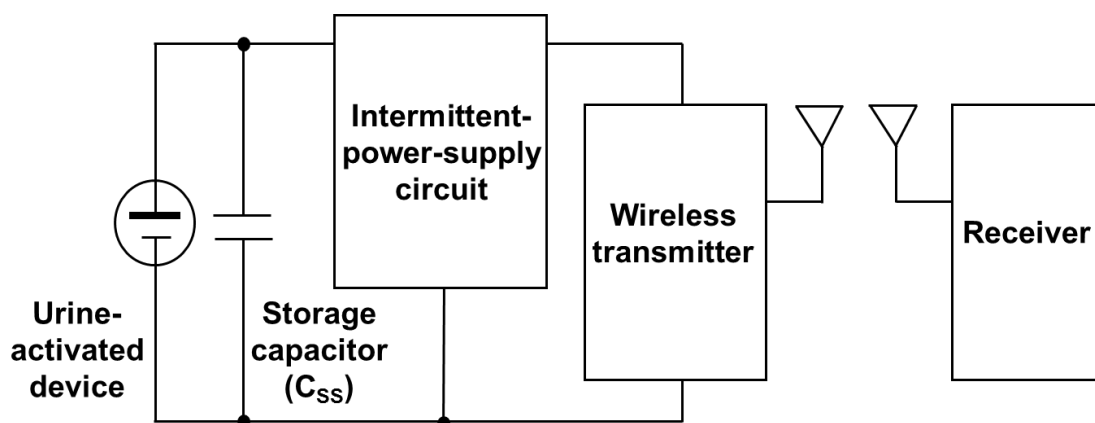


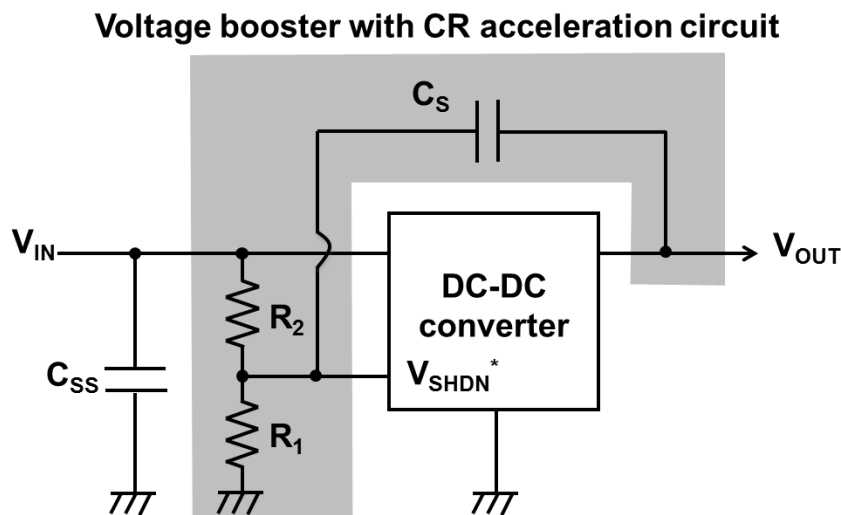
図 4-15 おむつ組込み型尿発電デバイスを用いた尿失禁センサシステム

## 4.5 間欠電源変換回路の構成法

### 4.5.1 間欠電源変換回路の構成

入力された電力を充電し、入力端子の電圧が任意の電圧に達すると昇圧して  $2 \text{ V}$  の電圧を出力する、間欠電源変換回路の回路図を図 4-16 に示す。間欠電源変換回路は、ストレージキャパシタ ( $C_{ss}$ )、及び、DC-DC コンバータ、電圧ブースタ回路で構成される。ストレージキャパシタ ( $C_{ss}$ ) は、入力端子 ( $V_{in}$ ) に接続された電源から得られた電力を充電し、充電後は DC-DC コンバータに電力を供給する。DC-DC コンバータは、ヒステリシス特性を持ったシャットダウン機能を有しており、シャットダウン端子 ( $V_{SHDN}$ ) が  $0.7 \text{ V}$  以上になると昇圧動作を開始して  $2 \text{ V}$  を出力すると共に、シャットダウン回路を動作させる。また、昇圧動作を開始後、 $V_{SHDN}$  が  $0.3 \text{ V}$  以下になると出力を停止する。シャットダウン回路は、一度 DC-DC コンバータが動作を始めてから、 $V_{SHDN}$  が  $0.3 \text{ V}$  以下になるまで DC-DC コンバータの動作を継続

させるようにシャットダウン電圧のヒステリシス特性をもたせるための回路である。本システムのように、DC-DC コンバータへの入力が高電力である場合、DC-DC コンバータを動作させた瞬間に  $V_{in}$  の電圧が急激に低下してしまうため、DC-DC コンバータの  $V_{SHDN}$  を直接  $V_{in}$  に接続すると、 $V_{in}$  と共に  $V_{SHDN}$  の電圧も急激に低下してしまう。この時、シャットダウン回路によるシャットダウン電圧のヒステリシスが十分に確保できていないタイミングで  $V_{SHDN}$  の電圧がシャットダウン電圧を下回るため、すぐに DC-DC コンバータの出力を停止させてしまうという問題がある。この問題を解決するために、電圧ブースタ回路を  $V_{in}$ 、及び、 $V_{SHDN}$ 、 $V_{out}$  の間に接続した。電圧ブースタ回路は、2つの抵抗 ( $R_1$ ,  $R_2$ )、及び、フィードバックループ用キャパシタ ( $C_s$ ) で構成される。まず、DC-DC コンバータが動作を開始するまでは、 $V_{SHDN}$  は  $V_{in}$  が  $R_1$ 、及び、 $R_2$  で分圧された電圧となる。やがて、DC-DC コンバータが動作を開始すると、 $V_{out}$  から 2 V が出力されるため、 $C_s$  を介して  $V_{SHDN}$  の電圧も 2 V を加えた電圧となる。このため、 $V_{SHDN}$  の電圧はシャットダウン電圧以上を保持することができ、DC-DC コンバータを安定して動作させることができる。



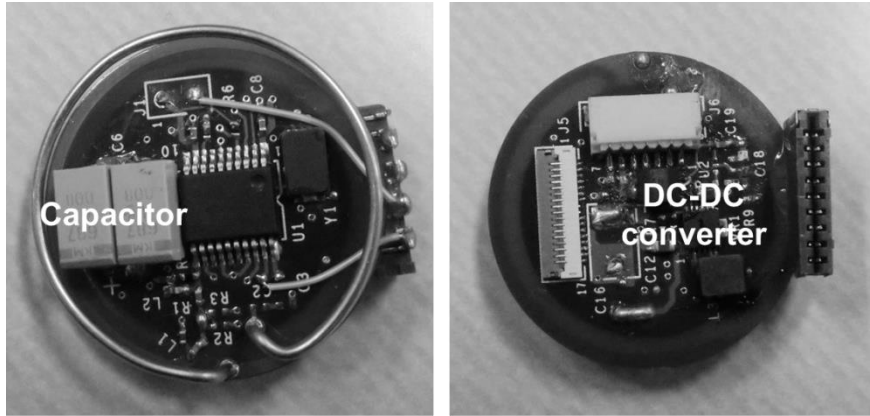
\* $V_{SHDN}$ : Shutdown terminal of DC-DC converter

図 4-16 間欠電源変換回路の回路図

#### 4.5.2 間欠電源変換回路の入出力特性評価

試作した間欠電源変換回路の写真を図 4-17 に示す。キャパシタ  $C_{ss}$  には、リーク電流が少なく、内部抵抗の小さなタンタルコンデンサを用い、容量は  $1.36 \text{ mF}$  とした。電圧ブースタ回路に用いた  $C_s$  の容量は、大きすぎる場合、 $V_{in}$  に接続した電源にとって大きな容量成分となるため、充電するまでに時間がかかってしまう。その結果、間欠動作の間隔が長くなってしまうという問題がある。逆に、 $C_s$  が小さすぎると、 $V_{SHDN}$  の電圧を十分に  $2 \text{ V}$  以上に保持できないという問題がある。これらを考慮して、 $C_s$  の容量を  $47 \mu\text{F}$  とした。電圧ブースタ回路の  $R_1$ 、及び、 $R_2$  は、 $V_{in}$  の電圧が  $0.86 \text{ V}$  に達した時に、 $V_{SHDN}$  の電圧が  $0.7 \text{ V}$  となるように、それぞれの抵抗値を  $1 \text{ M}\Omega$ 、及び、 $220 \text{ k}\Omega$  とした。

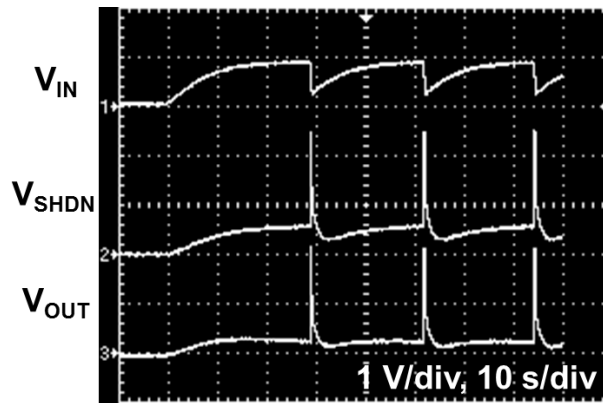
試作した間欠電源変換回路の  $V_{out}$  に負荷として  $200 \Omega$  を接続した時の入出力波形を図 4-18 に示す。 $V_{in}$  には、おむつ組込み型尿発電デバイスの代わりに、等価的な回路として、 $0.9 \text{ V}$  の電圧で  $100 \mu\text{A}$  の電流を流す電源、及び、内部抵抗となる  $2.6 \text{ k}\Omega$  の抵抗を接続した。図 4-18 (a) は、間欠電源変換回路の間欠動作を確認するために、動作開始から、昇圧動作が 3 回行われるまでの波形を表示させたものである。図 4-18 (b) は、昇圧開始時、及び、昇圧時の動作を確認するために、昇圧動作部分の波形を拡大したものである。これらの結果より、 $V_{in}$  の電圧が上昇し、 $0.86 \text{ V}$  に達した時に、 $V_{SHDN}$  の電圧が  $0.7 \text{ V}$  となり、 $V_{out}$  から  $2 \text{ V}$  が出力されると共に、 $V_{SHDN}$  の電圧も  $2 \text{ V}$  を加えた電圧となることが確認できた。また、 $V_{out}$  から  $2 \text{ V}$  が出力されている間、 $V_{in}$  の電圧は徐々に減少し、DC-DC コンバータを駆動できるだけの電力がなくなると、 $V_{out}$  からの出力が  $0 \text{ V}$  近くになると同時に、 $V_{SHDN}$  の電圧も  $0.3 \text{ V}$  以下となり、昇圧動作が一度停止されることが確認できた。その後、再び  $V_{in}$  の電圧が上昇し、先に説明した動作を間欠的に繰り返すことが確認できた。 $V_{out}$  から  $2 \text{ V}$  が出力されている時間は  $300 \text{ ms}$  であり、22 秒毎に出力が繰り返された。



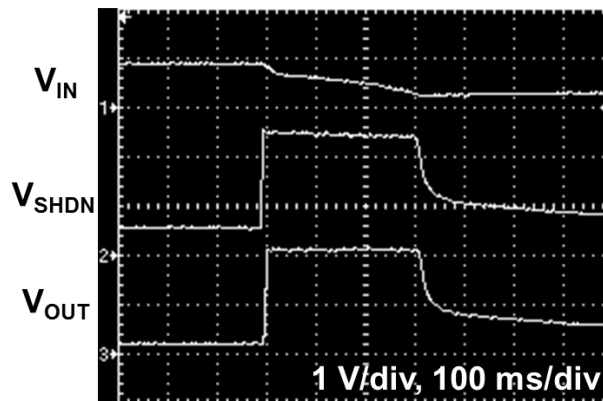
(a)

(b)

図 4-17 試作した間欠電源変換回路の写真  
(a) 表側 (b) 裏側



(a)



(b)

図 4-18 間欠電源変換回路の入出力波形  
(a) 全体波形 (b) 昇圧動作部分の拡大波形

## 4.6 無線送信機の構成法

### 4.6.1 無線送信機の構成

無線送信機のブロック図を図 4-19 に示す。無線送信機は、Microchip 社の rfPIC マイコン、及び、モノポールアンテナで構成される。rfPIC マイコンは、マイクロコントローラ、及び、RF トランスミッタで構成される。マイクロコントローラは、プリアンブルや ID データなどの送信データを作成し、送信データに合わせて RF トランスミッタの制御を行う。変調方式は、デジタル信号を正弦波の振幅の違いで表す、振幅偏移変調 (Amplitude-shift keying : ASK) を用いた。マイクロコントローラ、及び、RF トランスミッタは、試作した無線送信機を図 4-20 に示す。

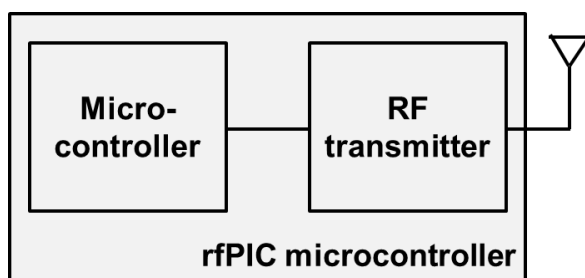


図 4-19 無線送信機のブロック図

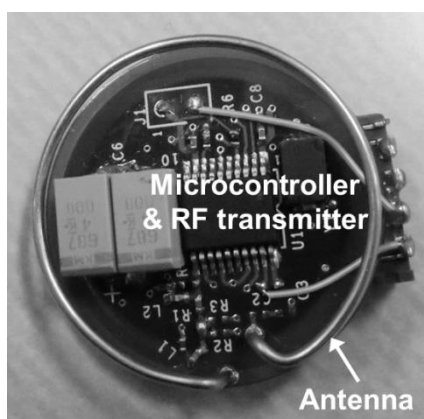


図 4-20 無線送信機の写真

無線送信信号の送信データフォーマットを図 4-21 に示す。送信データは、プリアンブル、及び、ID データ、センシングデータ、パリティで構成される。プリアンブルは、受信機と同期をとるための送信データの始まりを表してい

る。ID データは、個人識別を行うためにそれぞれの尿発電センサに固有に割り当てられた値である。センシングデータは、温度センサなどのセンサが取り付けられた場合に、そのセンサから得られたデータを示す。パリティは、送信データの誤り検出のために用いられ、ID データ、及び、センシングデータ、パリティに存在する '1' の数が偶数になるように値を設定する。

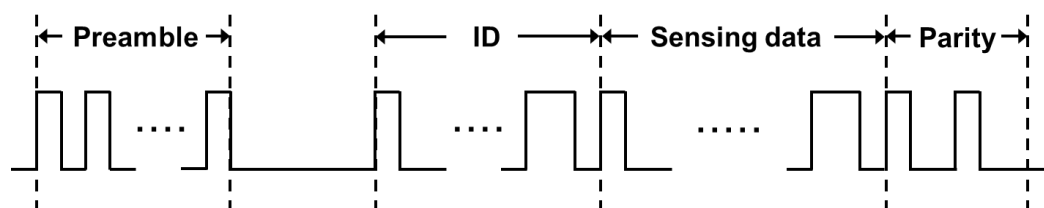


図 4-21 送信データフォーマット

マイクロコントローラでの処理の流れを図 4-22 に示す。まず、マイクロコントローラの初期設定を行う。その後、プリアンプルを送信し、ID データ、及び、センシングデータで構成されるデータの準備を行う。準備したデータからパリティの計算を行い、データ、及び、パリティを送信する。最後に、ガードタイム期間として待ちを発生させる。

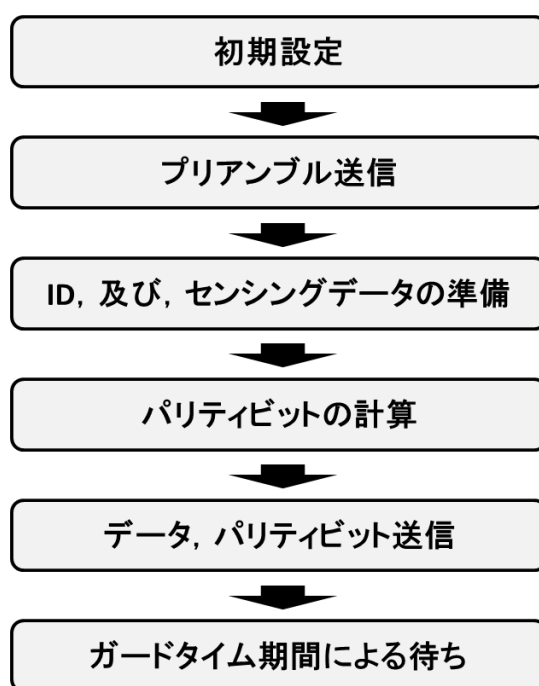


図 4-22 マイクロコントローラでの処理の流れ



#### 4.6.2 無線送信機のアンテナ放射電力特性評価

一般に、モノポールアンテナの放射電力特性は、グラウンドが十分に広く取れた方がよい。しかし、無線送信機の直径は 25 mm であるため、アンテナのグラウンドが十分に広く取れないという問題がある。そこで、尿発電デバイスをアンテナのグラウンドとして用いることで、より広いグラウンドを確保できると考えられる。無線送信機のアンテナ放射電力特性を行うために用いた、評価用モジュールを図 4-23 (a) に示す。また、比較のために、尿発電デバイスを接続しなかった場合の評価用モジュールも図 4-23 (b) に示す。また、測定を行うにあたって、おむつを赤ちゃんが穿いた状態を模擬するために、評価用モジュールを取り付けたおむつを 2 リットルのペットボトルに装着した。その様子を図 4-24 に示す。無線送信機のアンテナ放射電力特性評価の測定装置を図 4-25 に示す。無線送信機側は、評価用モジュールを装着したペットボトルを三脚の上に固定し、シグナルジェネレータを接続して -10 dBm の電力で 315 MHz の信号を与えた。受信機側は、受信アンテナとしてダイポールアンテナを用い、評価用モジュールと同じ高さになるように三脚の上に固定して、スペクトルアナライザを接続することで、受信信号の強度を測定した。送信機と受信アンテナの間の距離は、1.5 m とした。

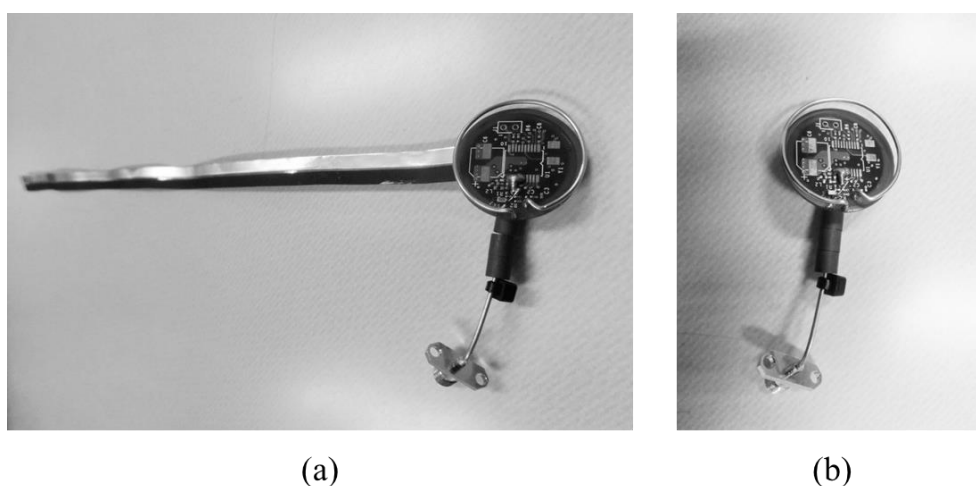


図 4-23 無線送信機のアンテナ放射電力特性評価用モジュール  
(a) 尿発電デバイス有り (b) 尿発電デバイス無し



図 4-24 評価用モジュール付きのおむつをペットボトルに装着した様子

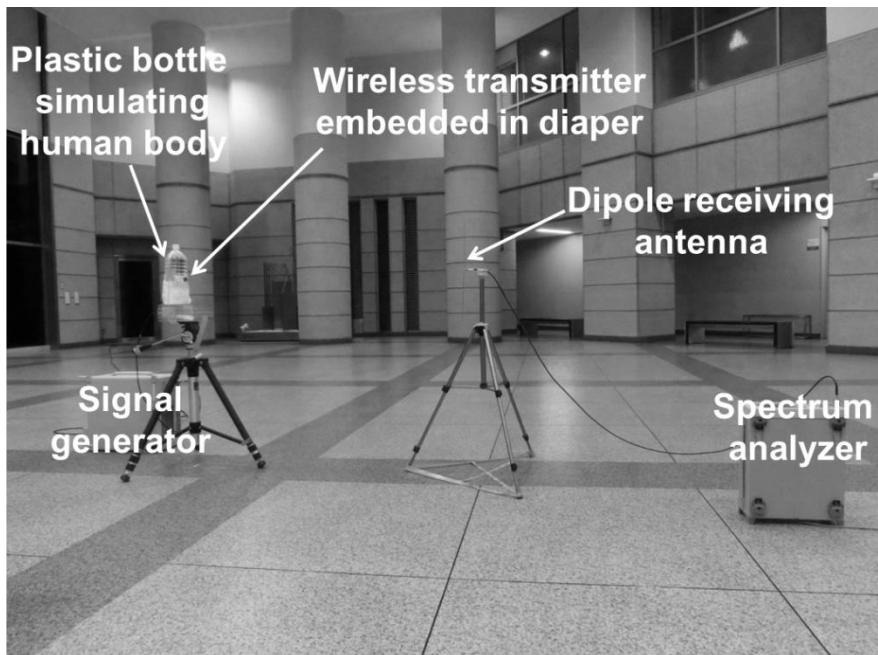


図 4-25 無線送信機のアンテナ放射電力特性の測定装置の写真

尿無線送信機のアンテナ放射電力特性の測定結果を図 4-26 に示す。尿発電デバイスの有無による放射電力特性への影響を図 4-26 (a) に示す。尿発電デバイスを接続しなかった場合に比べて、尿発電デバイスを接続した場合は指向性がなく、4.9 dB の向上が見られた。尿発電デバイスを接続した場合の最大の放射電力は-6.6 dBi であり、平均では-8.1 dBi であった。また、人体の影響について測定した結果を図 4-26 (b) に示す。おむつを赤ちゃんが穿いた状態を模擬するために、ペットボトルを水で満たして測定を行った。ペットボトルを水で満たした場合の放射電力は、水を入れなかった場合に比べて、平均損失が 6.3 dB であった。また、それぞれの放射電力の差は、最大でも-13.7 dB であった。これらの値は、300 MHz 帯の微弱無線局の規定<sup>(6)</sup>の範囲内である。

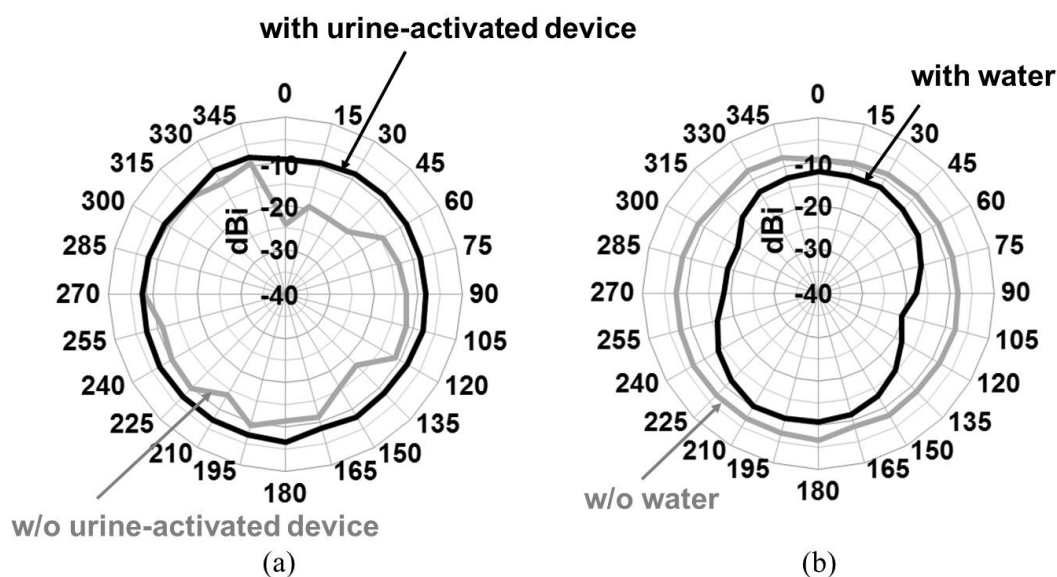
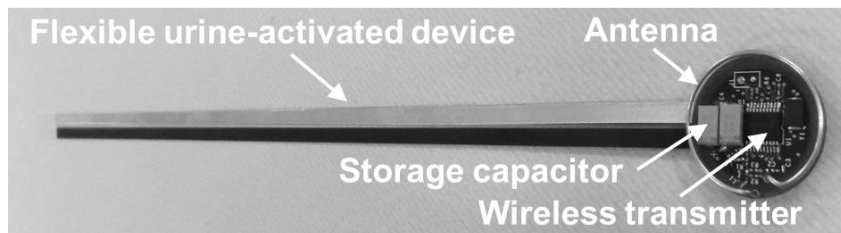


図 4-26 無線送信機のアンテナ放射電力特性  
(a) 尿発電デバイスの影響 (b) 人体の影響

#### 4.7 試作した尿失禁センサの入出力特性評価

試作した尿失禁センサを図 4-27 に示す。試作した尿失禁センサは、フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイス、及び、間欠電源変換回路、315 MHz 帯の無線送信機で構成される。無線送信機の直径は、25 mm である。試作した尿失禁センサの入出力特性評価を行った結果を図 4-28 に示す。測定には、

尿発電デバイスの代わりに、 $100\ \mu\text{A}$  の電流源、及び、 $0.9\ \text{V}$  の電圧リミッタ回路、内部抵抗の役割を担う  $2.6\ \text{k}\Omega$  の抵抗で構成される等価回路を用いた。入力電圧 ( $V_{\text{in}}$ ) が  $0.9\ \text{V}$  付近に到達すると、出力端子 ( $V_{\text{out}}$ ) から  $2\ \text{V}$  が出力され、その直後に送信データが出力されていることが確認できた。また、この場合、 $V_{\text{out}}$  から  $2\ \text{V}$  が出力される期間は  $300\ \text{ms}$  であり、1度の送信に  $30\ \text{ms}$  程度かかる無線送信機を十分に駆動することが可能であると言える。



(a)



(b)

図 4-27 試作した尿失禁センサの写真

(a) 表側 (b) 裏側

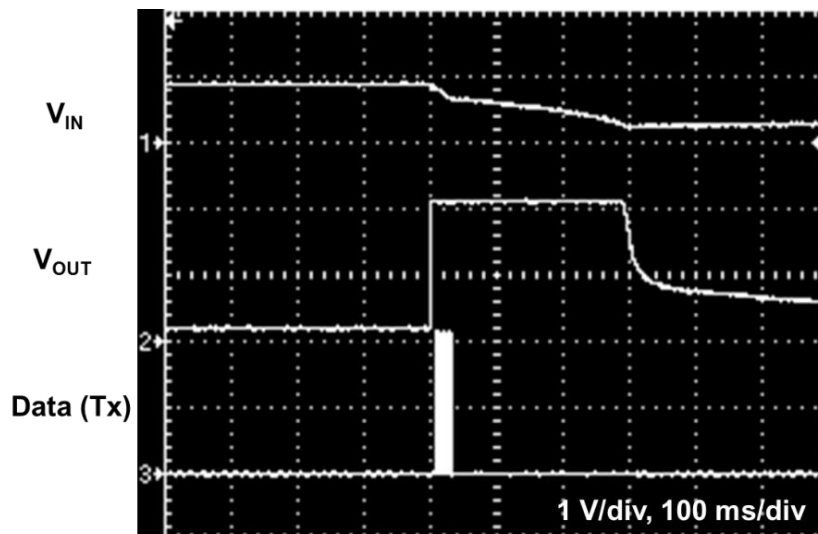


図 4-28 尿失禁センサの入出力特性

## 4.8 受信機の構成法

受信機のブロック図を図 4-29 に示す。受信機は、受信モジュール、及び、制御回路、12 個の LED で構成される。受信モジュールは、315 MHz の無線信号を検出し、ASK 方式で変調された信号をデジタル信号に変換する。制御回路は、受信モジュールから受け取ったデジタル信号から ID 情報を取得し、ID 情報に応じた LED を点灯する。12 個の LED は、図 4-30 (a) に示すように受信機のケースに固定されており、どの尿失禁センサからの信号を受信したかを表示する。試作した受信機の回路基板を図 4-30 (b) に示す。

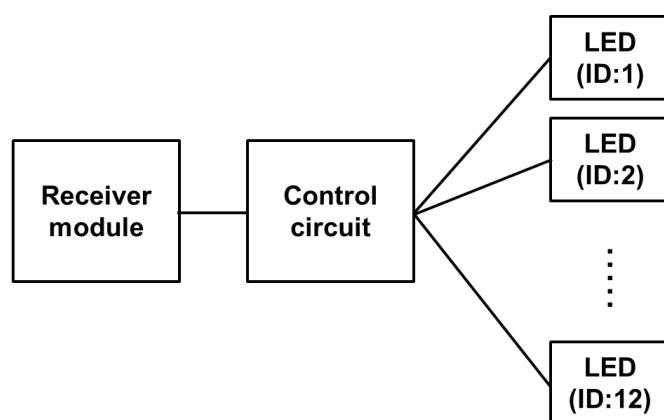


図 4-29 受信機のブロック図

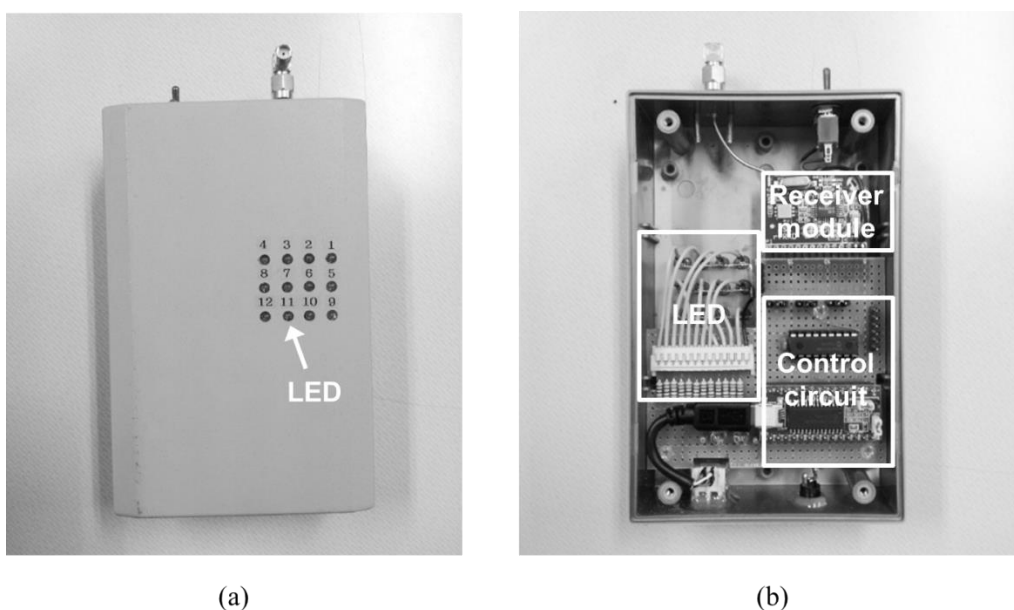


図 4-30 試作した受信機の写真

(a) LED 表示部 (b) 回路基板

## 4.9 試作したおむつ組込み型尿失禁センサシステムの評価

試作したおむつ組込み型尿失禁センサシステムの写真を図 4-31 に示す。おむつ組込み型尿失禁センサが使用される時の人の体勢は、その時々で、立っていたり、座っていたり、寝転んでいたりと様々なパターンが考えられる。その場合、おむつに取り付けられた無線送信機のアンテナの向きは、受信機のアンテナに対して様々な方向を向いていることが考えられる。そのため、受信機のアンテナには、無指向性のターンスタイルアンテナを用いた。

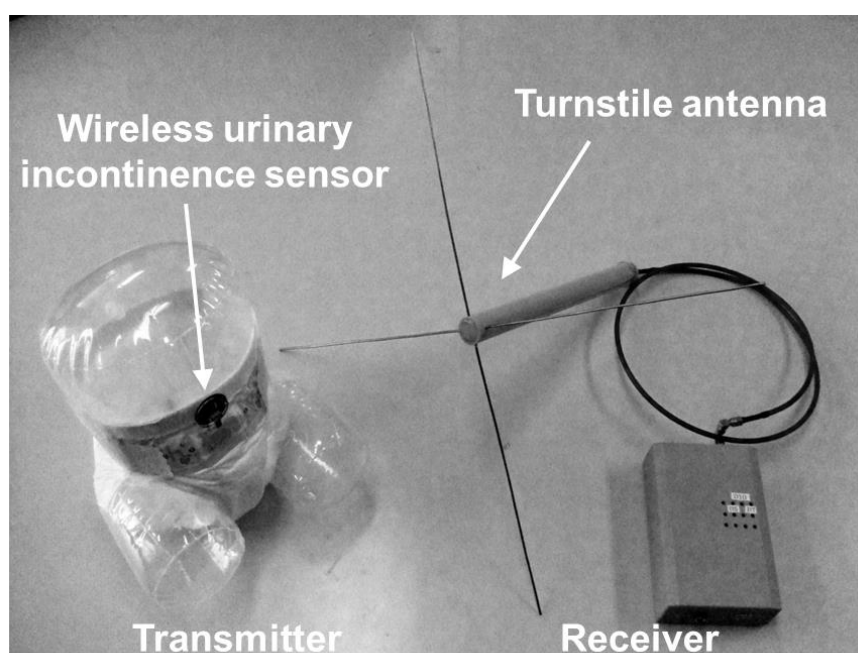


図 4-31 試作したおむつ組込み型尿失禁センサシステムの写真

試作したおむつ組込み型尿失禁センサシステムの評価として、おむつ組込み型尿失禁センサに 80 cc の人工尿を浸み込ませた結果、40 秒に 1 回のタイミングで、5 m 離して設置した受信機の LED が点灯することが確認できた。この時、点灯した LED は、送信した ID に対応するものであった。また、その時の無線信号の送受信波形を図 4-32 に示す。おむつ組込み型尿失禁センサから送信したプリアンプル、及び、4 ビットの ID データ、10 ビットのセンシングデータ、1 ビットのパリティビットの全てが、そのまま受信機で受信できていることが確認できた。おむつ組込み型尿失禁センサが動作する時の消費電力は 9mW であった。

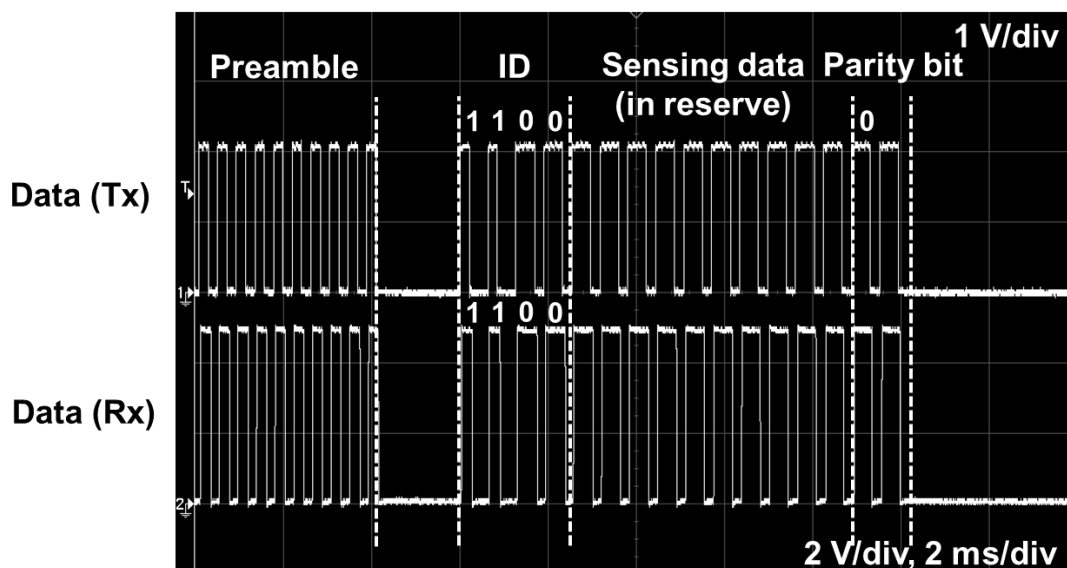


図 4-32 おむつ組込み型尿失禁センサシステムの無線信号送受信波形

## 4.10 まとめ

本章では、実用化に向けて、コイン型尿発電デバイスに代わる、フレキシブルワイヤタイプ型尿発電デバイスを提案した。また、フレキシブルワイヤタイプ型尿発電デバイスをおむつに適用させたおむつ組込み型尿発電デバイスを用いた、尿失禁センサシステムの構成法について述べた。以下に得られた結果を要約する。

- (1) フレキシブルワイヤタイプ型尿発電デバイスを提案し、試作を行った上で  $5\text{ mF}$  の容量を接続して発電特性の測定を行った結果、約  $60$  秒後に  $0.9\text{ V}$  に到達し、その後  $1\text{ V}$  へと漸近していくことを示した。また、発電特性の電極幅依存性、及び、電極間距離依存性を評価した結果、電極間距離による依存性はないが、電極幅は大きい方がより早く高い電圧を出力することから、おむつの吸収性能を損なわないことを考慮して、電極の幅を  $4\text{ mm}$ 、2つの電極間の距離を  $1\text{ mm}$  としたことを示した。
- (2) フレキシブルワイヤタイプ型尿発電デバイスをおむつへ適用するために、尿発電デバイスの配置方法について検討を行った。その結果、おむつを穿いた状態を考慮した場合、尿発電デバイスの電極面がおむつの吸水材側を向くように配置した方が、開放電圧付近である  $0.9\text{ V}$  に早く到達することを示し、その要因として、曲げによる応力が発生することで電極面と吸水材がより強く接触するためであることを述べた。また、プラスチック厚依存性について評価を行った結果、厚さを  $0.3\text{ mm}$  とした場合に発電特性がよいことを示した。
- (3) フレキシブルワイヤタイプ型尿発電デバイスの電極面をおむつの吸水材側に向けて配置した、おむつ組込み型尿発電デバイスの内部抵抗は  $2.6\text{ k}\Omega$  であり、発電電力は  $0.06\text{ mW}$  であることを示した。
- (4) おむつ組込み型尿発電デバイスで消費電力の大きい負荷を駆動するた



めの回路として、内部抵抗の小さなタンタルコンデンサに一度電力を溜めてから 0.86 V の電圧を 2 V に昇圧して間欠的に出力する間欠電源変換回路の試作を行い、容量が 1.36 mF のタンタルコンデンサ、及び、1 k $\Omega$ の負荷を接続して回路の入出力特性を評価した結果、22 秒毎に 300 ms の間 2 V の電圧を出力することを示した。

- (5) 送信データに ID 情報を付加した無線送信機の構成法について述べ、試作を行った。また、無線送信機に用いたアンテナの放射電力特性評価を行った結果、無線送信機のグラウンドとして尿発電デバイスを接続した場合、指向性がなくなり、尿発電デバイスを接続しなかった場合に比べて、放射電力が平均で 4.9 dB 高くなることを示した。また、人体の影響について、人体の代わりにペットボトルに水を入れたものを用いて測定を行った結果、平均損失が 6.3 dB であることを示した。
- (6) おむつ組込み型尿発電デバイス、及び、間欠電源変換回路、無線送信機を用いて尿失禁センサ、及び、受け取った無線信号から ID を表示する受信機を試作し、送受信機間の距離を 5 m として、80 cc の人工尿を用いて送受信実験を行った結果、40 秒に 1 回のタイミングで ID 情報を付加した無線信号が送信され、受信機で ID に応じた LED が点灯することを実証した。

## 参考文献

- (1) A. Tanaka, T. Yamanaka, H. Yoshioka, K. Kobayashi, and T. Douseki, "Self-powered Wireless Urinary Incontinence Sensor for Disposal Diapers," IEEE SENSORS 2011 Conference, pp. 1491-1494, 2011.
- (2) A. Tanaka and T. Douseki, "A Wireless Self-powered Urinary Incontinence Sensor Embedded in Disposable Diapers," 2013 7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), pp. 170-173, 2013.
- (3) A. Tanaka, F. Utsunomiya, and T. Douseki, "A Wireless Self-powered Urinary Incontinence Sensor System," SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration, Vol. 5, No. 1, pp. 8-12, 2012.
- (4) <http://www.jhpia.or.jp/product/diaper/baby/physical.html#babyq10>
- (5) A. Tanaka, Y. Nakagawa, K. Kitamura, F. Utsunomiya, N. Hama, and T. Douseki, "A Wireless Self-powered Urinary Incontinence Sensor System," IEEE SENSORS 2009 Conference, pp. 1674-1677, 2009.
- (6) <http://www.tele.soumu.go.jp/e/ref/material/rule/index.htm>

## 第5章 樹液発電を用いた植物成育モニタリング

### システム

#### 5.1 まえがき

前章では、尿を電解液として用いる尿発電の発電電力で無線信号を送信し、その信号を受信機で受信することで、ワイヤレスで尿漏れをサーバ側に知らせる尿失禁センサシステム<sup>(1)(2)</sup>について述べてきた。電解液として、植物の樹液を用いれば、植物の樹液発電デバイス<sup>(3)(4)</sup>を構成できる。樹液発電デバイスの発電量は、植物内の樹液の量で決まると考えられるため、樹液発電デバイスに、我々の開発してきた間欠電源変換回路、及び、無線送信機を接続することで、無線送信信号の受信間隔から、植物内の樹液の状態を検知することができる<sup>(5)</sup>。

本章では、尿失禁センサシステムの応用として、樹液発電を用いた植物成育モニタリングシステムについて述べる。樹液発電デバイスは、尿発電デバイスと同様に内部抵抗が大きいため、樹液発電の発電電力で無線送信機を駆動するためには、間欠電源変換回路を接続する必要がある。しかし、尿発電の発電電流は数 mA であるのに対して、樹液発電の発電電流は数  $\mu\text{A}$  と 3 桁小さいく、尿失禁センサシステムに用いた間欠電源変換回路をそのまま用いることができないため、新たに、分割電源線型間欠電源変換回路<sup>(5)</sup>を提案する。本章の流れを次に示す。まず、2 節では、樹液を電解液として発電する樹液発電デバイスの構成法について、発電原理、及び、構成、発電特性を述べる。3 節では、樹液発電を用いた植物成育モニタリングシステムの構成法について述べる。4 節では、分割電源線型間欠電源変換回路について述べる。5 節では、樹液発電デバイス、及び、分割電源線型間欠電源変換回路、無線送信機を用いて試作を行った、植物成育モニタリングシステムの評価について述べる。

## 5.2 樹液発電デバイスの構成法

### 5.2.1 樹液発電デバイスの発電原理

樹液発電デバイスの発電原理を図 5-1 に示す。樹液発電デバイスは、2 種類の電極として働く亜鉛、及び、ステンレスで構成され、電解液に木の樹液が用いられる。土は普段マイナスに帯電しているため、カリウムイオンやカルシウムイオン、マグネシウムイオンなどの陽イオンを引き付けている。植物が植えられている場合、これらの陽イオンは根側へと引き寄せられ、根と土の界面でイオン交換が起こり、水素イオンが土側へ追い出される<sup>(6)</sup>。亜鉛電極を木の幹に挿し、ステンレス電極を木が植えられている付近の土に挿さして、それらの電極間に負荷を接続すると、イオン化傾向の大きい亜鉛電極では、樹液内に亜鉛イオンが溶け出すと同時に電子を放出し、ステンレス電極では、亜鉛電極から受け取った電子と土中の水素イオンが反応する。その結果、ステンレス電極から亜鉛へ向けて電流が流れる。樹液発電デバイスのアノード電極、及び、カソード電極での化学反応式はそれぞれ式(5-1)、式(5-2)で示される。



樹液発電デバイスの起電力は、主に、2 つの電極間の標準電極電位の差によって決められている。樹液の中に溶け出す亜鉛イオンの量は、もともと樹液に含まれている植物の成長に必要な亜鉛イオンの量<sup>(7)-(9)</sup>に比べて極めて少ないため、上記の化学反応による植物への影響はないと考えられる。

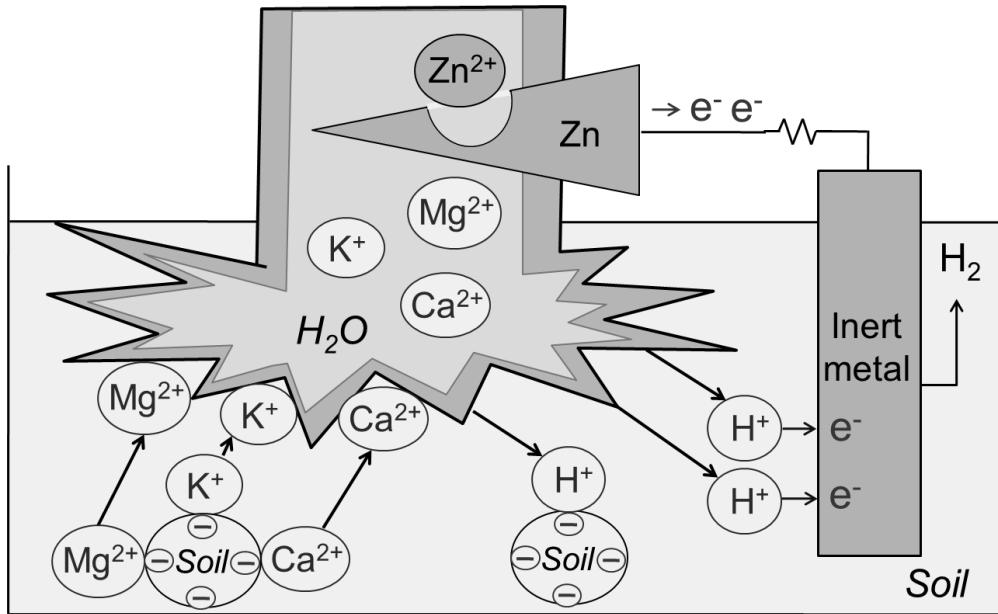


図 5-1 樹液発電デバイスの発電原理

### 5.2.2 樹液発電デバイスの構成

樹液発電デバイス<sup>(5)</sup>を図 5-2 に示す。樹液発電デバイスは、植物、土、及び、針状にした亜鉛電極、棒状のステンレス電極で構成される。本研究では、樹液発電デバイスの発電特性評価のためにパキラを用いた。亜鉛のサイズは、直径 3 mm、長さ 40 mm とし、ステンレスのサイズは、直径 3 mm、長さ 350 mm とした。亜鉛電極はパキラの幹に挿されており、ステンレス電極はパキラが植えられている土に挿されている。

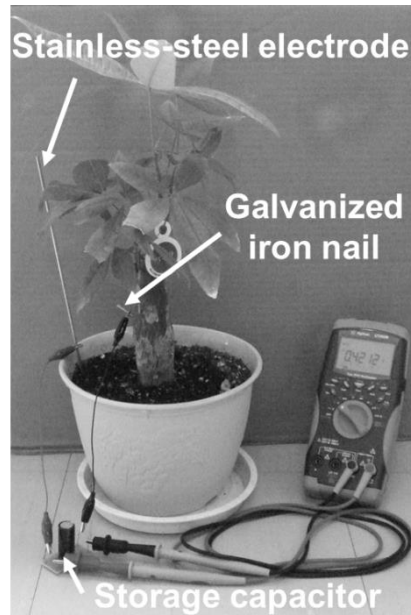


図 5-2 樹液発電デバイスの写真

### 5.2.3 樹液発電デバイスの発電特性評価

樹液発電デバイスに 10 mF のキャパシタを接続した場合の発電特性を図 5-3 に示す．測定には，11 M $\Omega$  の内部抵抗を持つデジタルマルチメータを用いた．発電電圧は，約 1 時間後に 0.8 V に達した．樹液発電デバイス自身は，0.3 M $\Omega$  の内部抵抗を持ち，解放電圧は 1 V であった．また，その時の樹液発電デバイスの短絡電流は 3  $\mu$ A である．

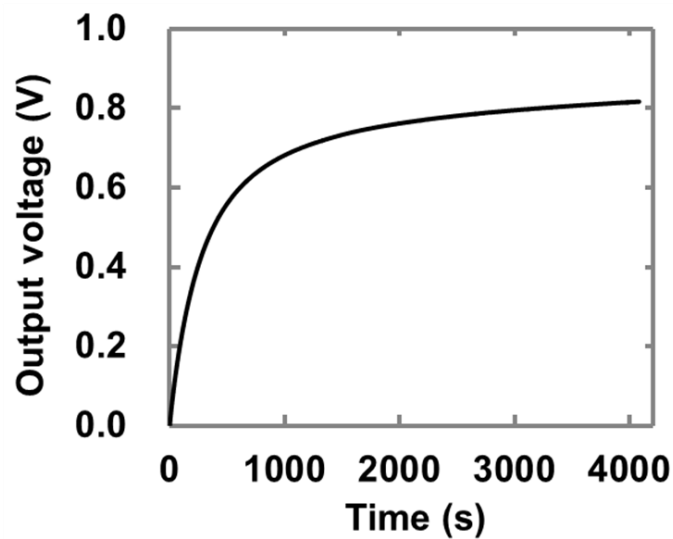


図 5-3 樹液発電デバイスの発電特性

## 5.3 植物成育モニタリングシステムの構成法

樹液の量で発電量が変化する樹液発電を用いて、その発電電力で無線送信機を駆動すると共に、発電量に応じて送信間隔が変化する無線信号を送信することで、受信機で受信した信号間隔から植物内の樹液の量を検知する、植物成育モニタリングシステムのブロック図を図 5-4 に示す。植物成育モニタリングシステムは、植物成育モニタリングセンサ、及び、受信機で構成される。また、植物成育モニタリングセンサは、樹液発電デバイス、及び、ストレージキャパシタを有する間欠電源変換回路、パワースイッチトランジスタ、無線送信機で構成され、樹液発電デバイスから得られる電力で無線送信機を駆動する。無線送信機には、微弱無線である 315 MHz 帯のものをを用いた。

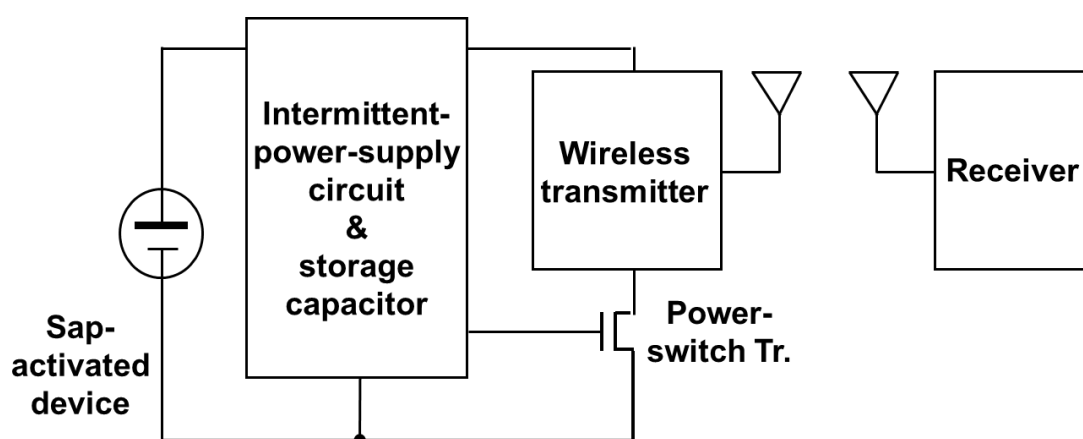


図 5-4 植物成育モニタリングセンサシステムのブロック図

## 5.4 分割電源線型間欠電源変換回路の構成法

### 5.4.1 尿失禁センサシステムに用いた間欠電源変換回路の問題点

尿発電デバイスは、一般の電池と比べて電解液の濃度が薄く、内部抵抗が大きいので、直接無線機を駆動できないという問題があった。その問題を解決するため、尿発電による発電電力を、一旦、キャパシタに蓄電し、キャパシタを介して負荷を駆動する間欠電源変換回路を提案してきた。樹液発電デバイスも、尿発電デバイスと同様に内部抵抗が大きいという問題があるため、

樹液発電の発電電力で無線送信機を駆動するためには、間欠電源変換回路を接続する必要がある。しかし、尿発電の発電電流は数 mA であるのに対して、樹液発電の発電電流は数  $\mu\text{A}$  と 3 桁小さい。そのため、樹液発電デバイス、及び、尿失禁センサシステムに用いた間欠電源変換回路を用いて、消費電流が数 mA の無線送信機を駆動しようとする、次に挙げる 2 つの問題がある (図 5-5)。1 つは、電圧検出回路の消費電流が数  $\mu\text{A}$  であるため、樹液発電デバイスからの発電電流を電圧検出回路でほとんど消費してしまい、ストレージキャパシタへの充電ができないという問題がある。1 つは、電圧検出回路の入力電圧が検出電圧に達すると、パワースイッチトランジスタを駆動して無線送信機に電流を流し始めるが、ストレージキャパシタが放電されることで電圧検出回路の入力電圧がすぐに低下してしまい、パワースイッチトランジスタを十分に駆動できないという問題がある。これらの問題を解決するため、消費電流が数 nA の電圧検出回路、及び、無線送信機へ電力を供給するための電源線とパワースイッチトランジスタを制御するための電圧検出回路の電源線を分割した分割電源線型間欠電源変換回路を提案する。

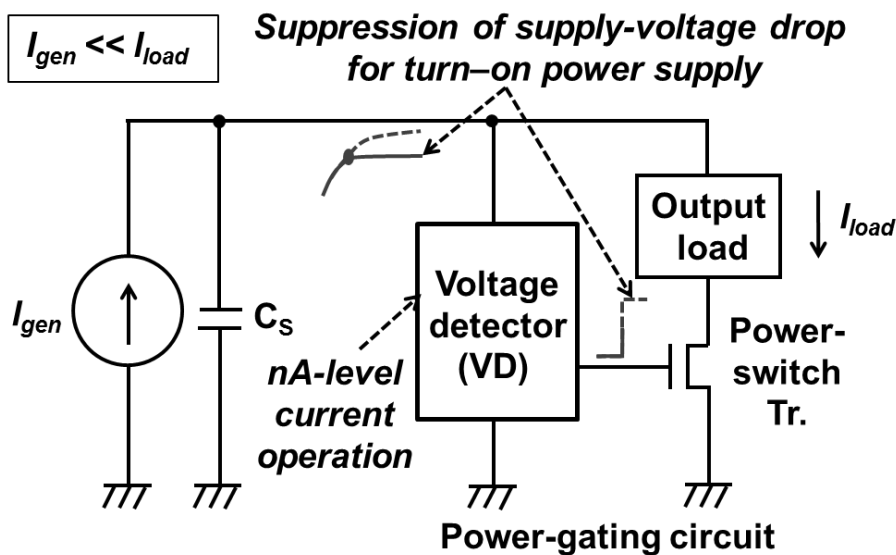


図 5-5 消費電流に比べて発電電流が小さい場合の問題点

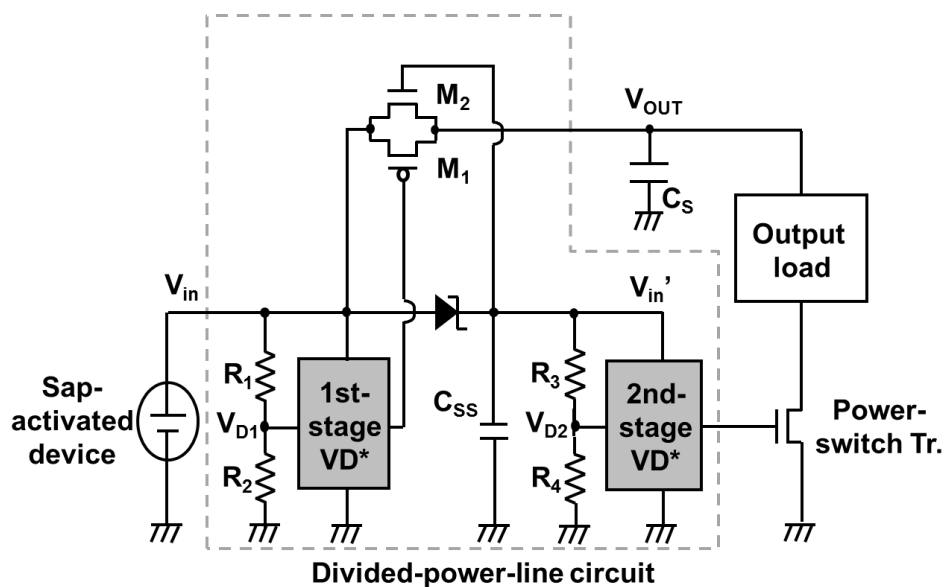


## 5.4.2 分割電源線型間欠電源変換回路の構成

負荷へ電力を供給するための電源線，及び，パワースイッチトランジスタを制御するための電圧検出回路の電源線を分割した，分割電源線型間欠電源変換回路<sup>(5)</sup>の回路図を図 5-6 (a) に示す．分割電源線型間欠電源変換回路は，分割電源線回路，及び，容量の大きなキャパシタ ( $C_s$ )，パワースイッチトランジスタで構成される．分割電源線回路は，2 つの電圧検出回路，及び，pMOSFET ( $M_1$ )，ショットキーダイオード，nMOSFET ( $M_2$ )，容量の小さなキャパシタ ( $C_{ss}$ ) で構成される．電圧検出回路は，消費電流が nA レベルと極低電流消費のものを用いた．1 段目の電圧検出回路は，入力端子の電圧 ( $V_{in}$ ) を監視し，その電圧に応じて  $M_1$  を制御する． $M_1$  が ON 状態の時，負荷供給用電源線 ( $V_{out}$ ) のノードは  $V_{in}$  のノードと接続され  $C_s$  の充電を行う．一方で， $M_1$  が OFF 状態になると， $V_{out}$  のノードは  $V_{in}$  のノードから切り離され，それと同時に 2 段目の電圧検出回路の電源線 ( $V_{in}'$ ) から切り離される．2 段目の電圧検出回路は， $V_{in}'$  を監視し，その電圧に応じてパワースイッチトランジスタを制御する．パワースイッチトランジスタが OFF 状態の時，負荷はグランドから切り離される．パワースイッチトランジスタが ON 状態になると，負荷がグランドと接続されて  $C_s$  から電力が供給される．ショットキーダイオードは，2 段目の電圧検出回路によるパワースイッチトランジスタの駆動を， $V_{out}$  のノードが  $V_{in}$  のノードから完全に切り離された後に行うために接続されている． $M_2$  は， $C_s$  が放電された後，回路の動作を初期状態に戻すために，再び  $V_{out}$  のノードを  $V_{in}$  のノードと接続して， $V_{in}$  の電圧を下げる．

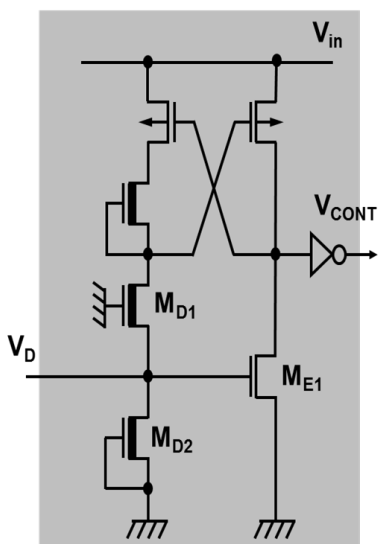
分割電源線型間欠電源変換回路に用いた電圧検出回路<sup>(10)</sup>の回路図を図 5-6(b) に示す．電圧検出回路は，クロスカップル接続された 2 つの pMOSFET，及び，nMOSFET のドライバのペア ( $M_{E1}$ ，及び， $M_{D1}$ ) で構成される 1 入力ラッチ回路のレベルコンバータとなっている． $M_{1E}$ ，及び， $M_{D1}$  は，それぞれエンハンス型 nMOSFET，デプレッション型 nMOSFET で構成され， $M_{D1}$  はゲートが接地されている． $M_{D1}$  のソース端子はレベルコンバータの入力となっており，デプレッション型の nMOSFET ( $M_{D2}$ ) で構成される高インピーダンスの素子と接続されている．1 nA 程度の入力電流でレベルコンバ

ータを動作させるためには、 $M_{D2}$  のインピーダンスを  $1 \text{ G}\Omega$  程度にする必要があるため、 $M_{D2}$  のゲート長を  $1500 \mu\text{m}$  にした。その他のトランジスタのゲート長は、 $100 \sim 2000 \mu\text{m}$  の範囲とした。高インピーダンスのトランジスタは、レベルコンバータに流れる電流を抑えるため、電圧検出回路の消費電流が  $\text{nA}$  レベルとなる。



VD\*: Voltage detector

(a)



ED-CMOS  
voltage detector

(b)

図 5-6 分割電源線型間欠電源変換回路の構成

(a)分割電源線型間欠電源変換回路の回路図 (b)電圧検出回路の回路図

### 5.4.3 分割電源線型間欠電源変換回路のシミュレーション評価

分割電源線型間欠電源変換回路のシミュレーションモデルを図 5-7 に示す. 図 5-7 (a) に示した樹液発電デバイスの等価モデルは, 定電流源 ( $I_p$ ), 及び, ダイオード接続された nMOSFET ( $M_4$ ), ゲート接地された nMOSFET ( $M_5$ ), 寄生容量 ( $C_p$ ) で構成される.  $I_p$  は  $0.1 \mu\text{A}$  とし,  $M_4$  は電圧リミッタとして働く. ゲート端子に定電圧 ( $V_p$ ) が接続された  $M_5$  は, 樹液発電デバイスの内部抵抗の役割を担う. 樹液発電デバイスの制限電圧を  $V_p$  の電圧と同じにするために,  $V_p$  の電圧, 及び,  $M_4$  のしきい値電圧を  $2.5 \text{ V}$  とした. また,  $M_5$  の抵抗値を, 樹液発電デバイスの内部抵抗値である  $0.3 \text{ M}\Omega$  とするために, ゲート長, 及び, ゲート幅は, それぞれ  $100 \mu\text{m}$ ,  $2.8 \mu\text{m}$  とした.

分割電源線型間欠電源変換回路のモデルを図 5-7 (b) に示す. ショットキーダイオード部分には, ダイオード接続された低しきい値の nMOSFET ( $M_3$ ) を用いた.  $M_3$  のしきい値は  $0.1 \text{ V}$  とし, その他の MOSFET のしきい値は, それぞれ, nMOSFET を  $0.5 \text{ V}$ , pMOSFET を  $-0.5 \text{ V}$  とした. また, シミュレーション時間を短縮するために,  $C_s$  の容量値を  $100 \text{ nF}$ ,  $C_{ss}$  の容量値を  $5 \text{ nF}$ ,  $C_p$  の容量値を  $1 \text{ nF}$ , 負荷抵抗を  $200 \text{ k}\Omega$  とした.

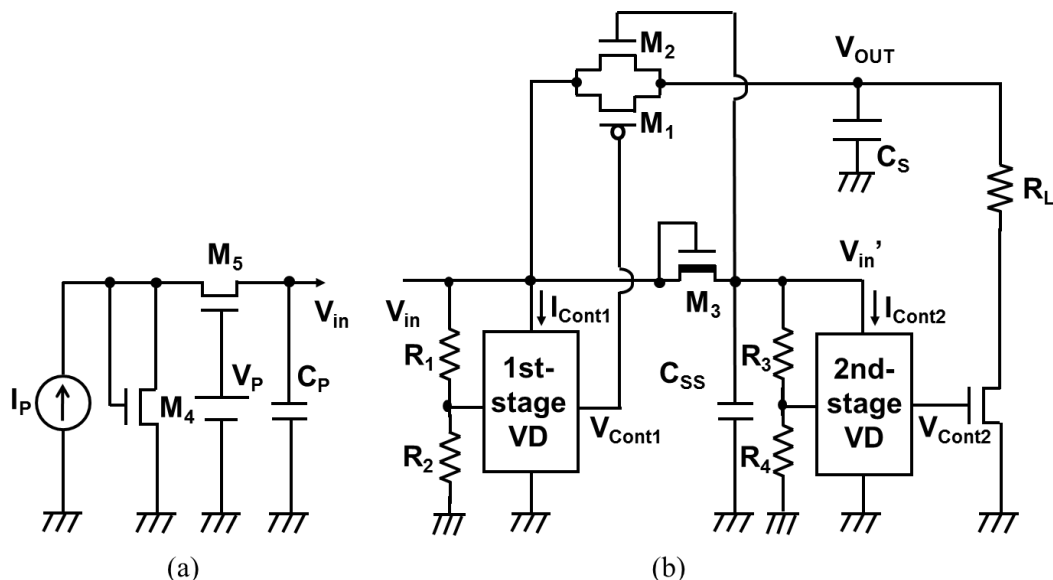
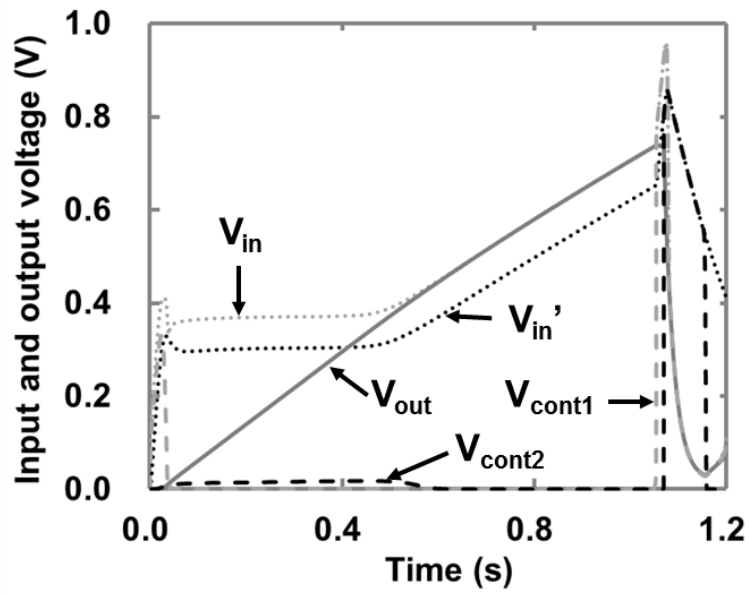
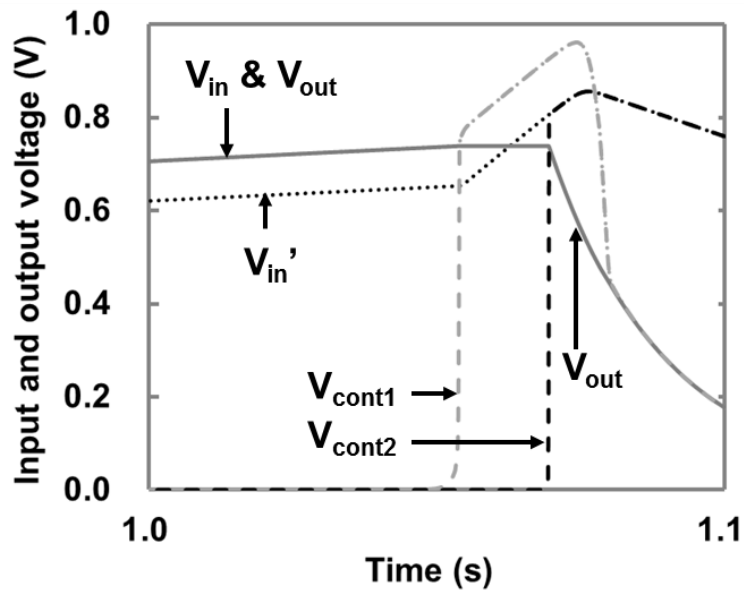


図 5-7 分割電源線型間欠電源変換回路のシミュレーションモデル  
 (a)樹液発電デバイス等価モデル (b)分割電源線型間欠電源変換回路モデル

分割電源線型間欠電源変換回路の各ノードの電圧変化についてシミュレーションを行った結果を図 5-8 (a) に示す. また, シミュレーション時間の 1 秒から 1.1 秒の間を拡大したものを図 5-8 (b) に示す. 初期状態では,  $V_{in}$ , 及び,  $V_{out}$ , 1 段目の電圧検出回路の出力電圧 ( $V_{cont1}$ ), 2 段目の電圧検出回路の出力電圧 ( $V_{cont2}$ ) は 0 V であり, パワースイッチトランジスタは OFF 状態である. まず, 樹液発電デバイスが発電を開始すると  $M_1$  が ON 状態となり,  $M_1$  を介して  $C_s$  に電流が流れ込むことでキャパシタが充電される. また, ダイオード接続された  $M_3$  を介して  $C_{ss}$  にも電流が流れ込む. この時, 2 つのキャパシタの合成容量は容量の大きな  $C_s$  に依存するため, それぞれの充電スピードはゆっくりとなる. その結果, 2 つの電圧検出回路の電源線である  $V_{in}$ , 及び,  $V_{in}'$  が徐々に上昇する.  $V_{in}$  が 0.75 V に達すると, 1 段目の電圧検出回路が  $V_{cont1}$  から  $V_{in}$  と同じ電圧を出力し,  $M_1$  を OFF 状態にすることで  $V_{in}$  のノードと  $V_{out}$  のノードが切り離されて,  $C_s$  への充電が停止する. この時,  $C_s$  の容量値に比べて  $C_{ss}$  の容量値は 2 桁小さく,  $C_s$  が  $V_{in}$  のノードから切り離されたことによって合成容量が極端に小さくなるため,  $C_{ss}$  への充電が加速され,  $V_{in}'$  の電圧が急激に上昇する.  $V_{in}'$  が 0.75 V に達すると, 2 段目の電圧検出回路が  $V_{cont2}$  から  $V_{in}'$  と同じ電圧を出力し, パワースイッチトランジスタを ON 状態にする. この時, 負荷 ( $R_L$ ) がグランドと接続されるため,  $C_s$  から  $R_L$  へ電流が流れる. 負荷を駆動することで  $V_{out}$  は減少し,  $M_2$  が ON 状態となるため  $V_{in}$ , 及び,  $V_{in}'$  はグランドレベルまで減少する. その結果, 回路にリセットがかかり, 再び  $C_s$ , 及び,  $C_{ss}$  の充電を開始する.



(a)

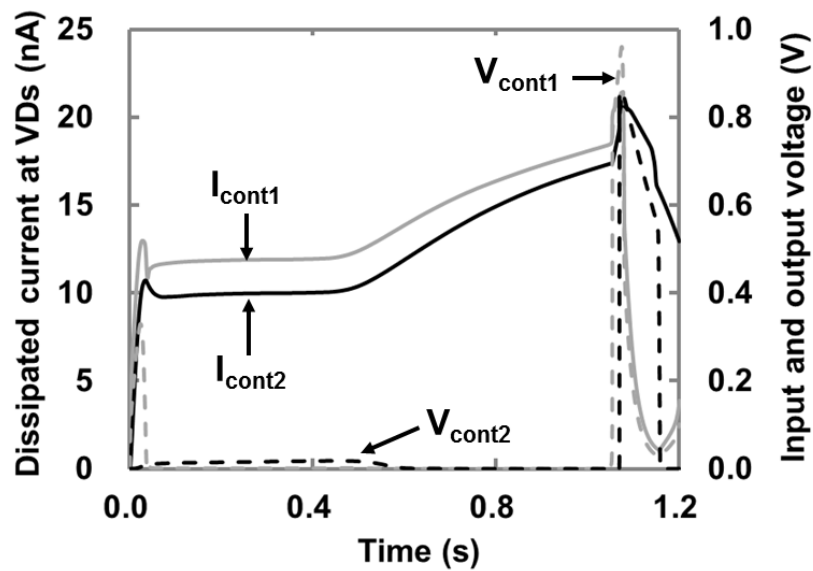


(b)

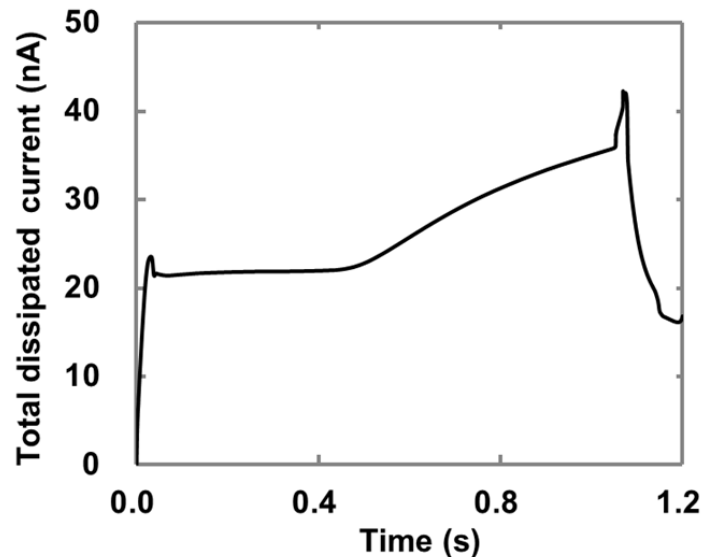
図 5-8 分割電源線型間欠電源変換回路のシミュレーション結果(電圧変化)

(a)1 サイクル分のグラフ (b)1~1.1 秒部分を拡大したグラフ

2つの電圧検出回路が消費する電流をシミュレーションで求めた結果を図5-9に示す。供給電圧が0.75Vの時、それぞれ20nAの消費電流であることが分かった。電圧検出回路全体の消費電流は、最大でも40nAであることが分かった。



(a)



(b)

図 5-9 分割電源線型間欠電源変換回路のシミュレーション結果(電流変化)

(a)各ノードに流れる電流のグラフ (b)合計の消費電流のグラフ

## 5.5 植物成育モニタリングシステムの評価

試作した植物成育モニタリングシステムの送信機を図 5-10 に示す。送信機は、キャパシタ、及び、分割電源線型間欠電源変換回路、DC-DC コンバータ、無線送信機、アンテナで構成される。キャパシタは、リーク電流の小さな電解コンデンサを 3 つ使い、容量は合計で約 10 mF とした。無線の周波数は、微弱無線帯である 315 MHz を用いた。送信機のサイズは、縦 50 cm、横 55 cm、高さ 15 cm であり、重さは 23 g である。分割電源線型間欠電源変換回路の  $C_{ss}$  の容量は、100  $\mu$ F とし、電圧検出回路の  $V_D$  に接続するブリーダ抵抗  $R_1$  と  $R_3$ 、及び、 $R_2$  と  $R_4$  は、それぞれ 31.2 M $\Omega$ 、25.6 M $\Omega$  とした。DC-DC コンバータは、分割電源線型間欠電源変換回路から出力される電圧を 2 V に昇圧して無線送信機を駆動する。DC-DC コンバータ、及び、無線送信回路の消費電力は、5 mW であった。

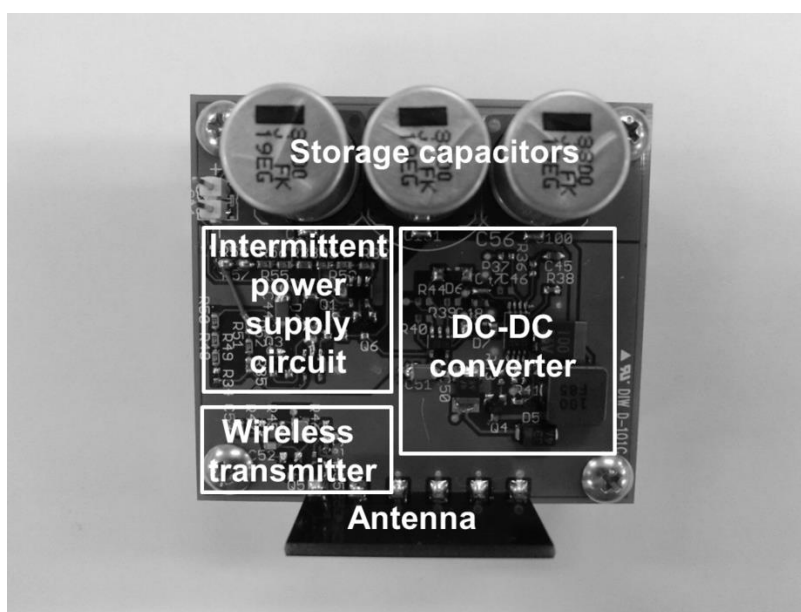
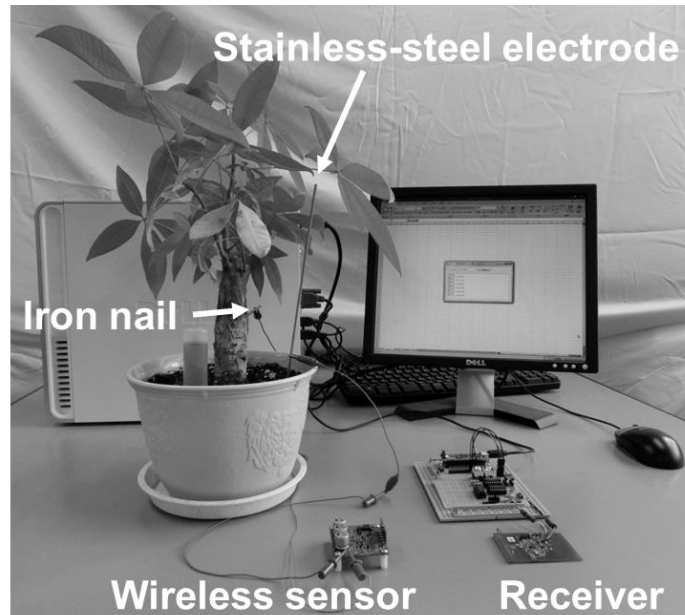


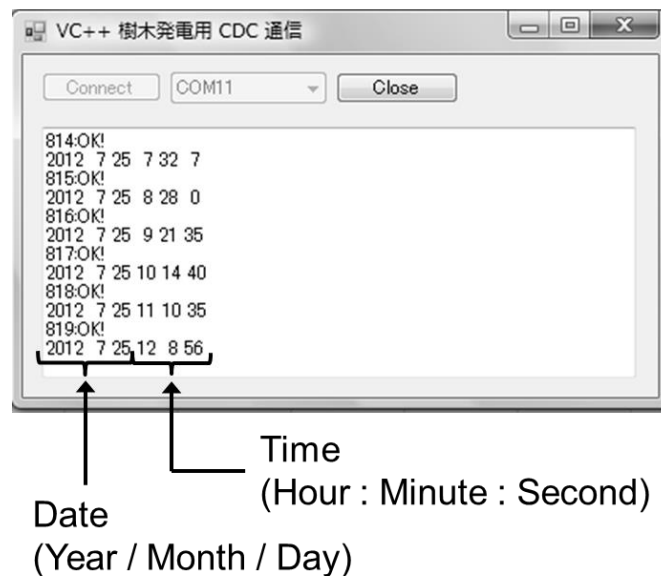
図 5-10 試作した植物成育モニタリングシステムの送信機の写真

試作した植物成育モニタリングシステムを図 5-11 (a) に示す。植物成育モニタリングシステムは、植物成育モニタリングセンサ、及び、受信機で構成され、植物成育モニタリングセンサの樹液発電デバイスが発電することで無線信号を送信し、その信号を受信機が受信すると、パソコンのディスプレイに受信時刻を表示する。無線信号を 6 回受信した時の受信時刻の表示例を

図 5-11 (b) に示す。試作した植物育成モニタリングシステムを用いて実験を行った結果、無線信号が送受信されることが確認できた。この結果から、樹液発電デバイス、及び、分割電源線型間欠電源変換回路を用いることで、樹液発電の発電電力で無線信号が送信可能であることが実証できた。



(a)



(b)

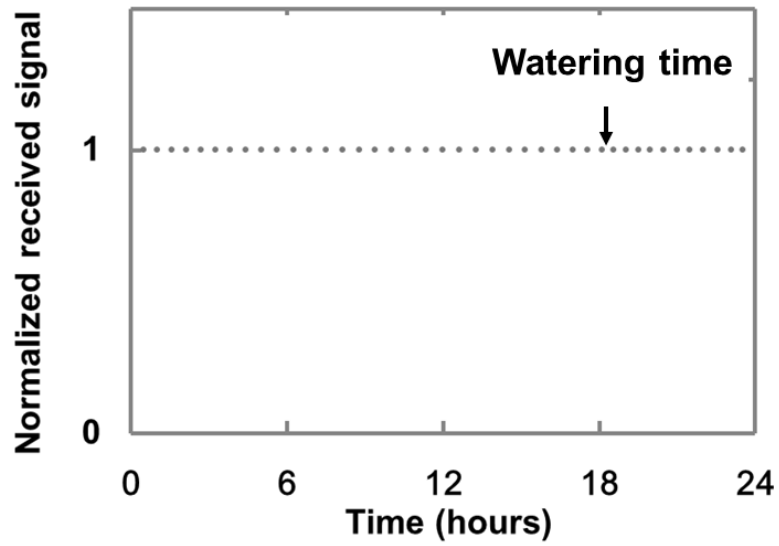
図 5-11 試作した植物育成モニタリングシステムの写真  
(a)植物育成モニタリングシステム (b)受信時刻の表示例



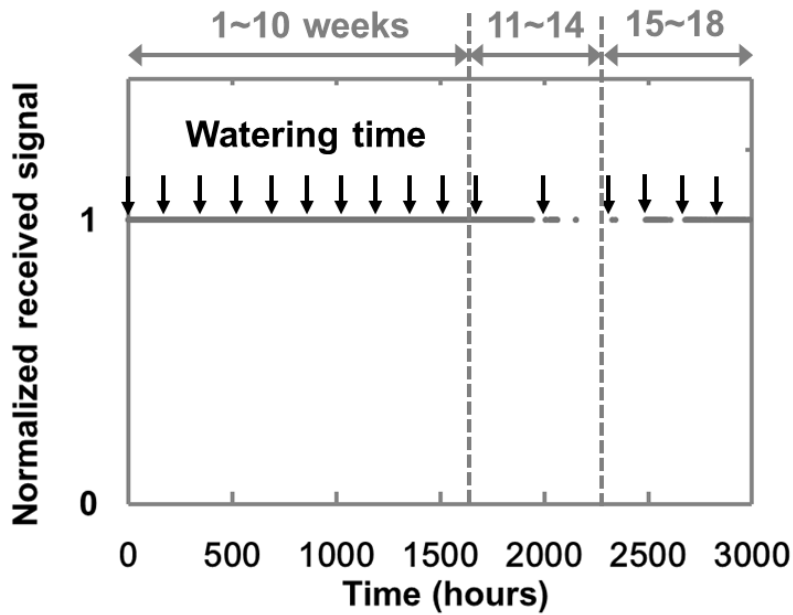
植物成育モニタリングセンサから送信された無線信号が、受信機で受信された間隔を図 5-12 に示す。図 5-12 (a) は、1 日で受信した信号の受信間隔を示し、測定を始めてから 18 時間後に水やりを行った結果である。水やりの水の量は 1 回あたり 150 ml とした。信号の受信間隔は、測定を開始してから徐々に長くなっていくことが分かる。さらに、水やりを行うと、その直後に一度受信間隔が短くなり、その後徐々に長くなっていくことが分かった。

図 5-12 (b) は、約 4 か月間で受信した信号の受信間隔を示す。水やりは初め 1 週間に 1 度のペースで行った。水分量の変化による信号の受信間隔の変化を確認するため、11 週目からは水やりを 2 週間に 1 度のペースに変更した。その後、15 週目からは再び 1 週間に 1 度のペースで水やりを行った。測定を始めて 10 週目までは、信号を受信することが確認できた。しかし、水やりのペースを 2 週間に 1 度に変更した直後の 11~12 周目の間では、次の水やり前に信号が受信されなくなった。13 週目に水やりを行うと再び信号を受信し始めたが、4 日程度で信号が受信されなくなった。さらに、15 周目の水やり後は再び信号が受信され始めたが、すぐに受信されなくなった。ここで、水やりのタイミングを 1 週間に 1 度のタイミングに戻したところ、直後の 16 週目は、6 日目に信号が受信されなくなったが、17 週目以降は実験開始時と同様のタイミングで信号が受信されることが確認できた。

これらの結果から、植物内の樹液の量で決まる樹液発電デバイスの発電量は、植物の植えられている土の水分量に左右されると考えられる。



(a)



(b)

図 5-12 植物成育モニタリングセンサから送信された無線信号の受信間隔

(a)1 日分のグラフ (b)4 か月分のグラフ

図 5-13 (a) は、植物成育モニタリングセンサから送信された無線信号の受信間隔を 7 日間記録したものである。水やりは 1 日目に行った。信号の受信間隔は、水やり後しばらくしてから短くなり、その後、徐々に長くなるが、ある一定のタイミング（グラフ内に示した矢印の部分）で間隔が短くなる部分があることが分かった。

図 5-13 (b) は、図 5-13 (a) を記録した時の周囲の気温や湿度、土の水分量の状態を記録したものである。土の水分量の測定には、株式会社藤原製作所の TDR 土壤水分測定器を用い、センサ部は土の表面から 18 cm の深さまで差し込んだ。土の水分量は、水やりを行った時点で一気に上昇し、その後は全体的に徐々に減少するが、あるタイミングで少し上昇することが分かった。また、気温は、1 日のサイクルとして昼間に上昇している。土の水分量の変化と気温の変化の関係を調べるために、土の水分量、及び、気温が上昇し始める点を図 5-13 (b) のグラフ内に大きめのドットで示した。それぞれのドットを見比べると、気温が上昇し始めるのとほぼ同時に、土の水分量も上昇し始めていることが分かる。これは、気温が上昇すると、土の表面からの蒸発量が増え、それに伴って土中の水分が下方から上方へ移動するためであると考えられる。また、植物成育モニタリングセンサから送信された無線信号の受信間隔が短くなるタイミングと、土の水分量が増えるタイミングが似ていることから、今後、信号の受信間隔と土の水分量や周囲の状態などの関係性をさらに追究すれば、信号の受信間隔から植物の樹液の量を推測することで、周囲の状態や植物の成育状態をモニタリングすることが可能であると考えられる。

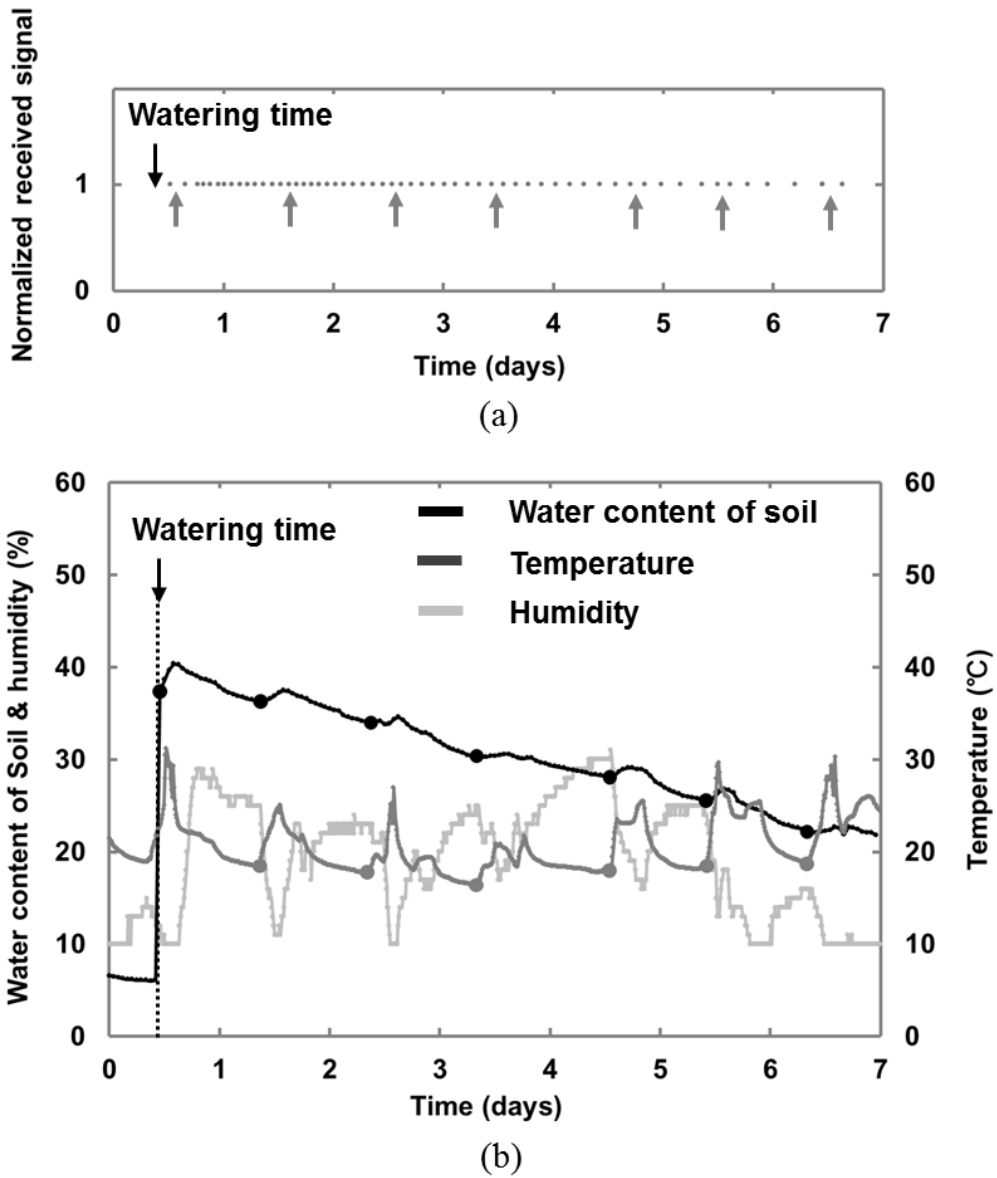


図 5-13 無線信号が送信されている時の周囲のコンディション  
 (a)無線信号の受信間隔 (b)周囲の温度，湿度，土の水分量

## 5.6 まとめ

本章では、尿失禁センサシステムの応用として、樹液を電解液として用いる樹液発電の発電電力で無線信号を送信し、受信機で受信した無線信号の受信間隔から植物内の樹液の状態を検知する、植物成育モニタリングシステムについて、試作、及び、評価を行うことでシステムの有用性を実証した。以下に得られた結果を要約する。

- (1) 樹液を電解液として発電する樹液発電デバイスの発電原理を述べ、発電特性の評価を行った。その結果、樹液発電デバイス自身は、 $0.3\text{ M}\Omega$ の内部抵抗を持ち、解放電圧は $1\text{ V}$ であること、及び、その時の樹液発電デバイスの短絡電流は $3\text{ }\mu\text{A}$ であることを示した。
- (2) 尿発電に比べて、発電電流が3桁小さい樹液発電で無線送信機を駆動するために、数 $\text{ nA}$ の消費電流で動作する電圧検出回路、及び、その電圧検出回路を用いた分割電源線型間欠電源変換回路を提案した。また、シミュレーションを行うことで回路の動作を示した。
- (3) 樹液発電デバイス、及び、分割電源線型間欠電源変換回路、無線送信機を用いて植物成育モニタリングセンサを試作し、受信機で無線信号が受信できることを実証した。また、無線信号の受信間隔は、ある一定のタイミングで間隔が短くなる部分があることを示した。さらに、周囲の気温や湿度、土の水分量などの状態から、土の水分量は、水やりを行った時点から全体的に徐々に減少するが、気温が上昇するタイミングで少し上昇することを示した。

## 参考文献

- (1) A. Tanaka, Y. Nakagawa, K. Kitamura, F. Utsunomiya, N. Hama, and T. Douseki: "A Wireless Self-powered Urinary Incontinence Sensor System," IEEE SENSORS 2009 Conference, pp. 1674-1677, 2009.
- (2) A. Tanaka, T. Yamanaka, H. Yoshioka, K. Kobayashi, and T. Douseki: "Self-powered Wireless Urinary Incontinence Sensor for Disposable Diapers," IEEE SENSORS 2011 Conference, pp. 1491-1494, 2011.
- (3) C. J. Love, S. Zhang, and A. Merishin: "Source of Sustained Voltage Difference between the Xylem of a Potted Ficus Benjamina Tree and Its Soil," Plos ONE, Vol. 3, No. 8, e2963, 2008.
- (4) C. Himes, E., K. Kitam Carlson, R. J. Ricchiuti, D. W. Taklor, B. Otis, and B. A. Parviz: "Using Plants for Directly Powering Nanoelectronic Circuits," Nanotechnology perceptions, No. 6, pp. 29-40, 2010.
- (5) A. Tanaka, T. Ishihara, F. Utsunomiya, and T. Douseki: "Wireless Self-powered Plant Health-monitoring Sensor System," IEEE SENSORS 2012 Conference, pp. 311-314, 2012.
- (6) D. A. Brown and J. G. Noggle: "Ion Exchange in Soil-plant Root Environments: I. Measurement of Suites of Cations at Various Stage of Nutrient Uptake," Soil Science Society of Ameica Journal, Vol. 19, No. 3, pp. 131-134, 1955.
- (7) L. Taiz and E. Zeiger: "Plant Physiology," Sinauer Associates Inc., Massachusetts, 2010.
- (8) N. Grotz and M. L. Guerinot: "Molecular Aspects of Cu, Fe and Zn Homeostasis in Plants," Biochimica et Biophysica Acta, 1763, pp. 595-608, 2006.

- (9) S. A. Sinclair and U. Krämer: “The Zinc Homeostasis network of Land Plants,” *Biochimica et Biophysica Acta*, 1823, pp. 1553-1567, 2012.
- (10) F. Utsunomiya and T. Douseki “Nanowatt-Power-Level Automatic Switch Combining ED-CMOS Circuit and LED,” *IEICE Trans. Electron*, Vol. E95-C, No. 6, pp. 1104-1109, 2012.

## 第6章 今後の課題

### 6.1 まえがき

尿発電を用いた無線尿失禁センサシステムの構成法として、尿失禁センサシステムの原理を実証した上で、おむつへの適用法について述べ、その有用性を示してきた。また、さらにその応用として、樹液発電を用いた植物成育モニタリングシステムの構成法について述べた。

本章では、本研究を通じて明らかになった尿失禁センサシステム、及び、植物成育モニタリングシステムの今後の課題について考察する。尿失禁センサシステムの課題をとして、①本研究に用いた尿発電デバイスの電極である二酸化マンガンの安全性の問題、②本研究で用いた間欠電源変換回路は、昇圧を開始する電圧が尿発電デバイスの開放電圧付近であるため、負荷が駆動されるまでの時間が長くなり、尿失禁センサの応答速度が遅いという問題等がある。また、③無線信号受信間隔と周囲環境における関係性の追究、④本研究で試作した植物成育モニタリングシステムは、無線送信信号に ID 情報を付加していないため、ID 情報を付加する必要性等がある。

以下に上記課題を解決する手法を考察する。

### 6.2 尿失禁センサシステムの課題

#### 6.2.1 安全性を考慮した尿発電デバイスの提案

本研究に用いた尿発電デバイスの電極である二酸化マンガンは安全性に問題があり、このままでは実用化できない。この問題の改善策として、二酸化マンガン電極の代わりに、炭素電極を用いた尿発電デバイスを提案することで、安全性を考慮した尿発電デバイスが実現できる。

炭素電極を用いた尿発電デバイスの内部抵抗は、二酸化マンガン電極を用いた尿発電デバイスよりもさらに大きく、本研究で用いたフレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスの構造をそのまま用いることができないため、新しい構造の提案が必要となる。内部抵抗を小さくする方法としては、電極面積



を広げることが考えられ、おむつの吸収性能を損なわずに、電極面積を広げる電極構造の例として、スポンジ状の構造の検討を行う。

## 6.2.2 尿失禁センサの応答速度向上

尿発電デバイスの発電特性は、第2章で述べたように内部抵抗に非線形抵抗成分を持ち、図6-1から分かるように、開放電圧より少し低い電圧に達するまでは時間が短いのに対して、開放電圧に達するまでは時間が極端に長くなるという特徴がある。本研究で試作した間欠電源変換回路は、電圧検出回路の検出電圧が尿発電デバイスの開放電圧付近であるため、負荷である無線送信機に電力が供給され始めるまでの時間が長くなり、尿失禁センサの応答速度が遅くなってしまいう問題がある。この問題の解決策として、間欠電源変換回路の検出電圧を下げることで、より早い応答が可能になる。尿失禁センサの応答速度を向上するための回路構成例を図6-2に示す。負荷を駆動するための昇圧回路の前段に、低電圧で昇圧を開始することが可能な昇圧回路を接続することで、0.3Vから昇圧動作を開始できるため、尿失禁センサの応答速度を向上できる。今後、低電圧から昇圧可能な回路構成の検討を進めていく。

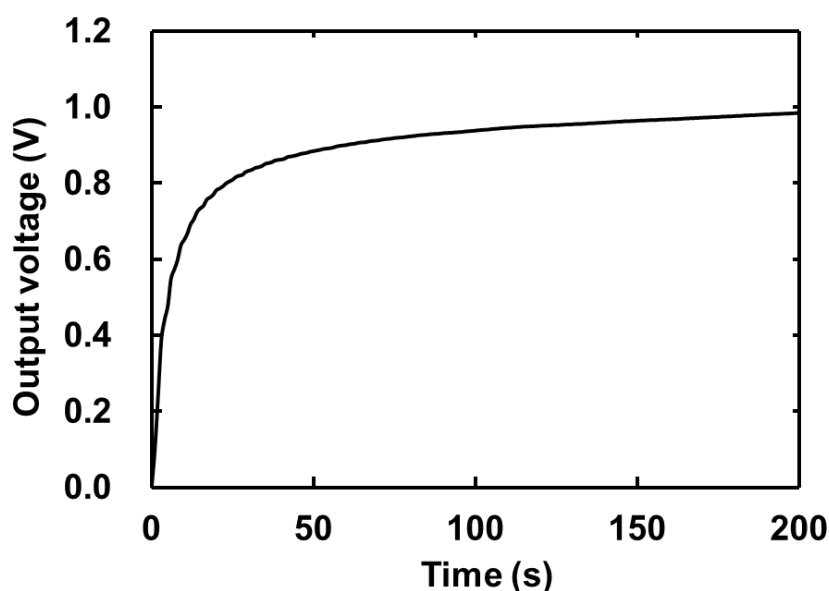


図6-1 尿発電デバイスの発電特性

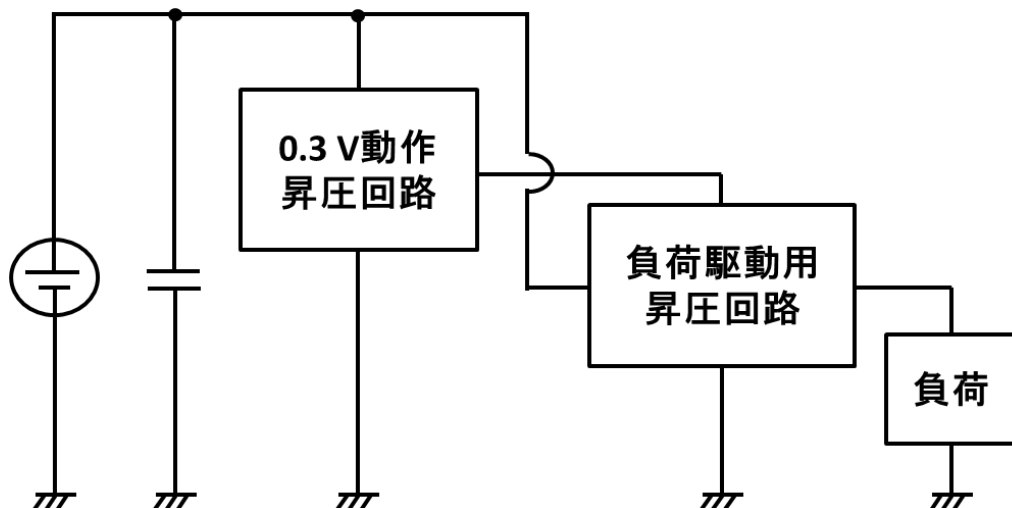


図 6-2 尿失禁センサの応答速度向上のための回路構成

## 6.3 植物育成モニタリングシステムの課題

### 6.3.1 無線信号受信間隔と周囲環境における関係性の追究

第 5 章の 5 節で示した，植物モニタリングセンサから送信された無線信号の受信間隔を 7 日間記録したグラフ，及び，その時の周囲の気温や湿度，土の水分量などの状態を記録したグラフをそれぞれ図 6-3 (a)，(b) に再度示す．図 6-3 (a) に示した信号の受信間隔のグラフの縦軸を受信回数としてプロットし直したものを図 6-4 に示す．また，図 6-3 (b) の土の水分量のグラフも一緒に示した．信号の受信間隔は，大きめのドットでグラフ内に示したように，ある一定のタイミングで変曲点をもつことが分かった．それぞれのドットを見比べると，信号の受信間隔の変曲点は，土の水分量が上昇し始めた直後に毎回現れていることが分かる．また，信号の受信間隔のグラフは，変曲点を起点にして次の変曲点までの間で徐々に傾きが緩やかになっており，この時の土の水分量は徐々に減少している．これらのことから，信号の受信間隔は，土の水分量が減少することで，長くなると考えられる．さらに，信号の受信間隔のグラフは，緩やかになっていた傾きが，変曲点を境にして急になっており，この時の土の水分量は少し上昇している．このことから，信号の受信間隔は，土の水分量が増加することで，短くなることが考えられる．よって，信号の受信間隔は，周囲環境と関係があると考えられる．今後，無線信号受信間隔と周囲環境における関係を明確にしていく．

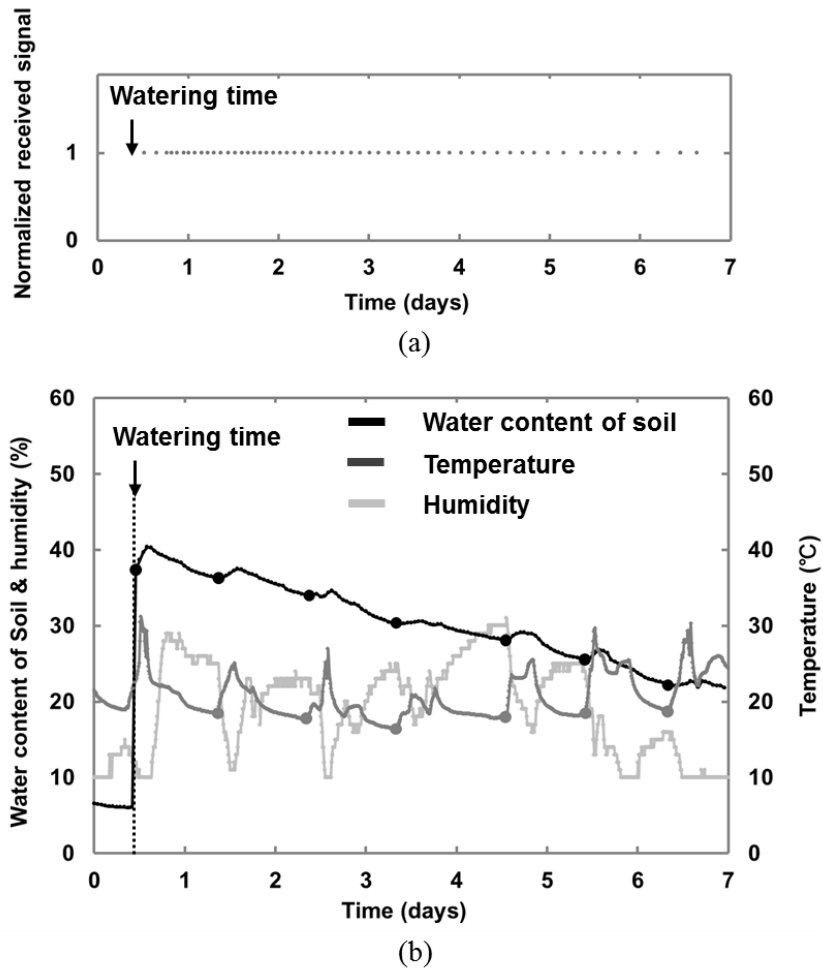


図 6-3 無線信号が送信されている時の木の周囲のコンディション  
 (a)無線信号の受信間隔 (b)周囲の温度，湿度，土の水分量

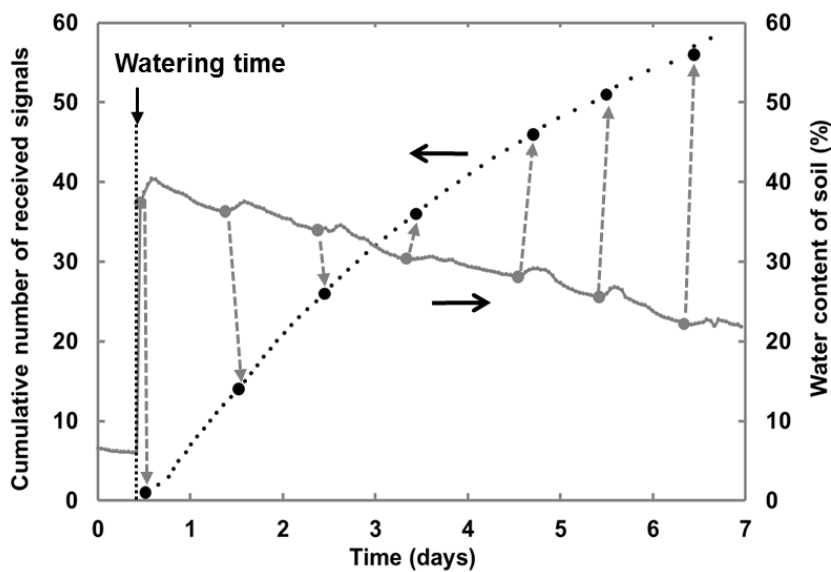


図 6-4 無線信号の受信間隔と土の水分量との関係

### 6.3.2 無線送信信号への個別識別用 ID 情報の付加

本研究で試作した無線送信機の送信信号には, ID 情報が付加されておらず, 同時に複数個の植物成育モニタリングセンサを使用することができないという問題がある. この問題の解決策として, 植物成育モニタリングセンサに用いる無線送信機に, ID 情報を付加した無線信号を送信する機能を搭載させることが考えられる. しかしながら, ID 情報を付加した無線信号を送信させるための処理を行うには, 送信データの制御等を行う CPU が必要となり, 無線送信機の消費電力が大きくなる. 今後は, 無線送信回路の低電圧駆動による低消費電力化を行うことが課題である.

## 6.4 まとめ

本章では、本研究を通じて明らかになった尿失禁センサシステム、及び、植物成育モニタリングシステムの今後の課題を考察した。以下に得られた結果を要約する。

- (1) 本研究に用いた尿発電デバイスの電極である二酸化マンガンは安全性に問題があり、このままでは実用化できないため、改善策として、二酸化マンガン電極の代わりに、炭素電極を用いた尿発電デバイスを提案した。炭素電極の内部抵抗は大きいため、内部抵抗を小さくするために電極面積を広げる電極構造の例として、今後、スポンジ状の構造の検討を行うことを示した。
- (2) 尿発電デバイスは、内部抵抗に非線形抵抗成分を持った発電特性となるため、開放電圧に達するまでは時間が極端に長くなるという特徴があり、間欠電源変換回路の検出電圧が尿発電デバイスの開放電圧付近である場合、尿失禁センサの応答速度が遅くなってしまうという問題があることを示した。解決策として、負荷を駆動するための昇圧回路の前段に、低電圧で昇圧を開始することが可能な昇圧回路を接続する回路構成例を提案し、今後、低電圧から昇圧可能な回路構成の検討を進めていくことを示した。
- (3) 植物モニタリングセンサシステムの信号の受信間隔、及び、土の水分量のグラフの関係から、信号の受信間隔は、周囲環境と関係があると考えられる。今後、無線信号受信間隔と周囲環境における関係を明確にしていくことを示した。
- (4) 本研究で試作した植物成育モニタリングセンサは、同時に複数個を使用することができないという問題があるため、解決策として、無線送信機に、ID 情報を付加した無線信号を送信する機能を搭載させることを提案した。ID 情報を付加した無線送信を行うための回路は、CPU

が必要など，消費電力が大きくなるため，今後は，無線送信回路の低電圧駆動による低消費電力化を行うことが課題であることを示した．

## 第7章 結論

本論文は、尿発電を用いたワイヤレス尿失禁センサシステム構成法として、尿発電を用いたワイヤレス尿失禁センサシステムの原理、及び、ワイヤレス尿失禁センサシステムのおむつへの適用法、さらにその応用として、樹液発電を用いた植物成育モニタリングシステムの構成法を明らかにしたものである。

以下に本研究で得られた主要な結果を要約する。

- (1) 内部抵抗の大きな尿発電の発電電力で消費電力の大きな負荷を駆動するにあたって、間欠電源方式の必要性について述べた。また、間欠電源変換方式の例として間欠電源変換回路を提案すると共に、間欠電源変換回路のシミュレーションを行うために、尿発電デバイスの等価回路を提案した。その際、尿発電デバイスは、内部抵抗に非線形抵抗成分をもっていることを示した。提案した間欠電源変換回路、及び、尿発電デバイスの等価回路を用いてシミュレーションを行うことで、間欠電源変換回路の有用性を示した。(第2章)
- (2) 尿を電解液として発電する尿発電の発電電力で無線信号を送信し、その信号を受信機で受信することで、ワイヤレスで尿漏れをサーバ側に知らせる、尿失禁センサシステムを構築するための原理を述べた。具体的には、コイン型尿発電デバイスの試作を行い、発電特性について評価を行った結果を述べた。また、コイン型尿発電デバイスで消費電力の大きい負荷を駆動するための間欠電源変換回路、及び、無線送信機の試作を行い、それぞれ評価を行った結果を述べた。さらに、コイン型尿発電デバイス、及び、間欠電源変換回路、無線送信機を用いて、尿失禁センサを試作し、受信機を用いて送受信実験を行うことで、尿発電を用いた尿失禁センサシステムの構築が可能であることを示した。(第3章)

- (3) 実用化に向けて、尿失禁センサシステムのおむつへの適用法を述べた。具体的には、コイン型尿発電デバイスに代わる、フレキシブルワイヤタイプ尿発電デバイスを提案し、おむつへ適用させることで、おむつ組込み型尿発電デバイスを実現し、発電特性について評価を行った結果を述べた。また、おむつ組込み型尿発電デバイスで消費電力の大きい負荷を駆動するための間欠電源変換回路、及び、ID 情報を付加した無線信号を送信する無線送信機の試作を行い、それぞれ評価を行った結果を述べた。さらに、無線送信アンテナの電力放射特性の評価を行った結果を述べた。最後に、おむつ組込み型尿発電デバイス、及び、間欠電源変換回路、無線送信機を用いた尿失禁センサ、及び、受け取った無線信号から ID を表示する受信機を試作し、尿発電による発電電力で ID 情報を付加した無線信号の送受信が可能であることを示した。(第 4 章)
- (4) 尿失禁センサシステムの応用として、樹液を電解液として発電する樹液発電の発電電力で無線信号を送信し、受信機で受信した無線信号の受信間隔から植物内の状態を検知する、植物モニタリングシステムの構成法について述べた。具体的には、樹液発電デバイスの発電特性について評価を行った結果を述べた。また、尿発電に比べて、発電電流が 3 桁小さい樹液発電で無線送信機を駆動するために、数 nA の消費電流で動作する電圧検出回路、及び、その電圧検出回路を用いた分割電源線型間欠電源変換回路を提案し、シミュレーションにより、回路の動作を示した。さらに、樹液発電デバイス、及び、分割電源線型間欠電源変換回路、無線送信機を用いて植物成育モニタリングセンサを試作し、受信機で無線信号が受信できることを実証した。(第 5 章)
- (5) 尿失禁センサシステム、及び、植物成育モニタリングシステムの今後の課題として、①安全性を考慮した尿発電デバイスの提案、及び、②尿失禁センサの応答速度向上、③植物モニタリングシステムの無



線信号受信間隔と周囲環境における関係性の追究，④植物モニタリングシステムの無線送信信号への個別識別用 ID 情報の付加について考察を行った．①に関しては，炭素電極を用いた尿発電デバイスを提案し，内部抵抗を小さくするための例として，今後，スポンジ状の構造の検討を行うことを示した．②に関しては，今後，低電圧から昇圧可能な回路構成の検討を進めていくことを示した．③に関しては，今後，無線信号受信間隔と周囲環境における関係を明確にしていくことを示した．④に関しては，今後は，無線送信回路の低電圧駆動による低消費電力化を行うことが課題であることを示した．

(第 6 章)

## 謝辞

本研究をまとめるにあたり，ご指導とご助言を賜った，立命館大学理工学部電子情報工学科 道関隆国教授に感謝の意を表します。また，ご指導，ご助言を頂いた，立命館大学理工学部電子情報工学科 山内寛紀教授，藤野毅教授に深く感謝致します。

本研究の遂行にあたり，人工尿の合成についてご助言を頂いた，滋賀医科大学大学院医学系研究科 臨床看護学講座 遠藤善裕教授，小児用夜尿アラームの必要性についてご助言を頂いた，滋賀医科大学 泌尿器科学講座 上仁数義講師，尿発電，及び，植物発電のメカニズムについてご助言を頂いた，立命館大学生命科学部生物工学科 白石晴樹教授，笠原賢洋教授，尿発電デバイスの試作についてご助言を頂いた，NTT 情報ネットワーク総合研究所 環境エネルギー研究所 林政彦博士，おむつの提供，及び，おむつの構造をご指導頂いた，ユニ・チャーム株式会社 鈴木未央さま，尿発電による尿失禁センサの回路設計についてご助言頂いた，立命館大学大学院理工学研究科総合理工学専攻 博士課程後期課程 宇都宮文靖氏，立命館大学大学院理工学研究科電子システム専攻 博士課程後期課程 西川久氏，尿発電による尿失禁センサシステムの有用性をご指摘頂いた，大阪市立大学大学院工学研究科電子情報系専攻 原晋介教授，報道関連でお世話頂いた，立命館大学広報室広報課 岡本伸也氏に深く感謝致します。

大学への進学時に電子情報デザイン学科へ進路を決定するきっかけをくださり，進学後も応援くださった，立命館中学校・高等学校 田中博校長に深く感謝致します。FPGA やマイコンを用いた設計・開発等についてご指導くださった，株式会社シンセシス取締役会長 白川功大阪大学名誉教授，取締役副社長 奥畑宏之さまをはじめとする社員の皆様に深く感謝致します。

また，研究室配属時から M2 まで一緒に切磋琢磨した，浜田和正君，牧田卓巳君，矢野宏伯君，共に研究を行った粉川舞亜さんをはじめとする道関研究室の方々に感謝致します。最後に，私の研究生活を様々な面で支えてくださった，先生方，先輩方，友人，知人，Flying Cats のみなさん，武蔵クラブのみなさん，そして，家族に心より感謝致します。

## 本研究に関する発表文献リスト

### 1. 学術論文誌

- (1) Ami Tanaka, Fumiyasu Utsunomiya, and Takakuni Douseki : “A Wireless Self-Powered Urinary Incontinence Sensor System”, SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration, Vol. 5, No. 1, pp. 008-012, Jan. 2012.
- (2) Ami Tanaka, Fumiyasu Utsunomiya, and Takakuni Douseki : “Wireless Self-powered Sensor System with Sap-activated Battery for Plant Health Monitoring”, IEEJ Trans. on Sensors and Micromachines, Vol. 134, No. 3, Mar. 2014 (掲載決定済み) .
- (3) Ami Tanaka, and Takakuni Douseki : “Wireless Self-powered Urinary Incontinence Sensor for Disposable Diapers”, IEICE Trans. on Communications, Vol. E97-B, No. 03, Mar. 2014 (掲載決定済み).

### 2. 国際会議

- (1) Ami Tanaka, Yuuki Nakagawa, Kazuma Kitamura, Fumiyasu Utsunomiya, Norio Hama, and Takakuni Douseki : “A Wireless Self-powered Urinary Incontinence Sensor System”, IEEE SENSORS 2009 Conference, pp. 1674-1677, Oct. 2009.
- (2) Ami Tanaka, Takahiro Yamanaka, Hirofumi Yoshioka, Kensuke Kobayashi, and Takakuni Douseki : “Self-powered Wireless Urinary Incontinence Sensor for Disposable Diapers”, IEEE SENSORS 2011 Conference, pp. 1491-1494, Oct. 2011.
- (3) Ami Tanaka, Toyoshi Ishihara, Fumiyasu Utsunomiya, and Takakuni Douseki : “Wireless Self-powered Plant Health-monitoring Sensor System”, IEEE SENSORS2012 Conference, pp. 311-314, Oct. 2012.
- (4) Ami Tanaka and Takakuni Douseki : “[Invited] A wireless Self-powered Urinary Incontinence Sensor Embedded in Disposable

Diapers”, 2013 7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT) , pp. 170-173, Mar. 2013.

- (5) Takakuni Douseki and Ami Tanaka : “[Invited] Self-powered Wireless Disposable Sensor for Welfare Application”, 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp.1664-1667, Jul. 2013.

### 3. 国内会議

- (1) 田中亜実, 宇都宮文靖, 道関隆国 : “フレキシブル尿発電電池を用いた尿漏れセンサーシステム”, ITヘルスケア第六回学術大会, A-1, 2010.

