

戦略的創造研究推進事業
ERATO
追跡評価用資料

「前中センシング融合」プロジェクト
(2007.12～2013.3)

研究総括：前中 一介

2020 年 3 月

目次

要旨	1
プロジェクトの発足に至る経緯及び展開状況（まとめ図）.....	3
第 1 章 プロジェクトの概要.....	4
1.1 研究期間.....	4
1.2 プロジェクト発足時における科学技術や社会の背景.....	4
1.2.1 科学技術の背景.....	4
1.2.2 社会の背景.....	4
1.3 プロジェクトのねらい.....	5
1.4 研究体制.....	5
1.5 プロジェクト終了時点での研究成果やその意義.....	6
1.5.1 各種センサの研究と試作・実装.....	6
1.5.2 振動型発電デバイスの開発.....	12
1.5.3 超低消費電力な回路設計・システム設計.....	19
1.5.4 基板と実装の研究・開発.....	25
1.5.5 プロトタイプの試作とデータ収集.....	28
1.5.6 データ処理の検討.....	32
第 2 章 プロジェクト終了から現在に至る状況.....	34
2.1 各研究テーマの現在の状況.....	34
2.1.1 調査方法	34
2.1.2 競争的研究資金の獲得状況.....	35
2.1.3 論文の発表状況.....	39
2.1.4 特許の出願・登録状況.....	46
2.1.5 招待講演	50
2.2 各研究テーマの進展状況.....	54
2.2.1 PZT 薄膜素子に関する研究	54
2.2.2 MEMS によるエネルギーハーベスタ素子に関する研究	59
2.2.3 貼り付け型センサによるメンタル負荷の計測.....	67
2.3 プロジェクト参加研究者の活動状況.....	72
2.4 第 2 章まとめ.....	72
第 3 章 プロジェクト成果の波及と展望.....	74
3.1 科学技術への波及と展望.....	74
3.2 社会経済への波及と展望.....	75
3.2.1 ベンチャの起業とヘルスケア市場での競合.....	75
3.2.2 社会への貢献.....	79
3.2.3 メディアを介した研究成果の発信.....	80
3.2.4 社会経済への波及のまとめと展望.....	81
【引用文献】	82

要旨

本資料は、戦略的創造研究推進事業の ERATO「前中センシング融合プロジェクト」(2007 年 12 月～2013 年 3 月)において、研究終了後一定期間を経過した後、副次的効果を含めて研究成果の発展状況や活用状況等を明らかにし、国立研究開発法人科学技術振興機構(JST)事業及び事業運営の改善に資するために、追跡調査を実施した結果をまとめたものである。

第 1 章はプロジェクト発足時における科学技術や社会の背景、プロジェクトの狙い、プロジェクト終了時点での研究成果やその意義をまとめた。

人は感覚機能を人工的に獲得するセンシング技術を発展させてきた。特に、半導体技術と Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) 技術による小型軽量センサ技術の発展が著しい。生体センシングの分野ではウェアラブル端末という概念で身につけるセンサの研究が進められていた。一方、社会的には、日本における少子高齢化が 2060 年まで進行すると予測されており、高齢者の独居問題、介護問題などが課題とされている。中でも健康問題は大きな課題であり、高齢者の介護や日常の場での健康状態、さらには個人が重要な操作を任されている人の健康状態を見守るセンサが望まれていた。

本プロジェクトでは、通常生活を妨げず、装着感を感じさせないほど小型軽量で超低消費電力の身体貼り付け型センサシステムの実現を目指した。その結果以下の成果を得た。

- (1) 各種 MEMS センサを開発し、センサ融合の技術を確立することによって、絆創膏型デバイス実現の基礎を確立し、デバイスとして実現した。
- (2) システム全体を超低消費電力とするべく、平均消費電力を 10 μ W 以下になるよう設計を進めた。各機能モジュールについては設計試作、評価を行い、設計値どおり、非常に低消費電力で動作するものが複数実現できた。
- (3) 絆創膏となる伸縮する基板と配線を実現した。
- (4) 本プロジェクトの中で MEMS 技術と圧電性材料である PZT を融合した特徴あるデバイスを提案し、その加工技術を完成し、デバイスとして実現した。
- (5) 振動型発電デバイスをバッチプロセスにより構築する考え方を提示し、実現した。

第 2 章は本プロジェクト終了後の状況(競争的資金の獲得状況、論文の発表状況、研究テーマの進展状況等)をまとめた。

2007 年度～2018 年度の期間で、本プロジェクトに関する競争的資金は NEDO が 3 件、CREST が 1 件、科研費が 11 件であった。

論文数は本プロジェクトの成果論文 131 報、継続・発展論文は 48 報と減少した。1 報、1 年あたりの被引用数は成果論文について 0.79、継続・発展論文について 0.65 件であった。

特許出願について、期間中 36 件という多くの出願(国内 29 件、国際 7 件)が行われ、その中、現在国内 16 件、海外 2 件という多数の特許が登録されている。終了後、3 件の特許出願(国内 3 件、国際 0 件)が行われ、現在国内特許 1 件が登録されている。

招待講演は 2007 年度～2018 年度で国内講演 42 件(年平均約 4 件)、国際講演 20 件(年平均約 2 件)であった。なお、2017 年度は前中が国内講演 8 件を行っている。

研究テーマの進展状況について、本プロジェクト終了後、研究費が激減した。その中で期間中に注力した PZT 薄膜 MEMS 技術、エナジーハーベスタの研究は終了後も継続した。また、神戸大学と共同で開発した貼り付けセンサを使って、緊張と心拍等の関係を測定した。終了

後の研究成果を以下にまとめた。

(1) PZT 薄膜技術を使った MEMS デバイスの研究は進展している。この報告書では PZT 薄膜 MEMS によるアクチュエータについて詳しく報告した。PZT 薄膜を 2 重にしたバイモルフ構造の片持アクチュエータを開発した。また、三角断面の 2 面に PZT 薄膜を成膜し、それぞれに電圧を印加することにより三次元に変形する片持ち梁のアクチュエータを実現した。

(2) エナジーハーベスタの研究においては電磁誘導型の磁石が振動するタイプとコイルが振動するタイプの 2 種類と、これらに静電型を加えた 3 種類の研究を行った。

①磁石振動タイプについて、磁石アレイと蛇行コイルの間隔、距離、エアギャップ等のパラメータの最適化を理論計算と有限要素法で検討した。理論的な起電力、発電力は従来の実測値より非常に大きく、将来の課題が明らかになった。

②コイル振動タイプにおいては、起電力と実測値が良く一致した。理論的にはギャップ約 3 μ m が最適値であり、ギャップ 30 μ m の実測値の 43 倍の出力が得られた。

③静電型においては、狭ギャップを実現するための磁性薄膜を使った磁気反発力の構造を検討した。磁性薄膜をストライプ状にすることにより、反磁界を減らすことができ振動の可動範囲において一定の磁気反発力が得られた。

(3) 開発したセンサを利用した共同研究を神戸大学と行った。船舶の操船者や港湾管理者について、開発した貼り付けセンサを使って心拍数および動作の加速度の測定結果と、心理的緊張の関係を明らかにした。心理的緊張により心拍数が増加すること、このような測定に貼り付け型センサが有用であることが実証された。

本プロジェクト終了後、グループリーダー 5 名の中、2 名が昇格し、1 名は企業へ移った。

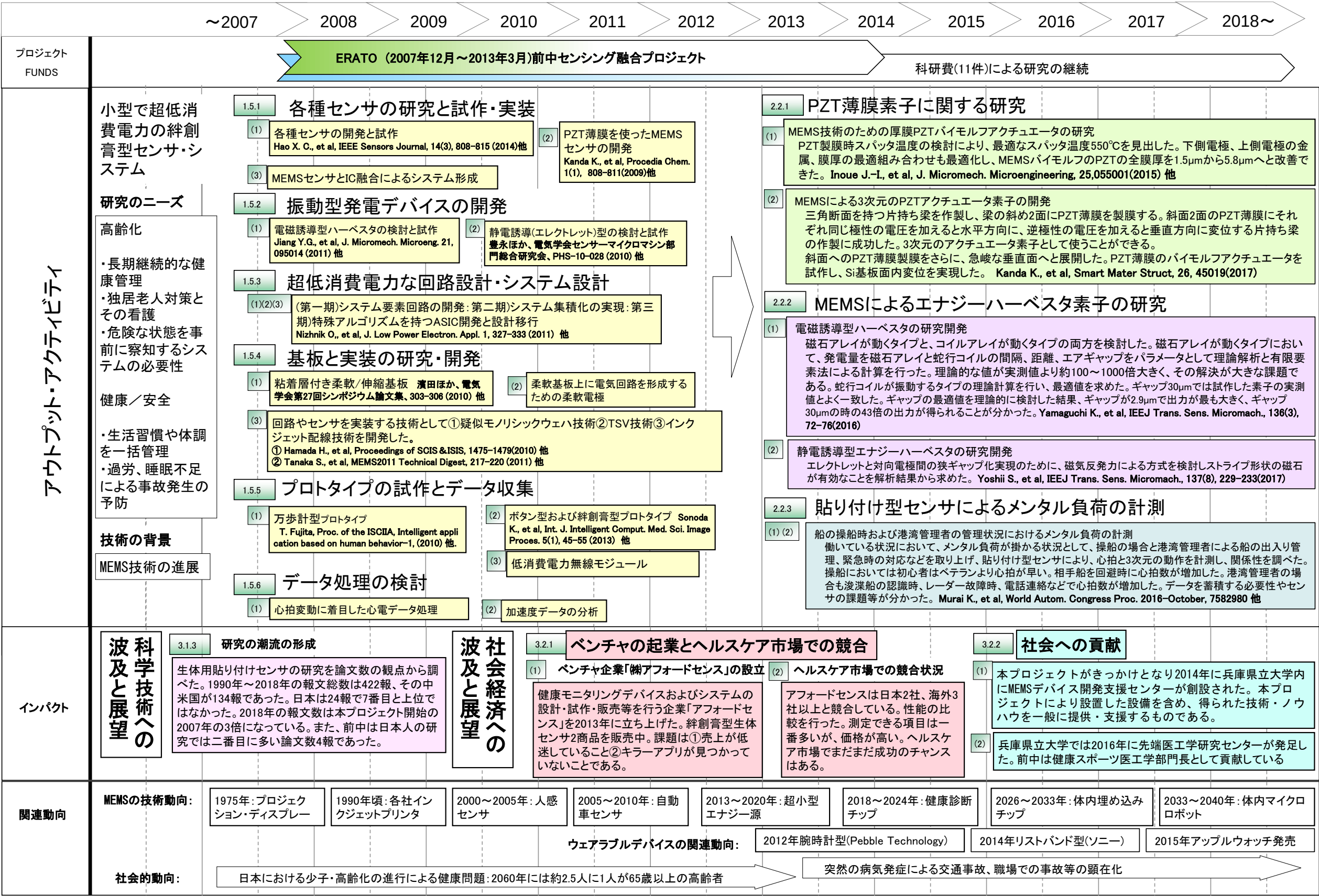
第 3 章はプロジェクト成果の波及と展望についてまとめた。

科学技術については、生体モニタリングを目指した貼り付け型センサを真正面から取り組んだ研究として、世界の研究の潮流に乗り遅れることなく、本プロジェクトが実施されたことが分かった。

社会経済への波及については、本プロジェクトの成果を基にしたベンチャ企業「アフォードセンス株式会社(アフォードセンス)」を立ち上げ、生体用の貼り付け型センサを市販している。国内で 2 社、海外で 5 社以上が競合しており、資金力の弱いアフォードセンスの将来性は楽観できない。しかし、将来生体モニタリングセンサの市場は拡大すると予想されており、アフォードセンスにおいても市場獲得の可能性を残している。

本プロジェクトの資金で整備された MEMS 試作と小規模生産の設備を広く一般に使えるよう兵庫県立大学の中に MEMS デバイス開発支援センターが設立され、兵庫県立大学で培った技術支援により誰でも MEMS デバイスの試作等ができるようになった。兵庫県立大学は、医工学に関する研究シーズを集積させ、異分野の研究者が連携して研究を進める先端医工学研究センターを 2016 年に発足させた。前中はこのセンター設立に関して中心的役割を果たし、健康スポーツ医工学部門の部門長としても活動している。

プロジェクトの発足に至る経緯及び展開状況（まとめ図）



第 1 章 プロジェクトの概要

本調査の対象である ERATO「前中センシング融合」プロジェクト（以後、本プロジェクトと記載）の概要を下記に示す。

1.1 研究期間

研究期間は 2007 年 12 月～2013 年 3 月。

1.2 プロジェクト発足時における科学技術や社会の背景

1.2.1 科学技術の背景

人や動物は環境から感覚器官を通じて詳細で正確な情報を得てきた。科学技術の発展に伴い、感覚機能を対象に合わせて人工的に拡大発展させ、情報を獲得する技術がセンシング技術である。現在センシングは、例えば商品のバーコード読み取りから宇宙規模の気象衛星まで非常に広い範囲に広がっている。中でも小型軽量センサによるセンシング技術が進展しており、それを可能にしたのは、半導体集積回路と Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) 技術である。MEMS は半導体で培われた微細加工技術を使って 1970 年代から技術開発が進められ、微細なアクチュエータ、センサ等の開発研究が盛んに行われるようになった。既存デバイスの代替を目的に研究が進められ、既に現在スマートフォンの画面の向きを検知する傾きセンサ、テレビゲームのコントローラの加速度センサ、携帯電話のシリコンマイクロフォンなどが身近で使われている。

小型軽量なセンサにより可能になったのは生体のセンシングであり、ウェアラブル端末という概念で研究が進められていた。日本でも 2004 年にウェアラブルセンサを用いた生体情報モニタリングシステムの研究が行われている¹。日本の商品化の代表的な例ではソニー株式会社が本プロジェクト終了間近の 2012 年に腕時計型のスマートウォッチを発売した。これと同種の端末としてリスト型端末等があり、一般的には歩数計、心拍計、移動距離記録、消費カロリー計などの機能が搭載されている。企業従業員の健康管理を含めて応用・利用されている。

1.2.2 社会の背景

厚生労働白書平成 28 年(2016 年)版によると日本の社会における少子高齢化は 2060 年まで進行することが予測されており、2060 年時点では約 2.5 人に 1 人が 65 歳以上の高齢者となる見込みである²。世帯構成も変化しており、高齢者のいる世帯数は、約 30 年前に比べて 2 倍に増加した。65 歳以上の高齢者の「単独世帯」は全世帯の 4 分の 1 を占め、「夫婦のみの世帯」と合わせると半数を超える状況である。このため高齢者の独居問題、介護問題などが社会的な課題として対策を迫られている。中でも健康問題は大きな課題であり、様々なアプローチによる改善が求められている。さらに、運転者の突然の病気発症による

¹ <https://doi.org/10.11522/pscjspe.2004A.0.646.0>

² <https://www.mhlw.go.jp/wp/hakusyo/kousei/16/dl/1-01.pdf>

バス事故、自動車事故が近年報道されている。このような例は自動車運転だけでなく個人が重要な操作を任されている多くの状況(航空機、船舶、工事現場、生産工場など)で起こりうる。このような状況に対して、社会としても、個人としても対策が望まれている。本プロジェクトは「見守りセンサ」という観点からこれらの課題解決への貢献を図るプロジェクトであった。

1.3 プロジェクトのねらい

本プロジェクトでは、身体活動に関するセンシングを対象に、身体活動の情報を連続的且つ多次元的に計測可能なモニタリング環境の実現を目指した。そのために、通常生活を妨げず、装着感を感じさせないほどに小型軽量で超低消費電力の身体貼り付け型(「絆創膏型」)システムの実現を目指した。この絆創膏は、柔軟に伸縮する基板(絆創膏形状)の上に、できるだけ小さな体積とフットプリントで多種類のセンサ、アナログ/デジタル/無線用集積回路、発電素子と蓄電素子を備え、無線用アンテナ、および心電信号/筋電位信号(ECG/EMG:Electrocardiogram/electromyography)などの電極を基板上に備えるデバイスであり、体の複数箇所(例えば手首、足首、胸など)に貼り付けることを想定している。

超小型軽量で、量産に対応する各種のセンサ、発電デバイスなどを融合・集積化する技術ベースとして MEMS 技術を援用し、各種のデバイスを同一ウェハ上に形成し、積層化して小型化を進める。また、圧電薄膜などの機能材料を発電や低消費電力の衝撃センサの素材として有効に利用する。集積回路については、極限まで低消費電力化された回路設計を行ってファウンダリサービスを用いてチップ試作する。さらに柔軟で伸縮する基板および配線についても検討し、これらを融合させてトータルなシステムを独自に構築する。また、基本的なデータ処理アルゴリズム、データ伝送プロトコルについてもある程度検討し、初期的なデータの意味理解も試みる。

貼り付ける場所によって検出できる生体信号の種類が変化するため、互いに通信し、データの相互補完を行う。集積されたデータは、ベースステーション経由でデータサーバに蓄積し、解析される。また、基本的な信号処理(例えば心電波形から心拍を演算するなど)は絆創膏内の集積回路で行われ、無線伝送は情報量を高めたうえで行われる。この絆創膏は最低でも1週間から2週間程度は無交換で動作することを目標とした。

1.4 研究体制

2007年度から2009年度までは素子グループ、マイクロパワーグループ、回路グループ、ソフトウェアグループの4グループ体制であった。2010年度以降は素子グループがセンサグループとPZT応用グループに分かれ、回路グループとソフトウェアグループが合体したシステムグループができた。その結果、4グループ研究体制になった。ここではプロジェクト終了時の2013年3月末の体制を示す(表1-1)。

表 1-1 研究グループと人員および実施場所(研究終了報告書より)

グループ名	センサグループ	PZT 応用グループ	マイクロパワーグループ	システムグループ
	兵庫県立大学 ・オープン実験棟 ・インキュベーション センター	同左 同左	同左 同左	同左 同左
リーダー	高尾英邦	神田健介	藤田孝之	新居学
研究員	3 名	0 名	0 名	2 名
技術員	4 名	0 名	0 名	6 名
研究補助員	時給制 2 名	1 名	時給制 1 名	1 名＋ 時給制 2 名
計	10 名	2 名	2 名	12 名
総計	26 名			

1.5 プロジェクト終了時点での研究成果やその意義

- (1) 各種 MEMS センサを開発し、センサ融合の技術を確立することによって、絆創膏型デバイス実現の基礎を確立した。
- (2) システム全体を超低消費電力とするべく、平均消費電力を $10\ \mu\text{W}$ 以下になるよう設計を進めた。この値は生体から熱電や振動発電で得られる電力でシステムを継続駆動するための設定値である。各機能モジュールについては設計試作、評価を行い、設計値どおり、非常に低消費電力で動作するものが複数実現できた。
- (3) 絆創膏となる伸縮する基板と配線の実現のめどをつけた。これによって最終システムが実現できた。
- (4) その中で MEMS 技術と圧電性材料である PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)を融合した特徴あるデバイスを提案し、その加工技術を完成し、デバイスとして実現した。
- (5) 振動型発電デバイスをバッチプロセスにより構築する考え方を提示し、実現した。また、静電振動型デバイスではパターン荷電やバイポーラ荷電という新しい手法を提示し、さらに電磁振動型デバイスではこれまでにない強力磁石を微細化する手法とその価値を確認した。バッチ処理をベースとした MEMS 技術によってマイクロパワーハーベスタが実現できることをいち早く示した。また、パワーハーベスティング素子研究において、荷電手法や磁石の微細加工など、汎用性のある技術を提案できた。

1.5.1 各種センサの研究と試作・実装

多種類のセンサを同一基板に集積することを想定して、センサグループは最適設計、試作・評価を行った。できる限り多種類のセンサを保有 MEMS プロセスで実現することを当初の目標とした。

(1) 各種センサの開発と試作

試作を試みたセンサは、生体信号検出用のセンサ 10 種類と評価用のセンサ 1 種類の合計 11 種類である。以下の表 1-2 に生体信号検出センサ 10 種類の研究成果の概略をまとめた。特に、注目するセンサ、重要と思われるセンサについては、さらに詳しく成果を記述した。

表 1-2 開発した 10 種類の MEMS センサ

センサの種類	原理・成果等
光センサ	PN 接合による光ダイオード。PN 接合を確実に実現できることの確認。
温度センサ	PN 接合に電流を流したとき、端子間の電位差は絶対温度に比例する。
湿度センサ	各センサを実装した後の低温工程による湿度センサ。金属で挟んだポリイミド薄膜の吸湿による誘電率の上昇を、金属間の容量増加として測定する。
圧力センサ ^[1]	大気圧からの相対圧力を計測するために、大気圧封止したキャビティを開発した。圧力センサを使って構造自体による温度補正を実現。絶対値を計測するために、真空キャビティセンサも開発した。
振動/ショックセンサ	振動あるいはショックを常時モニタすると同時に消費電力を低減させるために、PZT によるセンサを実現した。PZT 薄膜の形成、加工から開発し、直列接続による出力電圧増倍に成功した。(2)項に詳述。
静加速度センサ	SOI(Silicon on Insulator) 基板上に静電容量変化を用いた静加速度センサを開発した。ハネカム型絶縁領域を設けたウェハを使い寄生容量を大幅に減らすことができた。
心電/心拍・呼吸センサ	胸電極から心電信信号を計測する。
脈波/SpO ₂ センサ	血流に 2 波長の近赤外線を照射し、反射光の強度の時間変化から脈波を、両波長の光の反射強度の差異から SpO ₂ (血中酸素飽和度)を計測するセンサを開発した。円形のフォトダイオードの中央部に LED を埋め込み、受光特性を無指向性とするデバイスを開発した。
赤外線体温センサ	深部体温の計測のために、PZT を用いた誘電ボロメータ型赤外線センサを開発した。しかし、センサ感度が不十分であった。
角速度センサ	振動型 3 軸加速度センサを開発した。4 つの重りを外周方向に振動させ、発生するコリオリの力を検出する。消費電力が大きいため、搭載対象とはしなかった。

(2) PZT 薄膜を使った MEMS センサの開発

計測対象として、振動あるいはショックは、常時モニタしておかなければならない項目である。全システムは平均消費電力を低減させるために間欠動作させるのが基本であるが、システムの休止時に例えば転倒や急激な短時間の運動などがあった場合にも、この履歴を残しあるいはこれをきっかけにシステムを起動させ適切な動作を行わせる必要がある。従って、振動/ショックセンサはできる限りセンサインターフェイスを含めて消費電力が小さい必要がある。本プロジェクトでは、圧電薄膜 PZT を用いて、振動/ショックセンサを実現した。圧電薄膜の出力は起電圧であり、C/V 変換回路のような複雑で大きな電力を消費する回路を要求しない。本デバイス試作にあたり、PZT 薄膜の成膜^{[2], [3], [4]}、ドライエッチングによる微細加工技術^[5]を確立した。

本プロジェクトでは、4 インチ Si および SOI(Silicon on Insulator)ウェハ³上に均一な Perovskite 結晶構造の PZT 薄膜を成膜するために高周波マグネトロンスパッタ法を用いた。なお、成膜における基板前処理として、基板を熱酸化することで初期酸化層を成膜し、下部電極となる Pt/Ti バッファ層を成膜している。図 1-1(a)の SEM 像のように亀裂や欠陥が無く、同図 (b)の X 線回折パターンのように(1 0 0)に配向した良好な PZT 薄膜を得る

³ 酸化膜上にシリコン単結晶層を形成した構造のシリコンウェハ

ことに成功した。同図(c)は分極電界ヒステリシス曲線を測定した結果であり、残留分極 15 pC/cm^2 、抗電界は 50 V/m である。LCR メータ⁴を用いた 1 V 、 1 kHz の正弦波電圧印加時の測定結果より、比誘電率 850、誘電損失 0.02 であった。

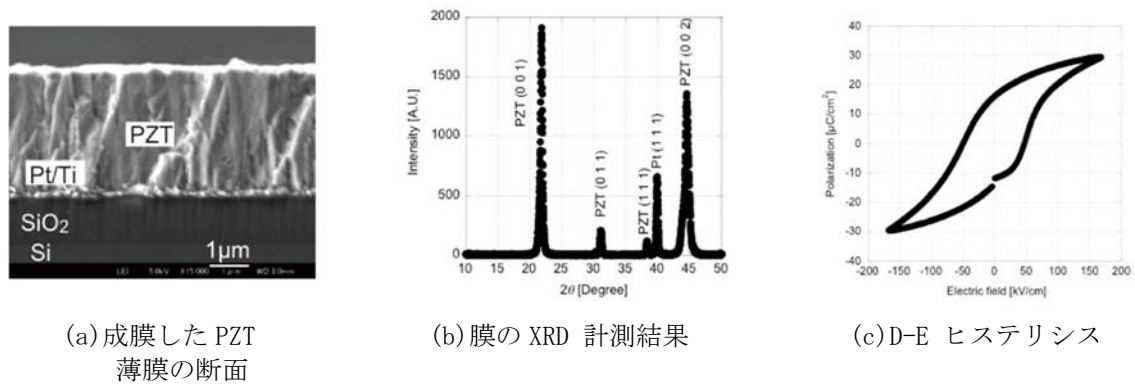


図 1-1 成膜した PZT 薄膜の測定結果^[6]

PZT 加工では、フッ酸や塩酸等の混合溶液を用いたウェットエッチングが通常用いられるが、サイドエッチングや端面の荒れ、圧電特性の劣化が問題となる。ドライエッチングを試み、その加工技術を確認した。対レジスト高選択比かつ高エッチングレート加工のレシピと、下部電極である Pt に対して高選択比(>71)で比較的低いエッチングレート加工のレシピを順次行うことで、PZT および下部電極の微細加工技術が可能となった。加工後の PZT 断面を図 1-2 に示す。 $3 \mu\text{m}$ 厚の PZT に対して $5 \mu\text{m}$ ルール⁵による PZT デバイスの設計が可能であることが確認できた。以上の MEMS と整合性の良い PZT 加工技術の確立は本プロジェクトにとって大きな成果のひとつである。

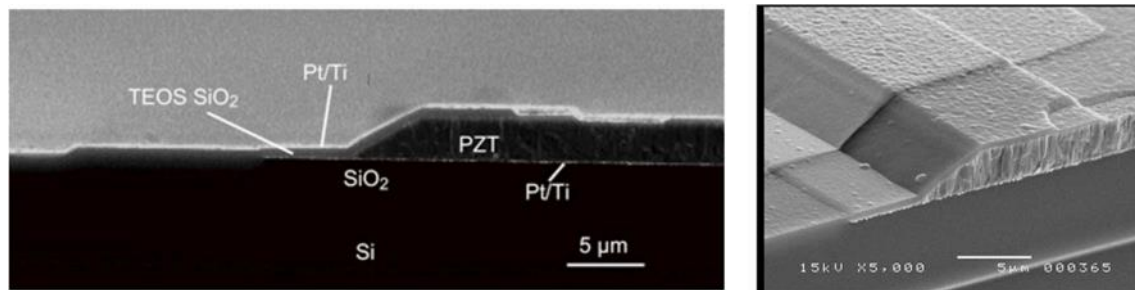


図 1-2 微細加工された PZT 及び絶縁層と上部下部電極⁶

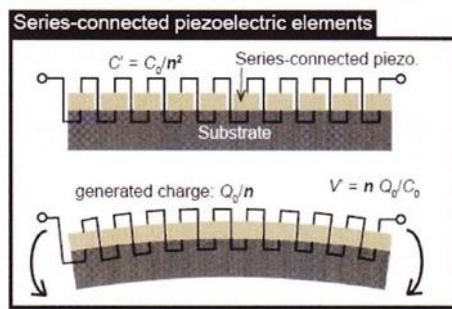
確立した PZT 成膜技術とエッチング技術により、PZT および上下電極加工を行って PZT 分割要素を作製し、これらを直列接続(図 1-3(a))させることで出力電圧を増倍することに成功した^[5]。理想的には直列接続数に比例した電圧増倍率を得ることが可能であるため、トランジスタの動作電圧以上の電圧を直接得ることができれば、電源フリーの加速度センサへの応用が期待できる。図 1-3(b)は複数の PZT 要素を Si 基板上で直列接続してダイシングすることで形成したカンチレバーの写真である。このカンチレバーを加振器上に設置

⁴ 電子部品、回路のインピーダンスを計測するための計測器

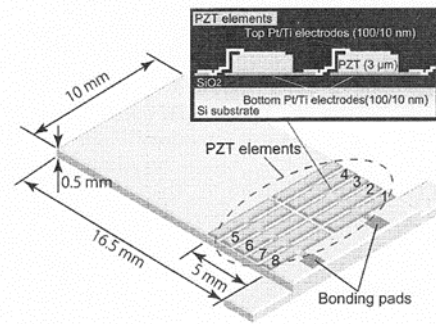
⁵ 金属その他の膜を成膜したり、それを掘り込んだりするとき、掘り込む狭さ(幅)をデバイスのデザインルールと呼び、それが $5 \mu\text{m}$ ということ。

⁶ 終了報告書より

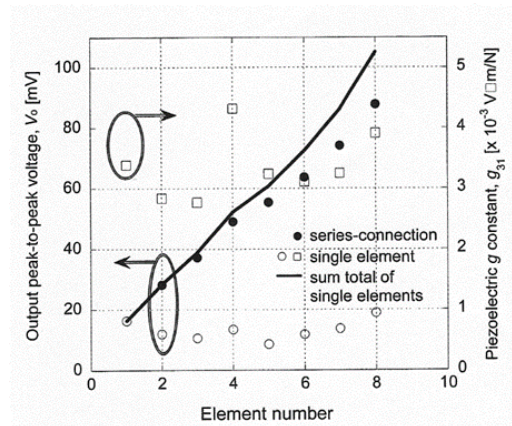
し、加振した際の直列数に対する出力電圧の関係を図 1-3(c)に示す。出力電圧は直列数に比例して増倍していることが明らかである。



(a) PZT 直列による電圧増倍⁷



(b) テストデバイス^[6]



(c) 直列接続の計測結果^[6]

図 1-3 PZT 直列による電圧増倍、テストデバイスとその計測結果

一定の面積上に成膜した PZT を分割・直列させた場合の出力電圧を、SPICE (Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis) を用いたシミュレーションを行うことで計算した結果、直列接続数を増加させた場合には Si 基板と下部電極間に存在する酸化膜が寄生容量となり、直列接続数および出力電圧が最適値を持つことが明らかとなった^[7] (図 1-4)。

⁷ Kanda K., et al., 2018 IEEE Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 1032-1035 (2018)

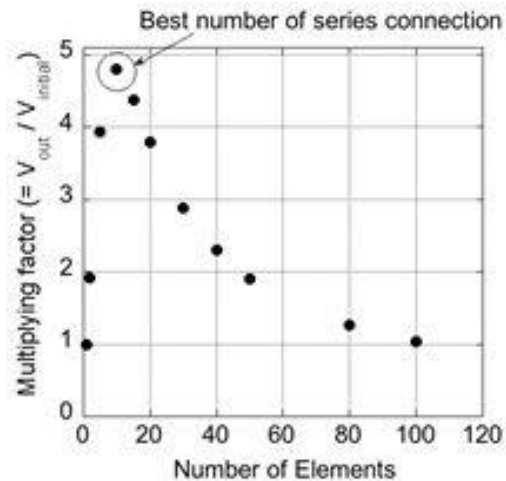
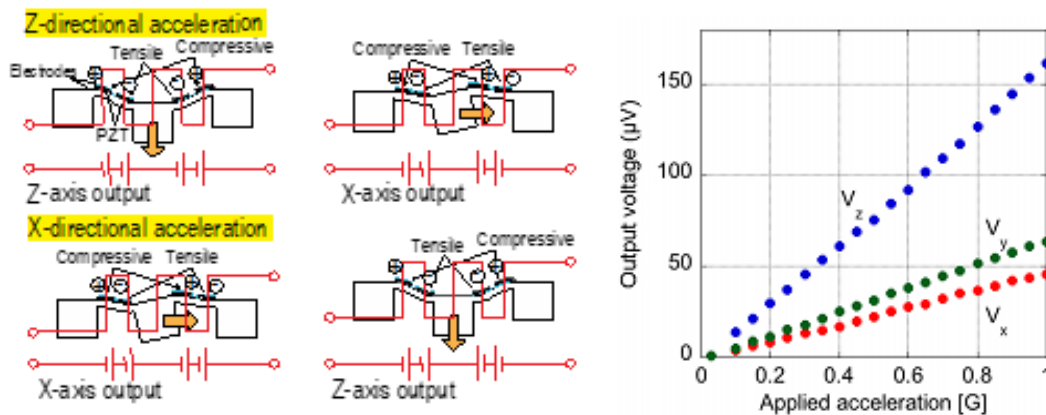


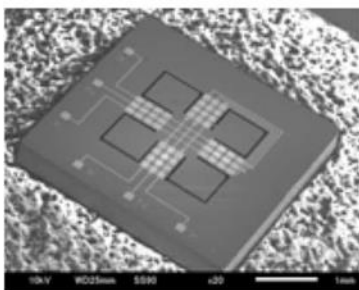
図 1-4 SPICE を用いたシミュレーション結果⁸

この直列接続した PZT 薄膜構造を使った 3 軸加速度センサを開発した^{[8], [9]}。その原理を図 1-5(a)に示した。中央の重りを 4 本の両持ち梁で支持する。両持ち梁上に固定端側と重り側に配置した PZT は逆の応力を受ける。複数の PZT 要素を 3 軸の加速度が得られるように直列接続する設計を行った。図 1-5(b)に示すように 3 軸の加速度が得られた。各出力を独立に取り出すのではなく、無指向性のデバイスも試作した。

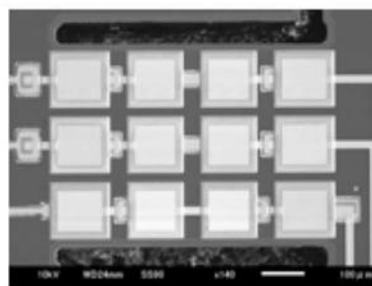


(a) 3 軸加速度センサの原理と設計手法

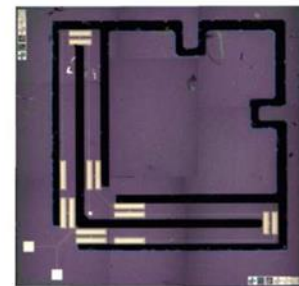
(b) 計測結果例



(c) センサの SEM 写真



(d) 同検出用 PZT セル



(e) 無指向性加速度センサ

図 1-5 3 軸加速度センサの原理と設計手法と計測結果例、写真等⁹

⁸ 終了報告書より

⁹ 終了報告書より

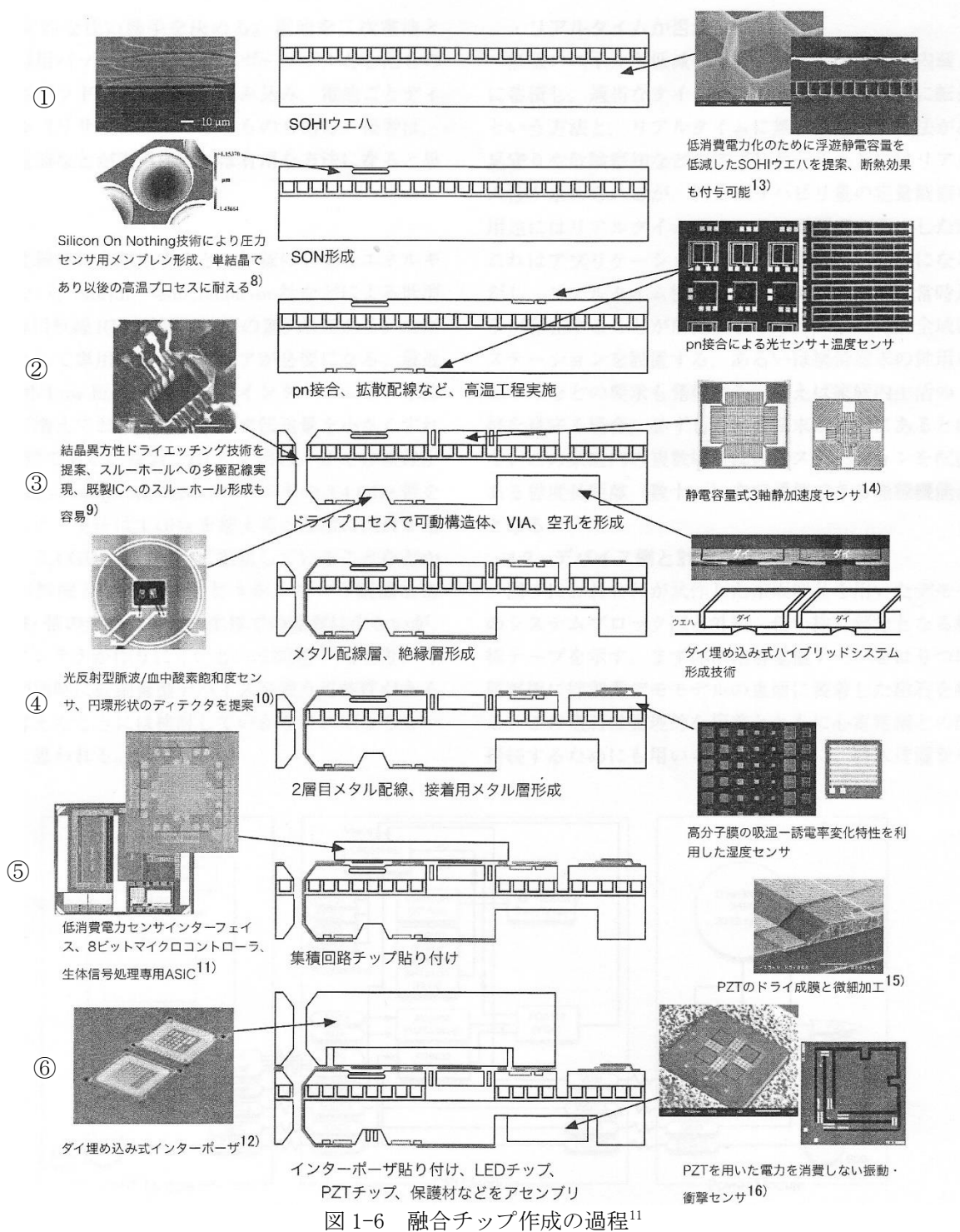
(3)MEMS センサと IC 融合によるシステム形成

センサプロセスには、PN 接合や拡散抵抗、拡散配線など、1000℃ 以上の高温工程を要求するものを筆頭とし、CVD(Chemical Vapor Deposition) などの数百℃ の工程、金熱ボンディングなど 300℃ 程度の工程、樹脂接合や低融点金属の 200℃ 近辺の工程、室温での工程など、様々な工程がある。また、処理によっては強酸やアルカリによる処理が必要な場合がある。これらを総合的に考えて、高温から低温処理へ、高温度に耐える材料から耐えられない材料へ、と工程とともに処理内容と材料を変化させていく必要がある。

次の順番で融合チップを形成する(図 1-6)

- ① SOHI(Silicon on Honeycomb Insulator) ウェハをまず SON(Silicon on Nothing) 処理し、これをスターティングマテリアルとして用いる。通常のシリコンウェハと同様の高温処理に耐える。
- ② この段階で(温度センサや日射センサ、 SpO_2 センサ用の)PN 接合、拡散抵抗や配線を形成する。
- ③ 続いて加速度センサなどの可動構造体をドライエッチングで形成する。
- ④ この後、CVD および湿度センサの吸湿膜となるポリイミドによる絶縁膜形成、メタル配線の工程を経ておおよそそのセンサ構造ができあがる。なお、ドライエッチング時には、このプロジェクトで新たに見いだした結晶異方性エッチング(1.5.4(3)②TSV 技術参照)を使用することによって強アルカリによる処理を回避している。
- ⑤ センサ直上にはセンサインターフェイス集積回路のチップが接合される。
- ⑥ それを囲むようにインターポーザ¹⁰ウェハを取り付ける。その後、材料上同一ウェハ上に集積できない LED などのチップをアセンブリする。この概念図は 2 層となっているが、実際には体表の情報を取得するセンサウェハと、環境情報を取得するセンサウェハを別ウェハとし、集積回路層と合わせて 3 層構造とする。

¹⁰ 貫通電極によって表裏の回路の導通をとるために使われる基板。3D の高集積化技術として使われる。
出典：<https://www.ebinadk.com/interposertoha>



1.5.2 振動型発電デバイスの開発

本プロジェクトの目標である貼り付け型センサシステムにとって電源は重要な課題である。市販小型電池を使うこともできるが、電池を交換する必要がある。貼り付けデバイス

¹¹⁾ 前中一介, 「生体貼り付け型デバイスの現状と期待」, エレクトロニクス実装学会誌, 18(6), 428-434 (2015)

は、人体に貼り付けたまま長期間の動作が要求される。システム自身が発電する自立発電のニーズは大きい。本プロジェクトに適した発電方式として、人体および環境からの光、熱、振動による微小電力発電を試作・検討した。光発電と熱発電については、貼り付け型センサシステムには適用されておらず、本報告書での記述を省略した。

振動発電は、環境振動から得られる変位や応力を電気エネルギーに変換するものである。変換原理としては、磁石とコイル(導線)による誘導起電力を用いる電磁誘導型、エレクトレット材料に蓄積された電荷を静電誘導によって移動させる静電誘導型、圧電材料のひずみを電荷に変換する圧電型がある。運動の低下する就寝時や安静時には振動から発電は期待できないが、歩行のように強度の低い日常運動であっても、数 Hz、数 G の加速度が加わることが予備実験で計測されており、一定量の発電が期待できる。

本プロジェクトの目的とする生体を傷つけず、無意識での計測システムとして閉じた空間内のばねマス系が加速度によって振動する慣性力型が、設置位置の自由度、耐環境性に優れている点から本プロジェクトに相応しいと考えた。慣性力型の振動発電で大きな出力を得るためには共振点での振動が必須となるため、低周波数の振動構造が容易に作製できる電磁誘導型および静電誘導型を中心に開発を行った。

(1) 電磁誘導型ハーベスタの検討と試作^{[10], [11], [12], [13], [14], [15]}

電磁誘導発電は磁束の変化速度が起電力となる。MEMS 技術では発電効率の高い回転機構は製造困難であるため、ばねマス系の振動体上に作製した磁性体と、それに対向してコイルを設置する構造とした(図 1-7)。

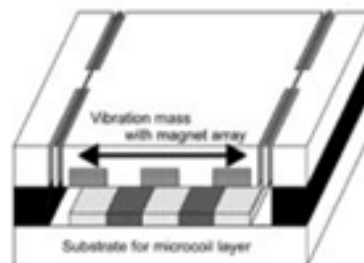


図 1-7 電磁誘導型の構造¹²

誘導起電力は磁束の変化速度 $d\Phi/dt$ に比例するが、これを変位速度と磁束密度の位置変化率に分けて $d\Phi/dx \cdot dx/dt$ と考える。人体振動向けの低い共振周波数を持つ構造では変位速度が低くなるため、磁性体の微細加工技術の確立によって $d\Phi/dx$ を高くすることを検討した。

磁性体として、スパッタ成膜した NdFeB 磁性薄膜を検討した。2 元スパッタを改造、制御機構を作製して 4 インチウエハ全面への内製成膜を可能にした。スパッタ NdFeB 磁性膜は、保護用 Ta と NdFeB を多層成膜しており、膜厚 < 20 μm で、約 1.4T の永久磁石に匹敵する優れた磁束密度を持つ。成膜工程だけであれば MEMS プロセスとの融合も容易であるが、成膜された NdFeB は酸化しやすく、加工の難しい材料であったが、深掘り反応性イオンエッチング (Deep RIE (Reactive Ion Etching)) によってシリコンを微細加工して型を作製し、

¹² 引用文献[10]

その上に磁性薄膜をスパッタ成膜にて埋め込んだ後に、表面を研磨することでシリコン基板内に埋め込まれた微細構造の磁性薄膜作製に成功した。埋め込み後および研磨後の SEM 像を図 1-8(a) (b)に示す。



(a) 埋込後 (b) 研磨後

図 1-8 電磁誘導型の SEM 写真¹³

スパッタおよび研磨後の微細 NdFeB のパターンに着磁し、着磁後の磁性体から 300 μm 離れた位置でホール素子によって測定した磁束密度分布を図 1-9 に示す。400 μm 間隔の磁性膜で、約 9mT の磁束密度変化が得られた。発電デバイスの磁性体およびコイルの構造を図 1-10 に示す。

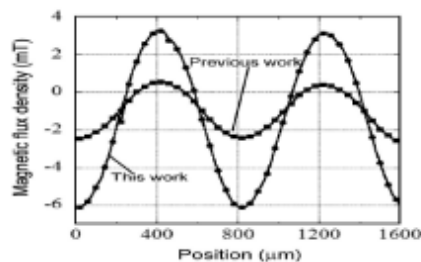


図 1-9 すだれ状磁石による磁束分布¹⁴

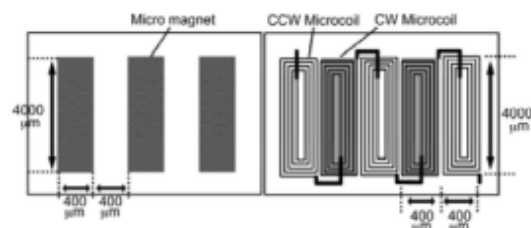


図 1-10 磁石とコイル¹⁵

完成したチップ写真を図 1-11 に示す。発電デバイスに外部から振幅 5 μm の振動を与えた際の、マス振動の共振特性を図 1-12 に示す。駆動振幅を変化させた場合の発電電圧を図 1-13 に示す。駆動振幅 4 μm 以上で発電電圧が飽和しているのは、振動マスが支持フレームに接触しているためであるが、負荷抵抗 1 M Ω において発電電力 0.3 nW (326 pW) の発電に成功している^[16]。この値はまだ小さいが、設計手法の確立とより適切なコイル形状の設計によって大幅に向上できるとした。

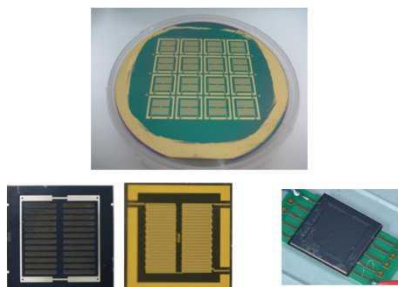


図 1-11 ウェハ/チップ写真¹⁶

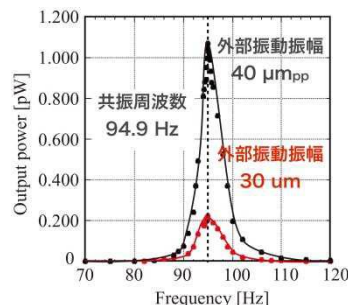


図 1-12 出力対周波数^[10]

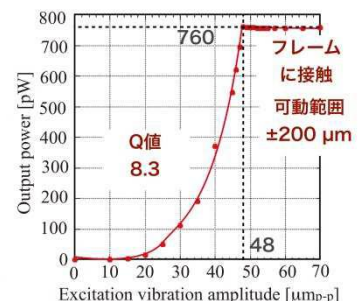


図 1-13 出力対振幅^[10]

¹³ 終了報告書より

¹⁴ 引用文献[10]

¹⁵ 引用文献[10]

(2) 静電誘導(エレクトレット)型の検討と試作

静電誘導型発電は、静電誘導によって電荷を移動させて電流を取り出す発電方式である。静電型発電は、発電電流となる荷電の移動量が、誘導される静電容量の変化量に比例するため、人体の振動のような低い周波数をもつ対象物からの発電に適している。静電型発電では、エレクトレットの表面電荷密度(荷電電位)が高く、容量の変化量が大きいデバイスが高い発電量を持つ。このため高い荷電電位を持てる材料として、CYTOP (AGC 株式会社の商品名:テフロン系高分子樹脂)を用い、容量変化を高めるために、エレクトレット部と対向電極部を微細加工し、多数の分割されたエレクトレット-電極対を設けた。図 1-14 は分割されたエレクトレットの作製法である。高電圧のニードル電極から放出されたコロナ放電による電荷を、下部のグリッド電極と接地電極間の電界によって CYTOP 内に注入しエレクトレットを構成する。新しい荷電手法として、エレクトレット材料は微細加工せず、微細パターンの下部電極に、接地とグリッド電圧を交互に印加することによって、選択的なエレクトレット荷電手法を確立した^{[17], [18], [19], [20], [21]}(図 1-15)。本手法では、エレクトレット材料への微細加工が不要であることから、難加工材料へも適用可能である。また、エレクトレット構造部に断面を持たないことから電荷漏れに強い構造という特徴があり極めて有力な手法である。

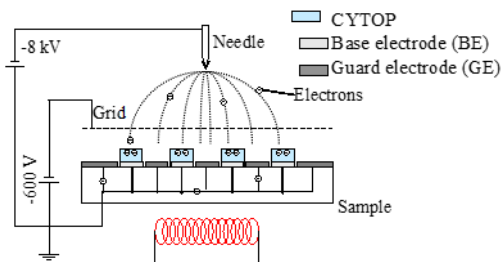


図 1-14 分割エレクトレットの作製法¹⁷

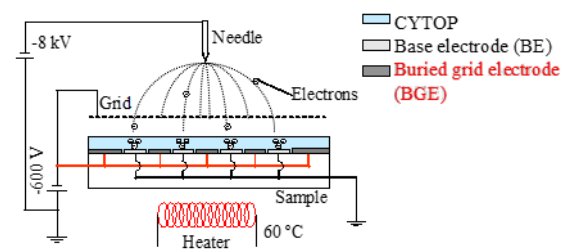


図 1-15 選択的なエレクトレット荷電手法¹⁷

新しい荷電手法による荷電結果を図 1-16 に示す。隣接するグリッドバイアス電極の作用により、電荷注入量が増し、従来手法に比べて高い荷電電位が得られている。このようにエレクトレット作製にはコロナ荷電工程が MEMS プロセスの最中に必要となり、バッチ処理による量産の妨げとなっている。これを改善するために、コロナ荷電時のグリッド電極と、荷電後のエレクトレットと対向して設置される対抗電極の機能の類似性に着目し、スリット状に貫通エッチングされたシリコングリッド電極の一つの構造体を荷電(図 1-17 左)と発電(図 1-17 右)、両方の機能に使用することを発案した。本手法により、MEMS プロセスによって作製した静電型発電デバイスが完成した後にコロナ荷電が可能となり、量産性の向上が見込める。

¹⁶ 終了報告書より

¹⁷ 終了報告書より

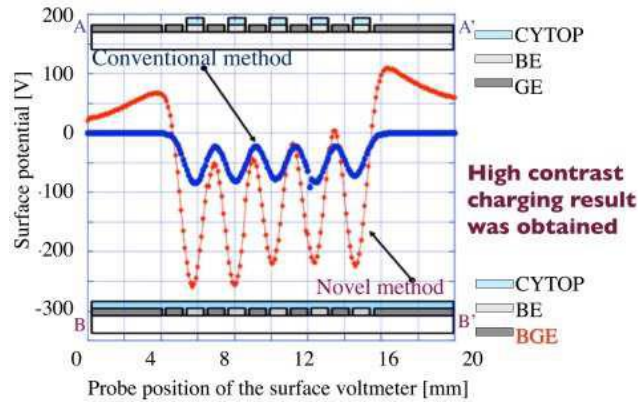


図 1-16 選択荷電結果¹⁸

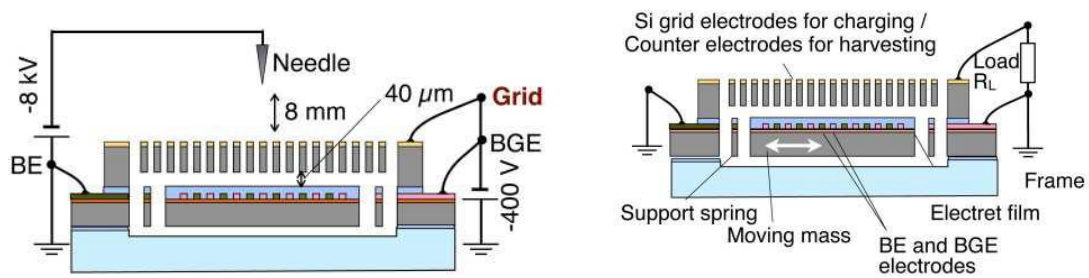


図 1-17 シリコングリッドによる荷電と発電¹⁹

さらに全く新しい荷電方法として、バイポーラ荷電手法を提案した^[22]。これは、通常のエレクトレットではマイナス荷電のみを行うが、マイナスおよびプラスの荷電を一つのエレクトレットに行う手法で、これによって同一の荷電電圧によって電位勾配が2倍になるという事を意味する。静電型発電デバイスでは、荷電電圧によって吸引力が働き、エレクトレットと電極間距離を制限しているが、バイポーラ荷電を行うと同一のギャップ(=同一の電極間静電引力)で4倍の電力が収集できるという事を意味する。バイポーラ荷電については基本特性を評価した(図 1-18)。

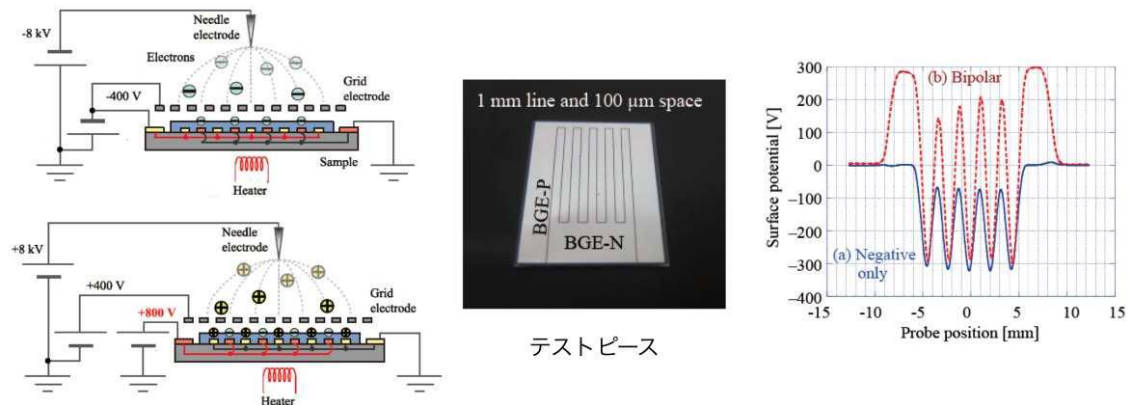


図 1-18 バイポーラ荷電の方法と表面電位計測結果²⁰

¹⁸ 終了報告書より

¹⁹ 終了報告書より

²⁰ 終了報告書より

試作したエレクトレット振動発電デバイスの構造を図 1-19 に示す。デバイスは 3 層からなり、上からグリッド電極兼発電用対向シリコン電極、選択荷電されたエレクトレット膜と電極および支持ばね、最後に下部カバーガラスを低温接合している。水平方向にのみ柔らかい構造である。ばねマス構造単体での共振特性を図 1-20 に示す。共振周波数は 31Hz、機械的 Q 値は 59 である。柔らかいばね構造とすることで、設計した共振周波数以下の振動であっても、マス部がフレームと接触することでインパルス応答となり、ばねマス系は自身の共振周波数で振動する。

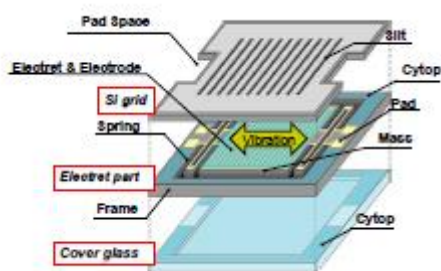


図 1-19 デバイス構造²¹

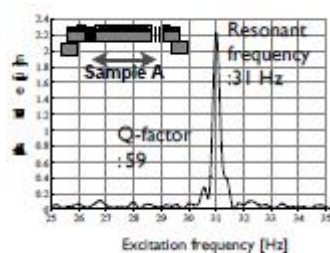


図 1-20 出力変位²²

作製した発電デバイスは、自身の静電容量と発電電力の周波数で決まる出力インピーダンスを持つ。高いインピーダンス計測のため、高入力インピーダンスの演算増幅器(オペアンプ)をバッファとして使用し、得られた出力インピーダンスは 32 M Ω であった(図 1-21)。以後の計測では 32 M Ω を最適負荷抵抗として使用している。図 1-22 は駆動周波数 20Hz における駆動振幅に対する発電波形を示している。印加振幅の増大に従って、振動波形の折り返しによる高周波化が確認できる。発電電力の駆動振幅依存性を図 1-23 に示す。低振幅時は振幅に比例し、中振幅時に急激な出力上昇が見られる。これはマスとフレームの接触によって固有周波数での共振が現れた結果と考えられる。大振幅時は接触によって振動が飽和している領域と考えられる。飽和時の発電電力は 30nW であった。

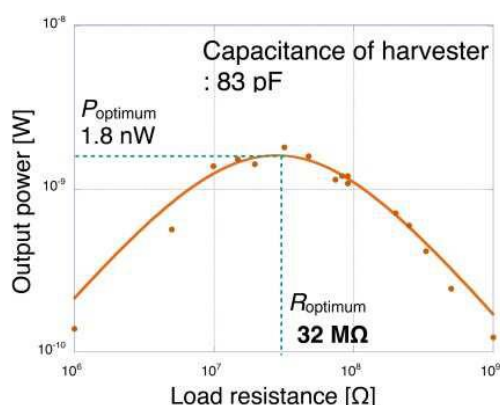


図 1-21 最適負荷²³

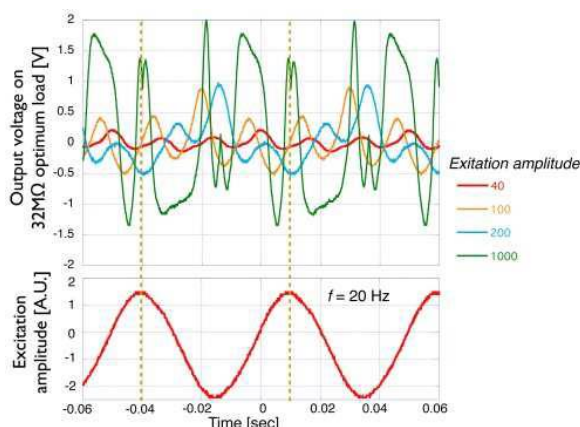


図 1-22 出力電圧波形²³

²¹ 終了報告書より

²² 終了報告書より

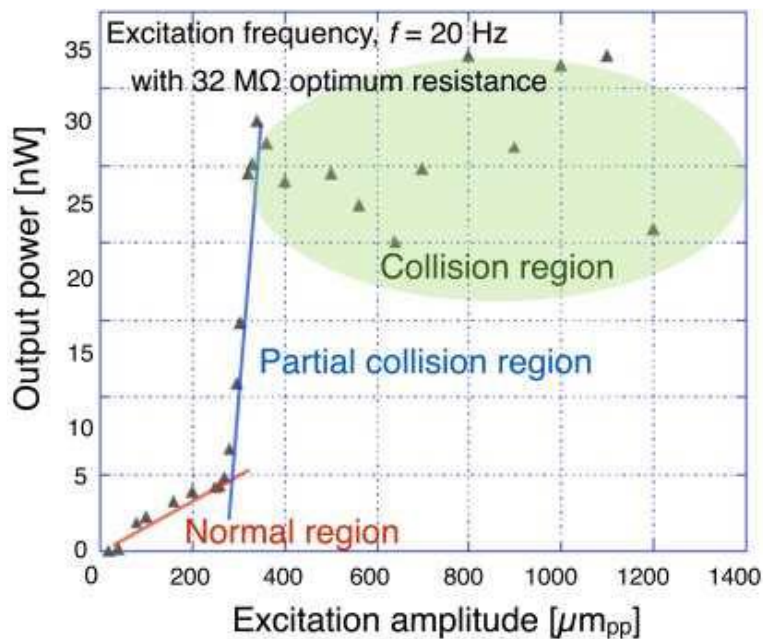


図 1-23 衝突による出力向上²³

なお、本発電結果は、 -30 V 、バイポーラ荷電ではなく通常手法で荷電されたエレクトロレットでの結果である。また、同様な条件で共振周波数を 77 Hz に高めたデバイスの試作も行っているが、このデバイスでは 1 G の加速度印加で 260 nW の出力が得られている。実践的に人体からの発電力を検証するため、システムグループが準備したラージモデルによるデータ記録装置(データロガー)を改造し、発電電圧と加速度データ等を同時に記録することで、人の動きに対する発電量を調査した^[23]。図 1-24 は被験者の腰に発電デバイスとデータロガーを装着して、「歩く、走る、階段を下りる、階段を登る」動作をした時の加速度と発電量である。発電量が運動の強度に比例していないが、振動マスに加わる他軸加速度が、発電電極のギャップに影響することで静電引力による引き込み現象が現れたため発電力が低下している状況が見受けられる。発電の要となるキャパシタのギャップ維持および印加した加速度による電極ズレの防止は静電型発電のもっとも重要な課題である。

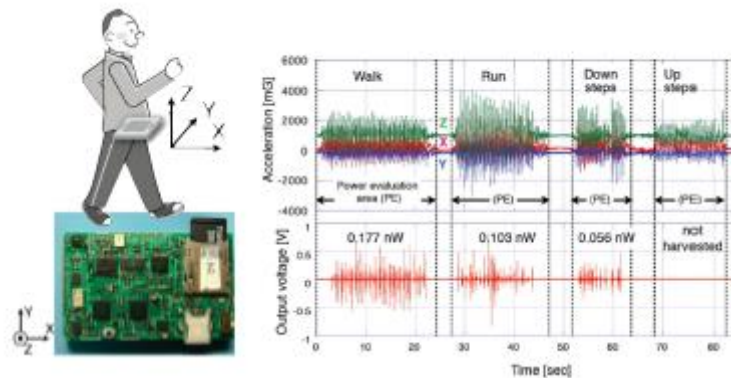


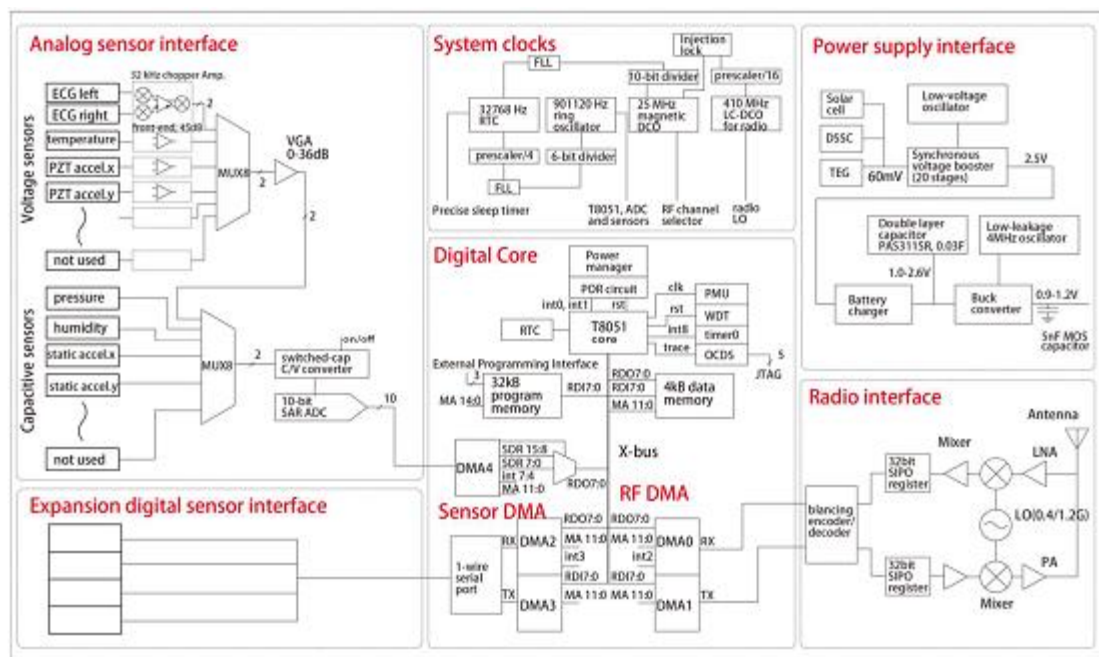
図 1-24 身体行動と発生電力²⁴

²³ 終了報告書より

このような発電方式は、いずれの方式も発電力の予測が困難であることから適切なパワーマネジメント回路と、電気二重層キャパシタや固体 Li-Ion バッテリなど蓄電デバイスと組み合わせたバッファリング機構が必要である。また特に振動発電では、AC での電力出力となるため整流回路が必要となるが、ブリッジダイオード²⁵のロスを抑えるため、MOS スイッチによる整流回路を作製し、その駆動には、熱電や光電池で得られた電力を用いるべきとした。

1.5.3 超低消費電力な回路設計・システム設計

本プロジェクトでは、究極の個人情報である生体信号または身体活動に関する情報を連続的かつ多次元的に計測可能なモニタリング環境の実現を目指して、小型軽量で超低消費電力の身体貼り付け型(「絆創膏型」)センシングシステムの実現を目指した。集積回路分野においては、各種センサの信号処理と変調、無線通信を実施可能な集積化システムのための極超低消費電力型のアナログ・デジタル混載集積回路を開発した。図 1-25 に貼り付け型(絆創膏型)身体活動モニタリングシステムの最終回路構成を示した。回路モジュールとして、アナログセンサ・インターフェイス、デジタルセンサ・インターフェイス、システムクロック、デジタルコア、パワーサプライ・インターフェイス、無線インターフェイスから構成されている。



ドリ²⁷である LFoundry(独)が、第二期の途中で倒産したため、第三期に他のファウンドリ UMC プロセス(台湾)へ製作を移行した。そのため、製作ができなくなった回路や大幅に遅れる回路が発生した。

- ・第一期(2008 年度～2009 年度)：システム要素回路の開発
- ・第二期(2010 年度～2011 年度)：システムの集積化実現(150nm-CMOS ベース)
- ・第三期(2012 年度、2013 年度(特別重点期間))：特殊アルゴリズムを持つ ASIC(Application Specific Integrated Circuit)²⁸ 開発

以下にこの 3 ステップの成果を簡単にまとめた。

(1) 第一期：システム要素回路の開発

主要なアナログ信号処理回路要素を試作し、消費電力と動作の安定性について評価した。

その結果、センサ信号処理回路用のオペアンプ、C/V 変換回路、最大値・最小値保持回路などの開発に成功し、設計通りの動作を確認した。デジタル回路要素についても構成を検討し、設計を行った。

(2) 第二期：システムの集積化実現

第二期においては、様々なセンサと回路を融合したセンシングシステムの司令塔的役割を果たす集積回路システムの構成と目標仕様を決定し、その実現を目指した。

試作は以下の多くのブロックで行われた。

- ・アナログセンサ・インターフェイス
- ・デジタルコア
- ・パワーサプライ・インターフェイス
- ・無線通信用インターフェイス
- ・システムクロック制御
- ・拡張用デジタルセンサ・インターフェイス

その成果について以下の通り要約を記述した。

①アナログセンサ・インターフェイス

(i) センサ容量と参照キャパシタのスイッチングにより、最小の回路構成要素にて C/V 変換を実施した。極めてシンプルな回路構成とすることで、C/V 変換の消費電力を極めて小さく抑えることができた。

(ii) 試作した逐次比較型 A/D 変換回路においてトップレベルの低消費電力性能を実現した。

(iii) アナログセンサ・インターフェイス部分においては、センサの信号抽出を行う際や A/D 変換を行う際に基準となる電圧が必要なため、バンドギャップリファレンス回路を形成している。新しい回路構成で 0.8V 以上の電源電圧で優れた電圧安定性を示しており、1V

²⁷ 半導体産業において、実際に半導体デバイス(半導体チップ)を生産する工場。ファブとも呼ばれる。

²⁸ 電子部品の種別の 1 つで、特定の用途向けに複数機能の回路を 1 つにまとめた集積回路の総称である。

を標準的な電源電圧とする極低消費電力のシステムに向けた十分な性能のリファレンス電圧発生回路を実現することができた。消費電力については、外部との接続回路を含めて、従来回路の10分の1程度となった。

②デジタルコア

(i) 目指すセンシングシステムに最も適したMPUを選択した。特に低いリーク電力と小面積に重きを置いたスペシャルライブラリ²⁹を新規に作成した。さらに、そのスペシャルライブラリのデジタル回路要素について、物理層から徹底した見直しを行い、さらなる低消費電力化を実現した。

(ii) システムクロックは32kHzとした。32kHzの発振回路はReal Time Clock(RTC)を兼ね、正確には32,768Hz(2^{15} Hz)に設定している。RTCは絶対的に常時継続動作をしなければならない回路であり、特に低消費電力である必要が求められる。本プロジェクトでは、2個の水晶を用いて、水晶の高インピーダンス領域において正帰還をかけ、貫通電流を低減する事によって超低消費クロック発振回路を構成することができた^[24]。

(iii) データメモリは低消費電力の観点からSRAM(Static Random Access Memory)³⁰で形成した。LFoundry CMOS技術で形成する4Kbyte SRAMメモリについても開発を行った。回路構成の検討と低電圧駆動により、SRAM部分の動的消費電力は通常の約1/4に低減することができた。

(iv) 本システムは全体の駆動にバッテリーを使用するが、エナジーハーベスタからの電力で、より長期に、安定的な動作が行える構成での実現を目指した^[25]。エナジーハーベスタで発電される電力を有効に活用するため、システム全体のパワーマネージャ機能をハードウェアとして備えることにした。パワーマネージャは、絆創膏型システムの中のエネルギー残量をモニタリングし、全体の動作状態を決定する制御用アナログ・デジタル混載回路である。電源電圧ならびにバッテリーの電圧を常時モニタリングしながら、通常動作モード(Normal Operation)、ブラウンアウトモード、リセットモードの3モード間を移行するようにMPUほか、デジタル・コアブロックの回路動作をコントロールする。通常動作モードにおいては、システム中で全ての機能ブロックが動作しているが、システムの発電状況が悪化し、バッテリー残量が一定以下となった場合は、ブラウンアウトモードへと移行する。ブラウンアウトモードにおいては、センサのデータ記録機能など、必要最小限の回路ブロックのみが動作する状態になる。さらに、システムのエネルギーが極端に不足した場合、パワーマネージャ回路は自身以外の回路動作機能を全てストップし、エネルギー量の回復を待ちながら、システム内データの保持に努める。完成を前にして

²⁹ ICを製造するメーカーが持っている設計ライブラリで、特に特殊なもの、そのメーカー特有のものをスペシャルライブラリと呼ぶ。

³⁰ 半導体記憶素子の一つ。データを定期的書き込む動作が不用。消費電力が少なく高速性を持つのが特徴。

LFoundry 社のファウンドリ事業が停滞し、このデバイスのテープアウトには至っていない。

③無線通信用インターフェイスと RF 発振回路

図 1-26 は、無線通信用インターフェイスブロックと、搬送波を供給するシステムクロック生成ブロックの構成図である。本ブロックは、チップ外部のアンテナに接続されて、無線情報通信機能を司る。デジタル・コアブロックから送られたデジタルデータを符号化し、システムクロック制御ブロックで生成された 410MHz ないし 1.2GHz の無線キャリアローカル発振機出力に混合して搬送波とともに送出する。

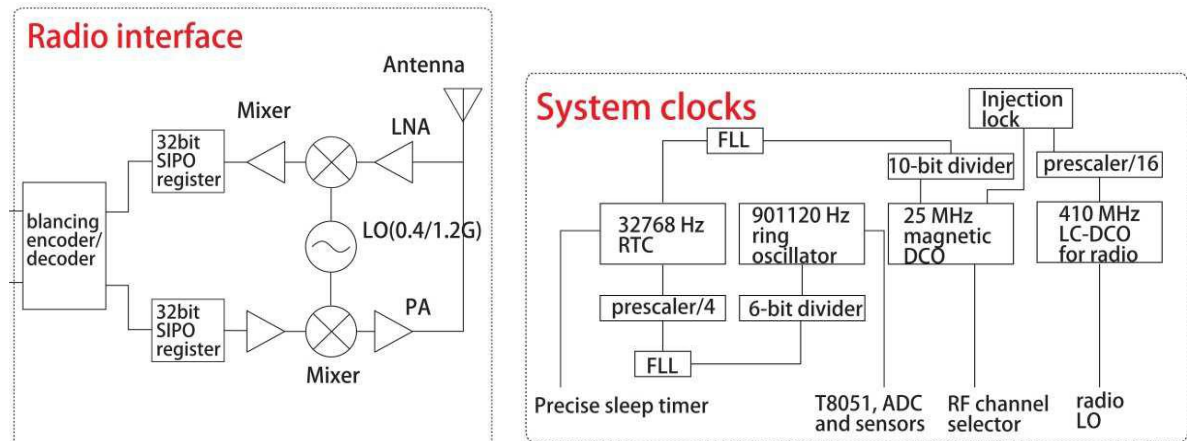


図 1-26 無線インターフェイスとシステムクロック生成ブロックの構成³¹

(i) 無線周波数の決定

システムの無線搬送波周波数を決定する上では、周波数の違いによる消費電力と限られたアンテナサイズによる通信電波の伝搬距離の関係が重要となる。絆創膏型システムのサイズはほぼ決まっているため、そこで実装可能なアンテナサイズも自ずと決まる。選定可能な周波数帯として 410MHz ないし 1.2GHz を選択した。

(ii) 変調方式の決定

低消費電力設計に最適な変調方式として FSK (Frequency Shift Keying : 周波数変換式変調方式) を選択し、MAC (Media Access Control : 媒体アクセス制御) プロトコルとしてはバッテリー動作によるセンサネットワークに適した “One-Net³²” を採用した。

(iii) 低雑音増幅器 (LNA) と電力増幅器 (PA) の検討

無線インターフェイスの回路ブロックにおいては、RF アナログ回路である低雑音増幅器 (LNA) と、電力増幅器 (PA) が性能面で最も重要な役割を担っている。LNA については、150nm-CMOS を用いて、2.0mW の消費電力で 8~11dB の電力利得を実現することができた。

³¹ 終了報告書より

³² One-Net は無線通信用のオープンソースの標準プロトコル。特徴は低コスト、低消費電力。センサネットワーク、デバイス制御等への応用のための設計。

出力側の電力増幅器 PA についても、様々な回路構成で試作を重ねたが、実際のデバイスと解析用のトランジスタモデルに未だ不一致が存在しており、低消費電力化は未解決に終わった。

(3) 第三期：特殊アルゴリズムを持つ ASIC 開発

第三期において倒産した LFoundry から UMC プロセスへの設計移行を行ったが詳細は省略した。第三期で設計・実現した集積回路は以下の通りである。

- ・ 16 ビット C/D(Capacitance to Digital) コンバータ
- ・ 心電波形から心拍を抽出する ASIC
- ・ 加速度から歩数と最大値・最小値を保持する ASIC

① 16 ビット C/D(Capacitance to Digital) コンバータ

すでに C/V 変換回路は実現しているが、C/V 変換回路を使用する場合に必要な A/D 変換回路を省略し、よりシンプルな回路構成でセンサインターフェイスを行おうとする試みを行った。C/D 変換の原理は、検出センサ容量からの電荷放電時間を外部クロックで計数する^[26]というシンプルなもので、クロック周波数³³によって分解能を変化させることができる。図 1-27 に、計測結果を示す。動作原理通り、低静電容量範囲では変換率が高く、大静電容量域では変換率は低い。電源電圧は 1V から動作し、そのときの消費電力はクロック周波数 24MHz において 12.7 μ W であった。

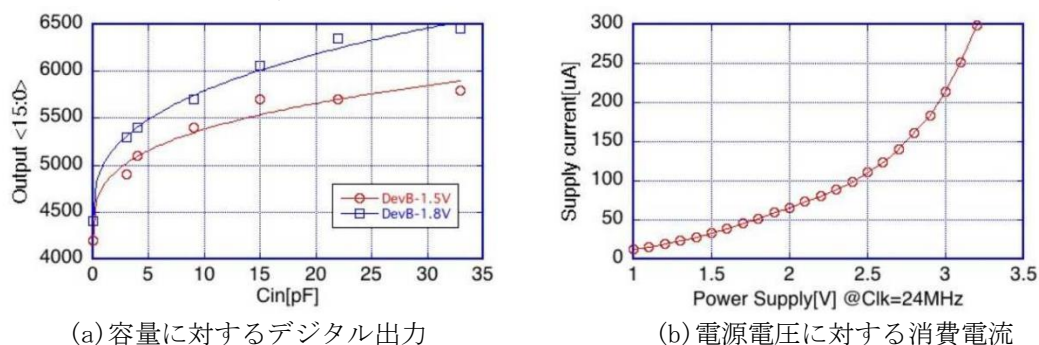


図 1-27 16 ビット C/D コンバータによる計測結果と消費電力(クロック周波数 24MHz)³⁴

② 心電波形から心拍を抽出する ASIC

デジタル回路設計における低消費電力化のためには回路規模をできる限り小さくする必要があります。特に掛け算回路は多くのリソースを要求するため、掛け算を一切用いないファジー理論を用いた心拍抽出アルゴリズムを提案した。観測される心電波形とファジールールを図 1-28 に示す。

³³ 回路が処理のテンポを合わせるために用いる信号である「クロック」を、1 秒間に何回発生するかを表す数値のこと。

³⁴ 終了報告書より

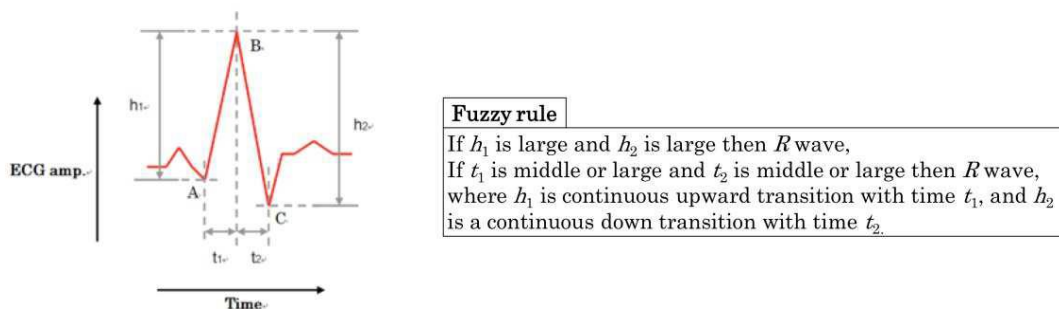
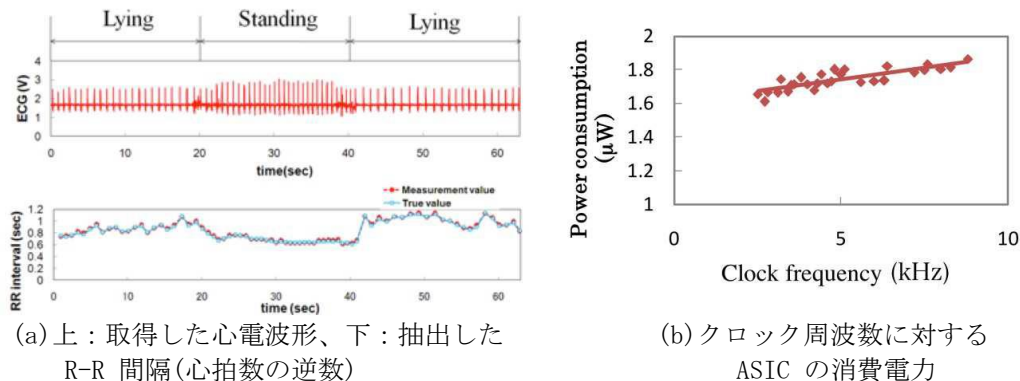


図 1-28 計測される心電波形と心拍 (R-R 間隔の逆数) 抽出のファジールール³⁵

アルゴリズムとしては極めて軽いものではあるが、精度良くまたアーティファクトにも比較的強固な抽出出力が得られた。

試作する ASIC には、ファジールールの各パラメータおよびクロック周波数をソフトウェアから設定できるようにレジスタを設け、動作の汎用化を心がけた。コアサイズは 90 μm 角である。

図 1-29 に、この ASIC を用いた心電波形と抽出結果および消費電力を示す。抽出結果を市販の医用心電計測機器と比較した結果、良好に心拍数が抽出されていた。消費電力に関しては、例えば 125Hz で心電波形をサンプリングする場合にはクロック周波数として 2.5kHz を与えることになるが、この場合、わずか 1.6 μW で動作した。



(a) 上：取得した心電波形、下：抽出した R-R 間隔(心拍数の逆数)

(b) クロック周波数に対する ASIC の消費電力

図 1-29 ASIC を用いた心電波形、抽出結果と ASIC の消費電力³⁶

③加速度から歩数と最大値・最小値を保持する ASIC

加速度出力から歩数と、加速度の最大値最小値を抽出する ASIC を開発した^{[27], [28]}。歩数、最大最小値ともに、MPU からリセット信号が与えられるまで動作し、リセット信号から次のリセット信号までの歩数、および最大・最小値が得られるように設計した。加速度の各軸最大・最小値は、運動の大きさとともに全体としての体躯の向きを示す情報となり、これらの値から行動推定が可能であるという事をすでに明らかにしている^{[29], [30], [31]}。歩数の抽出アルゴリズムとしては、3 軸のうち最大の加速度を示す軸を上下軸と仮定し、この信号のピークを取得し一步とする、という大変簡単なものである。

ピークのしきい値や動作サンプリング周波数などを動的に調整できる機構を設けている。

³⁵ 終了報告書より

³⁶ 終了報告書より

コアサイズは $250\mu\text{m}$ 角となった。クロックは 7.5kHz 、消費電力は $3\mu\text{W}$ 以下で動作した。

図 1-30 に計測結果を示す。 125Hz のサンプリング周波数の場合、歩数、および最大・最小値の保持も確実にこなしていることが確認できた。

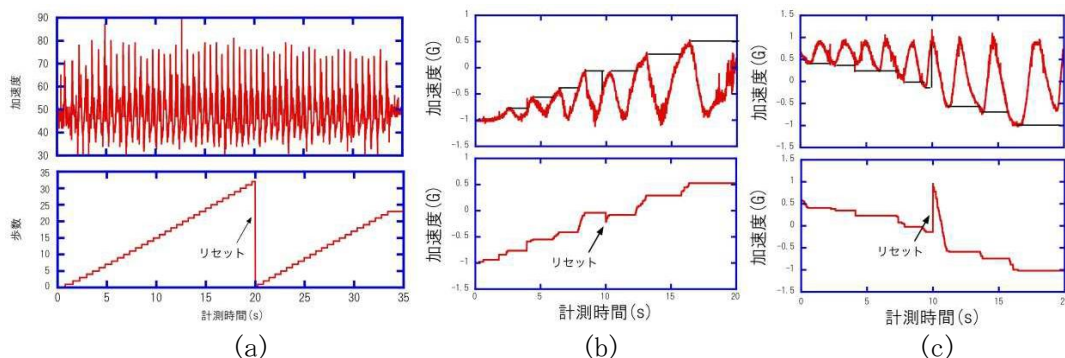


図 1-30 (a) 歩数計測回路出力結果、(b) 最大値保持回路出力結果、(c) 最小値保持回路出力結果、いずれも上段が入力加速度、下段が ASIC 出力³⁷

1.5.4 基板と実装の研究・開発

センサや回路のプラットフォームとなる「絆創膏」を形成するための粘着層付き柔軟/伸縮基板、およびその基板上に電気回路を形成するための柔軟電極、さらに柔軟基板内に形成できるセンサ、最後に回路やセンサを実装する技術に関する研究の目標と成果について述べる。

(1) 粘着層付き柔軟/伸縮基板

絆創膏基板は体に直接触れる部材となるため、第一に生体適応性が良くなければならない。また、3 次元的に体躯にフィットする、すなわち伸縮性を兼ね持たねばならない。また、絆創膏のように粘着層をもち、一定の期間、皮膚に貼り付いている必要がある。

基板材料として生体適合性が高い PDMS (Poly-Dimethyl Siloxane) を選定した。PDMS は環状シロキサン (Tetramethyl Tetravinyl Cyclotetrasiloxane : TTC) と直鎖状シロキサン (Dimethyl siloxane, Dimethylvinyl-terminated : DSDT) の 2 液を混合することで作製が可能であり、その組成比でゴム様の PDMS、接着性を持つ PDMS を作り分けることができる。前者は絆創膏基板に、後者は絆創膏の粘着部として使用することができる。DSDT:TTC=10:1 の組成で比較的丈夫な基板ができ、その表面へ DSDT:TTC=10:0.2 の組成の粘着層を形成すると、皮膚へ約 1 週間貼り付く絆創膏状の基板ができることを確認した^{[32], [33], [34], [35]}。

(2) 柔軟基板上に電気回路を形成するための柔軟電極

柔軟基板上には、センサや集積回路を一体化したチップ、無線用のアンテナや ECG などを計測するための電極、これらを接続する配線が必要である。アンテナや配線は柔軟電極上に形成される必要があり、基板と同じく伸縮できなければならない。

PDMS 上へ密着し、PDMS の伸縮に対応できる配線層を形成する必要がある。配線層として金属膜を考えたとき、PDMS へ直接金属膜を形成すると密着強度が低くまた PDMS の曲げ伸

³⁷ 終了報告書より

縮によって容易に破断する。これを回避するため、PDMS の表面に凹凸を設け、密着力の増強、応力緩和による金属破断限界の向上を試みた。まず、サンドブラストでガラス板表面に $10\mu\text{m}$ 程度のランダムな凹凸を形成させ、これを型に PDMS を硬化させた。凹凸面を持つ PDMS 上に、スパッタによって接着層 Cr、電極層 Au を形成したところ、フォトリソに耐える密着性を持つ金属層を得ることができた。

PDMS の表面凹凸層は基板の伸び縮みで発生する応力を緩和することが構造シミュレーションでも確認されており、フォトエッチングによって図 1-31 (a) のような試験片を作製して引っ張り試験を行った。図 1-31 (b) に電極層 Au の膜厚に対する引っ張り強度、図 1-31 (c) に繰り返し試験の結果を示す。Au 膜厚が薄いものでは十数%の引っ張り歪みに耐え、また 5%の引っ張りを 10 万回繰り返しても抵抗値に大きな変化が見られなかった。

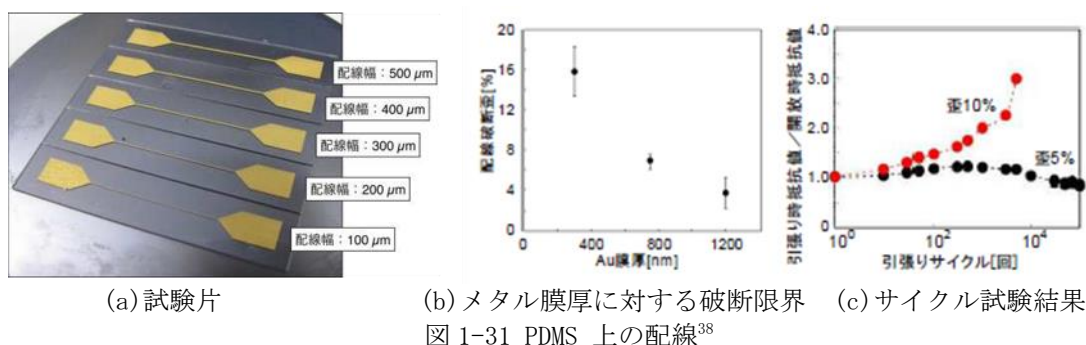


図 1-32 に、この様に形成した基板およびパターニングされた金属薄膜を用いてチップ間の配線を行った例を示す。

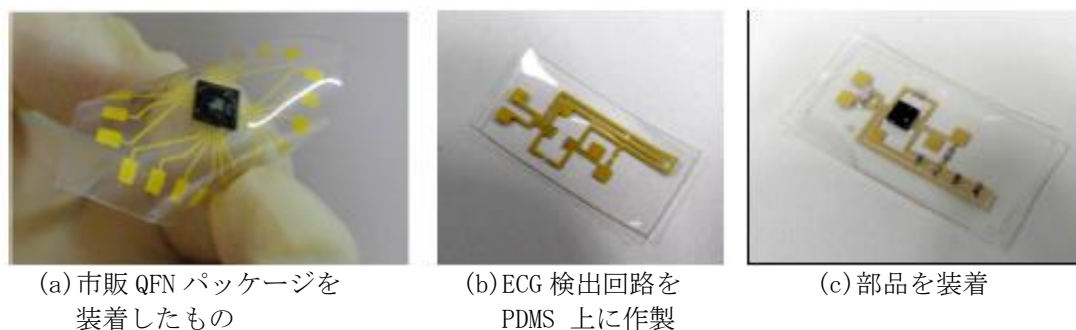


図 1-32 柔軟基板上の柔軟配線³⁹

(3) 回路やセンサを実装する技術

最終的には異種ウェハの貼り付けによってシステム全体を構築したいが、どうしてもプロセスコンパティビリティがないデバイスもある。また、昨今の LSI の面積単価は極めて高価であり、LSI をウェハレベルで貼り付けることが最適であるかどうかは不明である。上記の理由から、デバイスをチップ(ダイ)単位でウェハ上に集積、擬似的な単一ウェハを形成する技術を検討した。また、ウェハ積層構造を仮定しているため、TSV(Through Silicon Via)を形成する技術も確立した。また、導電接着剤、PDMS、銀や金等をインクジェット技

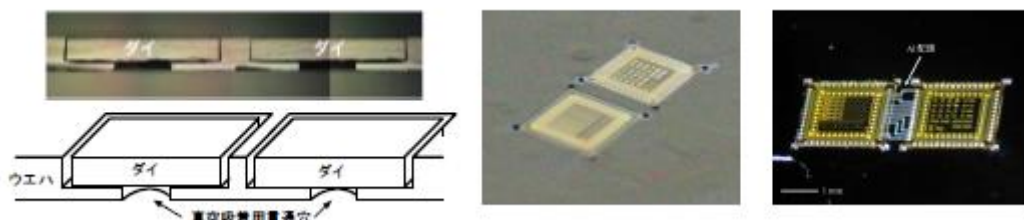
³⁸ 終了報告書より

³⁹ 終了報告書より

術で形成する技術を研究した。

①疑似モノリシックウェハ技術

技術的に十分完成されていない素子を1チップに複合した場合、歩留まりが十分100%に近くなければ生産性が低くなる。また、近年のLSIウェハの面積あたりの価格は極めて高額であり、これをウェハレベルで使用した場合、TSVやセンサ領域をLSIウェハ内に確保することは不経済でもある。さらに、どうしてもプロセスコンパティビリティのないチップを融合しなければならない場合もある。これらの解決策として、ダイシングされたチップをウェハに埋め込み、これを1枚のウェハと見立てて貼り合わせを行う、疑似モノリシックウェハを検討した^[36]。図1-33は複数のチップをウェハ内に埋め込み、ウェハ表面を平坦化した例である。チップへの配線を行うため、チップとウェハ間のギャップを埋める手法や、表面を平坦化し、ウェハ貼り合わせに対応させるなどの研究を行った。



(a) ウェハにチップ(ダイ)埋め込み用の溝をエッチングで形成

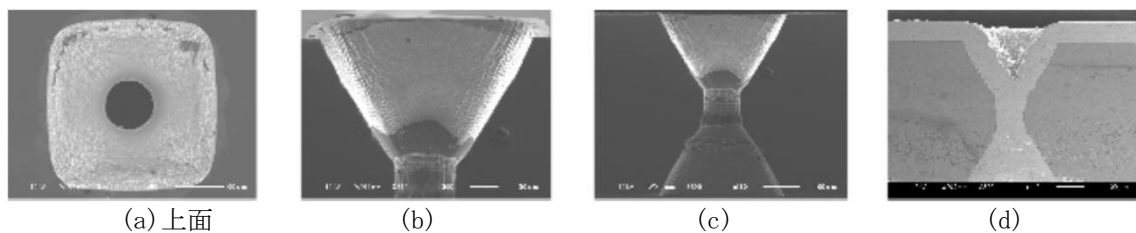
(b) チップを埋め込み

(c) ポリイミドでダイとウェハ間の間隙を埋めて配線を行ったもの

図1-33 疑似モノリシックウェハ技術⁴⁰

②TSV 技術

絆創膏システムの最終形態は3枚以上のウェハ貼り付けによるウェハレベルパッケージングを行い、システムを1チップで完結することである。このためにはウェハ層間の電氣的接続、TSVが必要となる。TSVに際して、まずウェハに貫通穴を形成する必要がある。貫通穴形成の検討結果、RIEのガス条件を調整するとドライのRIEでありながら水酸化カリウム(KOH)や水酸化テトラメチルアンモニウム(TMAH)のウェットエッチングのように結晶異方性が発現することを見いだした。これは極めて重要な発見であり、TSVを容易に形成する手法のひとつとして使用しうる^{[37], [38]}。図1-34は結晶異方性のエッチングとこれを用いて形成したシリコンビアホール断面である。メッキによりビアホール内に銅を形成しTSVを実現した(図1-34(d))。



(a) 上面

(b)

(c)

(d)

図1-34 結晶異方性RIEを用いたTSV (a)上面、(b)～(d)断面⁴¹

⁴⁰ 終了報告書より

表面との境界は結晶方位に基づき、なだらかで平坦な形状となっており、この斜面に複数の配線を形成することができる。結晶異方性 RIE では、単にレジストをマスクとして RIE するだけであり、その形成は極めて簡単で他の部分に影響を与えない。そのため、集積回路として完成されたシリコンチップ上にもポストプロセスとして容易に結晶異方性エッチングが可能である。図 1-35 に複数本の配線を裏面に引き出した例を示す。

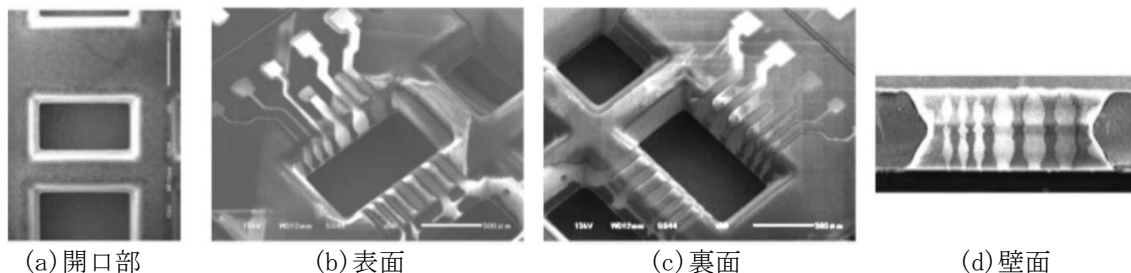


図 1-35 1 個のビアホールに複数の配線を行ったもの⁴²

③インクジェット配線技術

インクジェット技術も簡易で有用な技術であり、柔軟配線とチップ、あるいはチップ同士の電氣的・機械的接合のための導電接着剤、チップのパッシベーションのための PDMS、アンテナの簡易な形成・試験のための銀または金、などをインクジェットで形成する技術の確立を進めた。任意のパターンデータをインクジェットで形成する制御ソフトを内製し、数十 μm 程度のアライメント精度でウェハ上、チップ上または PDMS 上に各種材料のパターニングを行った。その例を図 1-36 に示す。

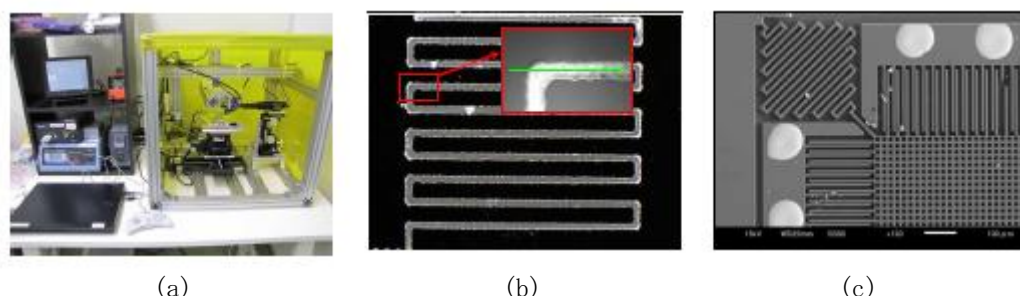


図 1-36 インクジェット装置およびインクジェット配線結果⁴³

- (a) 集積回路用データをインクジェットでパターン化する内製ソフトを持つインクジェット装置。
- (b) 表面未処理のシリコンウェハ上に銀インクを描画した例、最小線幅 100~200 μm となる。
- (c) 表面に撥水性処理を行うと最小径 40 μm 程度まで微細化でき、ボンディング用のパッドとして使用ができる。写真の丸い点がインクジェットで形成したパッド。

1.5.5 プロトタイプの試作とデータ収集

市販のセンサと LSI で構成したプロトタイプを試作し、実際に体に装着あるいは貼りつけて使用することにより、本プロジェクトが目標とする絆創膏型人体活動モニタリングシステムのフィジビリティスタディや特有の課題を検討すると共に、実際に長時間体に装着

⁴¹ 終了報告書より

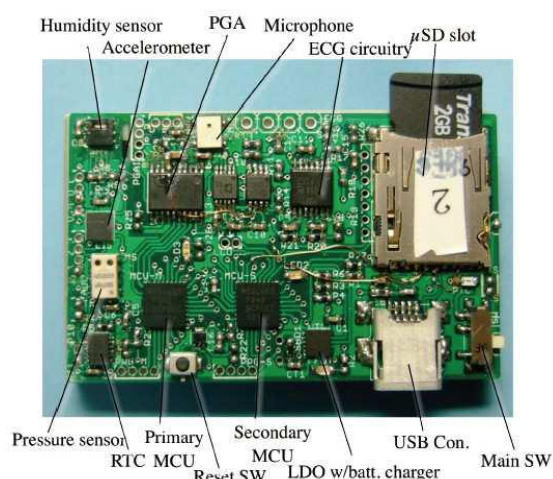
⁴² 終了報告書より

⁴³ 終了報告書より

して収集したデータの処理を検討した。本プロジェクトでは市販デバイスを用いて試作したプロトタイプシステムやモジュールを「ラージモデル」と呼んでいる。

(1) 万歩計型プロトタイプ (LM03 プロトタイプ)

LM03 プロトタイプは万歩計タイプの腰や腕あるいは足首に装着して使用できるデバイスで、体表面に電極を貼ることにより ECG(心電)や EMG(筋電)データを取得し、データを無線伝送および記録可能なデバイスである^{[39], [40], [41], [42]}。次の貼り付け型センサのプロトタイプ試作のための基本データを取得した。図 1-37 に実装基板(a)および ECG 電極取り付け時のデバイス写真(b)を示す。



(a) 回路基板図



(b) ECG 電極ケーブルを取り付けた LM03

図 1-37 プロトタイプ LM03 の基板と全体システム写真⁴⁴

(2) ボタン型および絆創膏型プロトタイプ

ボタン型は基板を分割し、ECG の計測用にプロトタイプ (5-5-7) を試作した後、最終形態の絆創膏デバイスのプロトタイプの試作 (Pastable シリーズ) を行った。ここで試作した絆創膏デバイスのプロトタイプについて述べる。

図 1-38 に示されるような、基板を分割し、ECG 用の 3 個の電極が直接接続できるボタン型システムモデルを試作した^[43]。3 個の心電電極を胸に貼り付けることにより、リアルタイムに心電や体の動きに伴う加速度、温度を同時に検出することが可能である。



図 1-38 ボタン型システム⁴⁵

⁴⁴ 終了報告書より

⁴⁵ Tanaka T., et al., 2011 4th ICETET, 143-146(2011).

絆創膏形状のプロトタイプモデルは、数回の試作により小型化や高機能化、動作時間延長などの改良が進んだ^{[44], [45], [46], [47]}。図 1-39 に、その改良(Pastable シリーズ)の搭載センサや構成の変化を示した。最終のプロトタイプにおいては、マイクロコントローラに 8 ビットプロセッサ、無線モジュールとしては 2.4GHz 専用プロトコルを用い、消費電力の低減化に努めた。センサと MPU 機能を 15mm 角弱の基板(メインモジュール)に実装し、別途、無線モジュール、電源モジュールを作製し、これらを柔軟な基板で機械的、電氣的に結合した。モジュールの裏には心電波形検出用の電極が設けられており、またメインモジュールの裏には体表温度計測用の温度センサが装着されている。

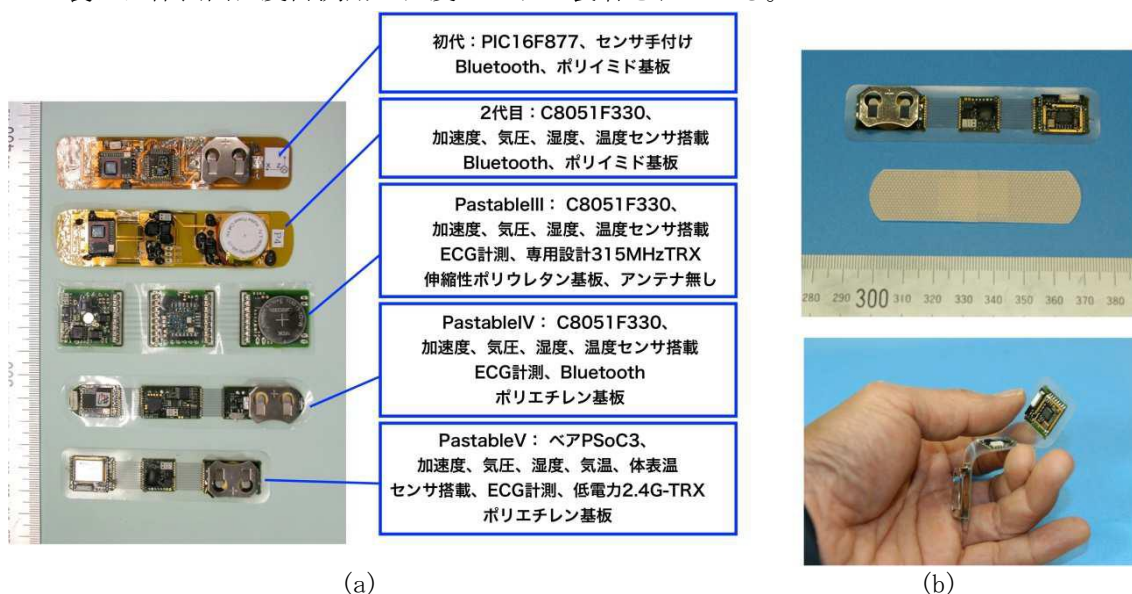


図 1-39 (a)Pastable シリーズと各世代の特徴、(b)最新の PastableVI⁴⁶

この条件で、PC に接続したベースステーション(この絆創膏モデル専用のトランシーバ)経由で得たデータ表示例を図 1-40 に示す。このようにプロセッサも無線モジュールも常時動作させ続け大量のデータを無線送信したばあい、連続動作時間は CR2032 コイン電池駆動で十数時間である。動作時間は、サンプリング周波数やプロセッサおよび無線の間欠動作によって数倍に延長させることができる。

⁴⁶ 終了報告書より

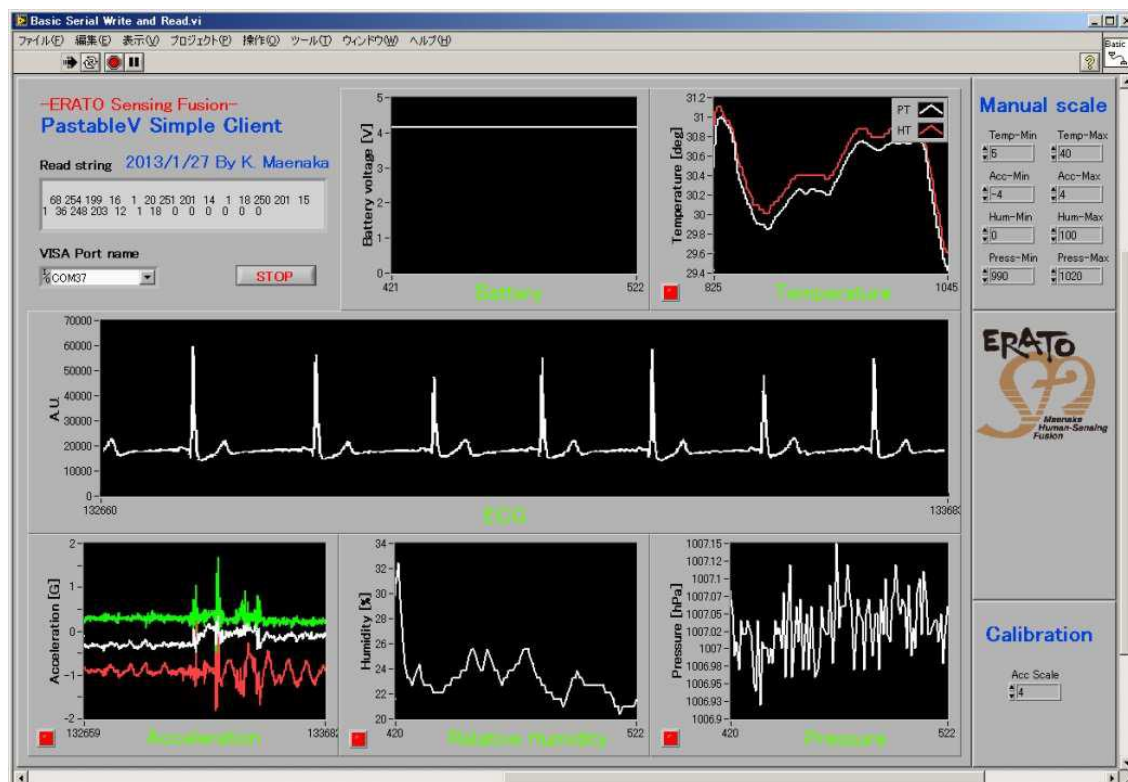


図 1-40 PC 上で動作する PastableVI 用クライアントソフト⁴⁷

(3) 低消費電力無線モジュール

一般に、身体装着型センサ用の無線モジュールとして具体的な要求内容を考えると、身体に装着する観点からシステム全体が電源を含めて徹底的に小型・薄型でなければならない。電源として小型電池を考えると、トランシーバモジュールは低消費電力で駆動できなければならない。補聴器用の空気電池や時計用の超小型電池、ペーパー型電池等は、一般的な Bluetooth モジュールのように大電流を要求するものには最大電流能力の制限のため使用不可能である。そこで小型で低消費電力な 315MHz 無線モジュール(パナソニックエレクトロニックデバイス社と共同開発)を開発した。1 個のモジュールは最大 10mm 角の大きさで送信時消費電流が 1mA、受信時消費電流が 2mA ときわめて小さく現在市販されている Bluetooth モジュール及び一般的な 315 MHz モジュールに比較して 1 桁以上小さい。本ワイヤレスセンサ全体の形状を小型にすることを主眼におき、消費電流を徹底的に低減させた 315 MHz 帯トランシーバを、専用の ASIC を設計、使用することによって外部部品を必要としない完全なモジュールとして実現した(図 1-41)。

⁴⁷ 終了報告書より

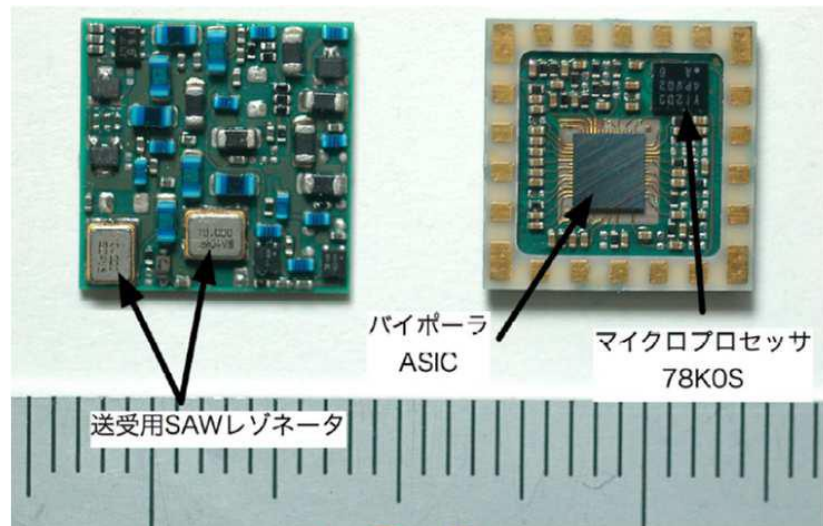


図 1-41 無線モジュール写真⁴⁸

1.5.6 データ処理の検討

本プロジェクトが目指すハードウェアシステムにおいて、心電や加速度データは他の温度・湿度・圧力データに比べて速いサンプリングレートを必要とする。波形データの取得あるいは再現という観点からは、心拍が約 1 回/sec であることや運動時の加速度計測を考えると少なくとも 100Hz 程度のサンプリングは必要であり、ベースステーション以降ですべての処理を行うならば大量のデータを記録あるいは無線で送り続ける必要がある。従ってこのような人体モニタリングシステムにおいて、危険度あるいは緊急度に応じてシステム内部で行う必要のあるデータ処理と、基地局や PC 側で後からゆっくり解析すればよい処理を分ける必要がある。貼り付け型センサプロトタイプで収集した大量の記録データの処理方法に関して基礎検討を行った結果を述べる。

(1) 心拍変動に着目した心電データ処理

すでに、心拍データやそのゆらぎから肉体的、精神的疲労を推察できることがわかっている^[48]。心拍数は一般に心電データのもっとも大きなピークをもつ R 波間隔(R-R 間隔)から取得できるので、データ処理によって心電データから R-R 間隔を抽出することが重要であることが確認できた。

R-R 間隔周期が長い(周波数の低い)LF (Low Frequency) 成分(0.04Hz~0.15Hz)と周期が短い(周波数が高い)HF (High Frequency) 成分(0.15Hz~0.4Hz)について、LF は主に血圧調整の機能と関連しているゆらぎで交感神経と副交感神経の両方に影響を受け、HF は主に呼吸活動からくるゆらぎで副交感神経と強い関係があるとされている。したがって、LF 成分、HF 成分の抽出も重要であることが分かった。

(2) 加速度データの分析

心拍データと異なり、加速度に関してはまだ十分な分析手法が見いだせていないが、あ

⁴⁸ 終了報告書より

る時間範囲での最大値や最小値を処理することで、ある程度の行動推定ができることを確認した。また、心拍や心拍変動と人体活動による加速度データは相関があることが計測結果からも明らかになった。

これまで生活行動を妨げず、継続的に多数のデータを同時に取得するシステムは皆無であった。このプロジェクトを先導として、国内外で生体信号取得の試みが広がりつつあり、解析の元となるデータを臨床的に集めることが可能になりつつある。特にここで示した絆創膏形状ラージモデルはある程度実用的であり、製品にもしやすいものである。ただし、ラージモデルはいわば商品としてのきっかけに過ぎず、将来的にはこのプロジェクトの成果を商品化し完全ディスプレイで超小型安価なシステムが社会に広がる可能性を示した。

第 2 章 プロジェクト終了から現在に至る状況

2.1 各研究テーマの現在の状況

2.1.1 調査方法

調査は、文献調査(プロジェクト報告書、解説、原著論文など)、インターネットによる調査、各種データベースによる業績(論文・特許・受賞他)の調査からなる基礎データ調査と、プロジェクト関係者や外部有識者へのインタビュー調査により行った。これに基づき、プロジェクト期間中の成果の現時点での発展状況及び波及効果等についてまとめた。

(1) 基礎データ調査の方法

基礎データ調査については、基本的にプロジェクトメンバー全員を対象として、プロジェクトの研究に関連した成果の発展状況について、文献による成果の把握と、論文や研究助成金の獲得状況等のデータ調査を行った。各項目について利用したデータベースと調査範囲等を下記に記す。

①論文

プロジェクト期間中の論文⁴⁹は、2007 年 12 月～2013 年 12 月に発表されたもの及びプロジェクトの終了報告書に成果論文としてリストアップされている論文とした。成果論文リストの中で in press、submitted 等と表記があり、その後発表されたものについても基本的には期間中の論文とした。

プロジェクト終了後の論文は、2014 年 1 月以降に発表され、かつプロジェクトメンバーが著者になっている論文を収集した(ただし、プロジェクト期間中の論文に含むものは除く)。収集した論文の中で、プロジェクトとの関連を Abstract、引用関係等で確認し、関連のあるものを関連論文としてリストアップした。

データベースは、Scopus 及び、Web of Science を利用した。

②競争的研究資金の獲得状況

プロジェクトメンバー全員を対象として、研究内容がプロジェクトの研究内容に関連している研究課題について調べ、表 2-1 に示した。

データベースとしては、調査対象者の所属する研究室や本人の WEB サイト及び KAKEN 科学研究費助成事業データベース等の競争的研究資金に関する検索サイトと、補助的に Google 等の検索サイトを利用した。

③特許の出願・登録状況

プロジェクト期間中の特許は、プロジェクト終了報告書の成果リスト記載の特許とした。プロジェクト終了後の特許は 2013 年 4 月以降に出願された特許でかつ、プロジェクト関係

⁴⁹ ここで示す論文の定義は、文献データベース Scopus で収集を行い、Scopus の文献タイプ “Erratum” を除く成果の記述の含まれるすべてのものを対象とした。

者が発明者に入っているものから、プロジェクトの成果と関連のある特許を収集した。

データベースは、PatentSquare と、補助的に特許電子図書館、espacenet を利用した。

④招待講演

プロジェクト関係者の終了後の招待講演実績を調査対象者の所属する研究室や本人のWEBサイトの調査、Google 等の検索サイト、①で記述した文献データベースの会議録情報等を併せて収集し、かつ、インタビューの際に主な招待講演について確認した。

(2) インタビュー調査の方法

インタビュー調査はプロジェクト関係者(研究総括、グループリーダー、本プロジェクト評価委員等)と外部有識者(本プロジェクトと直接関係がないが、研究総括の研究をよく把握している研究者)数名に行った。プロジェクト関係者には、基礎調査で知り得た情報のプロジェクトとの関連や、その後の展開等についての情報を収集した。外部有識者からは、プロジェクトの成果及び、プロジェクト外部から見たプロジェクトの意義や、当該研究分野における波及効果等の意見を収集した。

2.1.2 競争的研究資金の獲得状況

本プロジェクト期間中から現在までのプロジェクトメンバーも含めた競争的資金の獲得状況を表 2-1 に示す。科研費による 11 件が最も多い。その他 NEDO による 3 件、CREST による 1 件の助成を受けている。

表 2-1 競争的資金の獲得状況(2018 年 8 月末時点)

No	研究 期間 (年度)	研究種目	研究課題	研究代表 者	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	金額 (億円)
	2007～ 2013	ERATO	前中センシング融合	前中 一介																	15.06
1	2008～ 2010	科研費 基盤研究(C)	強誘電体のメモリ保持特性を利用した振動型MEMS構造体の不揮発的共振制御	山下 馨 (藤田 孝之)																	0.05
2	2011～ 2012	科研費 若手研究(B)	PZT/PZT薄膜バイモルフ構造の評価と応用	神田 健介																	0.05
3	2011 - 2013	科研費 挑戦的萌芽 研究	安全・安心のためのヒューマン・モニタリングシステムの構築に関する研究	有馬 正和 (前中 一介)																	0.04
4	2011～ 2013	科研費 基盤研究(B)	強誘電体を用いた不揮発的共振制御と振動型MEMSデバイス高機能化への応用	山下 馨 (藤田 孝之)																	0.20
5	2013～ 2016	科研費 基盤研究(A)	生活習慣病予知のための医療健康データ解析による日常生活と発症の潜在的機構解明	畑 豊 (前中 一介 藤田 孝之 新居 学 倉本 圭)																	0.48

No	研究 期間 (年度)	研究種目	研究課題	研究代表 者	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	金額 (億円)
6	2014～ 2016	科研費 基盤研究(B)	位相シフト法による 走査型Nano-Haptic (ナノ触覚)顕微鏡 の開発	尾股 定夫 (前中一 介)																	0.14
7	2014～ 2016	科研費 基盤研究(C)	圧電PZT薄膜の超多層 積層成膜およびMEMS デバイスへの応用	神田 健介 (前中一 介)																	0.05
8	2015	NEDO	MEMS on CMOS技術 用低温多結晶SiGe 膜でのMEMS構造形 成技術構築	前中一介																	0.07
9	2015	NEDO	「ノーマリーオ フ・コンピュー ティングとノーマ リーオフ・センシ ングの融合による 超低電力生体モニ タリングシステム 及びそのサイバー ヘルス・コミュニ ケータへの展開」	神戸大学 兵庫県立 大学 オムロン																	0.12
10	2015～ 2017	科研費 挑戦的萌芽 研究	腰の筋電・姿勢計測 に基づく介護動作の 教育指導支援シス テムの開発	易 強 (前中一 介)																	0.04
11	2015～ 2017	科研費 基盤研究(C)	MEMS構造体の高Q値共 振と広帯域化を両立 する高効率環境振動 発電デバイス	山下 馨 (藤田 孝 之)																	0.05
12	2016～ 2017	NEDO (再委託)	IoT推進のための横断 技術開発プロジェクト/ 超低消費電力デー タ収集システムの研 究開発1 (MEMSセンサ のコンボ化技術開発)	前中 一介 (東芝から の再委託)																	0.22
13	2016～ 2018	科研費 基盤研究(C)	MEMS構造体と磁性薄 膜の融合による高効 率電磁型環境発電デ バイス	藤田 孝之																	0.05
14	2018～ 2021	CREST	分極制御非鉛圧電薄 膜による高効率MEMS 振動発電素子の創製	神野 伊作 (神田 健 介)																	-
15	2017～ 2019	科研費 基盤研究(C)	圧電薄膜によるMEMS ハプティックデバイ スの創製	神田 健介 (前中一 介)																	0.05

JST		科研費		NEDO	
-----	--	-----	--	------	--

表 2-2 競争的資金の概要(2018 年 8 月末時点)

No	概 要
1	共振型の MEMS (微小電気機械システム) 構造体において、圧電体を利用してその共振周波数を制御する方法を提案し、構造体の形状と周波数制御性の関係を明らかにした。また圧電体の電極を含む構造を最適化して、共振周波数変化率を従来の十倍以上に向上した。この結果を用いて、アレイセンサによる超音波計測において大きく測定精度を向上する新たな測定法を提案した。

No	概 要
2	薄膜 Pb[Zr, Ti]O ₃ :PZT の 2 層構造である PZT/PZT バイモルフ構造の MEMS デバイスへの応用を目的とした。スパッタ法による成膜において、2 層の PZT 薄膜の成膜温度および電極金属の構造を含む成膜条件の最適化により、5.4μm 厚の PZT/PZT 構造の成膜に成功した。電気特性・圧電特性評価より、従来の単層成膜した PZT と同等の特性を有しており、上下層の PZT が極めて一致した特性を持つことを確認した。MEMS ミラーを試作し、電圧印加時の変位を測定した結果、単層のみを駆動するユニモルフ駆動時と比較してバイモルフ駆動では 2 倍の変位が得られた。加えて、薄膜の密着性が MEMS デバイス利用に際し十分であることを確認した。
3	非侵襲的な生理計測を実現することのできる表情と心電図、呼吸に着目し、ストレス状態を定量的に推定・評価することのできる「ヒューマン・モニタリングシステム」の構築を試みた。MEMS 技術を用いた小型生理計測装置を開発して心拍変動性指標の解析を行った結果、緊張ストレス環境における心理的・生理的な変化を評価することができるとを明らかにした。また、被験者が作業空間を動き回っても追従して顔の表情を録画し続けることのできる「自律型表情モニタリングシステム」を開発した。練習船および植物工場で実証実験を行った結果、本システムの有効性・妥当性を明らかにすることができた。
4	強誘電体の圧電性と分極履歴特性を利用して振動型の MEMS (微小電気機械システム) デバイスの高性能化を図った。圧電体層を含む平板形状の振動体において、まず電界印加により生ずる逆圧電効果による応力を利用して振動体の共振周波数を制御し、また振動体の形状が共振周波数制御性に与える影響を明らかにした。次いで電界印加が逆圧電応力による振動体の形状変化と分極整列による圧電性向上を通して MEMS センサデバイスとしての性能に与える影響を明らかにした。これらを踏まえて、具体的 MEMS デバイスとして超音波アレイセンサを取り上げ、感度の向上手法と共振周波数制御による超高分解能計測手法を提案した。
5	1. ファジィ集合を利用した健診データの分析手法を提案した。2. 定期健康診断の結果を活用し、個別に予測した糖尿病発症リスクを提示できた。3. 自己組織化マップを使用して、糖尿病の指標である HbA1c と他の検査項目との関わりを調査した。4. 心電、気温、湿度等を計測できる多機能ウェアラブルセンサを装着して日常生活のデータ取得し、これを通常の状態と定義し、この状態から逸脱する、もしくは逸脱へと向かう状態を検出できた。5. 脳動脈瘤の先制医療実現に向け、大脳動脈輪三次元形状から得られる血管構造の形状や血管分岐角度に注目することにより、脳動脈瘤発生予測システムを構築した。
6	本研究で実現を目指す「走査型 Nano Haptic(ナノ触覚)顕微鏡」は、従来の形態的な観察を目的とした顕微鏡と全く異なる。触診のようなセンサプローブで細胞組織表面を 10~50nm の分解能でスキャンして、タンパク質や細胞の表面特性と物性をセンシングして、物理的な特性をイメージングする顕微鏡システムとして実現を目指している。初年度では、先に開発した 0.1μm 制御システムを改良し、サブナノレベルでも動作する機構を地元企業と共同で基本設計を構築した。兵庫県立大学の前中/神田グループは MEMS 技術によって新しい圧電型バイモルフを試作してナノプローブの開発を目的とした。デバイスの基本設計と試作については従来手法を踏襲して、デバイスの基本構成を下に試作する事に成功した。前中/神田グループによる圧電バイモルフ素子の試作により数 mV~数十 mV の発生電圧が可能となり、圧電セラミック素子の共振特性は約 4kHz で動作できる事を確認した。更に本研究では、このデバイスをデジタル制御できる新しい計測システムの開発に成功した。ナノハプティックプローブによるセンシング特性の検証実験について、中山研究室(大阪国立循環器病センター)と共同で、先に開発した顕微鏡装置(SHM)で細胞レベルの組織について硬さ・軟らかさ測定のイメージングを評価検証した。ナノレベルに高機能化する為には、組織物性とセンシング特性における問題点や改善点について検証し、3次元画像表示についてのイメージングも確認した。特に本研究課題の中で、ハプティック型触診プローブを試作開発し、臨床レベルに適用できる新しい手法の提案も行い、モデル実験により基礎的な実験を行った。
7	PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)薄膜と電極薄膜をシリコン基板上において交互に超多層積層させ、MEMS プロセス技術と組み合わせることによって、ハイスループット・高機能なアクチュエータを創出することを目的とした。成膜最適条件を見出し、良好な特性の 4 層以上の積層構造が得られることが確認できた。一方、応用デバイスについても検討を行い、例として積層 PZT 薄膜による超音波トランスデューサが、低電圧で強い超音波を送信可能であることを確認した。さらに、人に触覚刺激を与える触覚デバイスが圧電 MEMS で実現可能であることを示した。
8	ULP(Ultra Low Power)センサモジュールの研究開発の一部として、ULP CMOS 混載 MEMS 技術の検討を行った。CMOS 混載 MEMS センサ用の poly-SiGe 膜の開発を行った。CVD poly-SiGe 膜により、Ge 濃度 60~70%の範囲で低応力、低抵抗値の条件を見出した。Poly-SiGe 膜を用いて加速度センサを試作したところ、Si に対して約 2.5 倍の感度であり poly-SiGe 膜の優位性が示された。

No	概 要
9	ノーマリーオフセンシング技術は、原理的には圧電トリガデバイスによりゼロ電力でセンサと情報処理回路を起動させるとともに、活動量に応じてサンプリングレートを適応的に変化させることで消費電力を極限まで低減する技術である。トリガデバイスとして、常時動作可能で増幅回路が不要な電圧を出力可能かつ全方位からの加速度に対して感度を持つ MEMS 圧電トリガデバイスの実現可能性の検討を行った。ゼロ消費電力かつ出力における振動の方向依存性が無いデバイス実現のため、有限要素法を用いたシミュレーションを援用した設計を実施した結果、樹脂材料とチタン酸ジルコン酸鉛 (PZT) の積層構造を用い、かつ、圧電要素を直列接続して電圧増倍を行うことによって、あらゆる方向に対して重力加速度に対して 0.8V 以上の電圧を出力するデバイスの設計が可能であることがわかった。この設計結果に対応したノーマリーオフ圧電トリガデバイスの試作を行い、26 個の圧電要素が直列接続された長さ 4 mm の片持ちはり構造では、1G 程度の低加速度においてもトランジスタのしきい値電圧をこえ回路を十分起動できる電圧を発生することができることが確認できたことから、多数の直列接続が可能なデバイスが得られたことが確認できた。
10	本研究では、腰部に簡単に装着できる小型生体情報センサを開発し、介護動作時の筋負担が一定の限度を超える部分の抽出、提示等により教員の指導を支援するシステムの開発を行う。小型生体情報センサから、6 チャンネルの筋電図、3 軸の加速度、3 軸の速度並びに 3 軸の地磁気方位角のデータを収録するプログラムを試作した。また、小型生体情報センサと上記プログラムからなる計測システムの妥当性を検証するため、市販の計測システムとの比較検証実験(ヒト実験)を実施した。予備実験の段階で、センサの筋電回路は外部の影響によりノイズが混入しやすいという弱点を発見したので、回路の見直し等により、センサのマイナーチェンジを施し本実験を行った。本実験では、センサを付けた複数の被験者に指定された複数の実験条件下で所定の動作(腰を曲げて、ダンベルを持ち上げる動作を 3 回)を行ってもらい、各センサのデータを、それぞれの計測システムで収録した。実験の結果、試作したシステムで各種データをスムーズに収録できることを確認した。また、測定した筋電図は市販の計測システムで測定したデータと高い正の相関がみられた。
11	圧電 PZT 薄膜を利用した振動型 MEMS 環境発電デバイスにおいて、圧電効果による発電と逆圧電効果による共振周波数制御を組み合わせることで発電効率の向上を目指す。圧電 MEMS 振動構造において昨年度得られた、振動モードと圧電薄膜応力に関する知見をデバイス特性の向上へ結びつけるべく、特に以下の 2 点を中心に研究を進めた。 1. ダイアフラムの静的撓み形状と振動形状の関係 実際の発電量を決定付けるのは複数の振動モードが重畳して生ずる振動形状であり、モード毎に分解せず振動形状全体に着目して評価を進めた。その結果、発電に寄与する中心対称振動の現れ方がダイアフラムの静的撓み形状に依存して変化していることが示唆された。撓み量をダイアフラム径で除した比率で 11%を境に振動形状が大きく様相を変え、また 7~8%でもその境界が存在する可能性が示された。特に前者で撓み量が大きい領域では発電効率の向上に繋がる振動形状が観測されており、今後撓み量と振動形状の関係をより詳細に調査すべきとの指針が得られた。 2. ゼル・ゲル PZT 薄膜の製膜条件と応力制御 ゼル・ゲル製膜工程における仮焼成温度が PZT 薄膜に与える影響について、応力だけでなく結晶性、強誘電性およびデバイス完成時のダイアフラム撓みと最終的な電気機械変換効率にまで評価項目を広げて研究を進めた。さらに仮焼成温度の下方範囲を 250℃まで広げ、また初期結晶化層の厚みを制御することにより結晶配向方向を制御して薄膜作製を行った。その結果、まず(100)配向で応力の低減がみられ、さらに 250℃仮焼成膜ではこれまでにない高い変換効率を示す可能性が得られた。今後より詳細に高効率化を実現する条件を見出すための指針が得られた。
12	コンボセンサ化へ向けて、1) 振動型磁気センサ開発を実施し、チップ面内磁界を検出する磁気センサを設計、試作し地磁気レベル(数十 μT)の磁界を検出できることを実験的に示した。更に、センサの 3 軸化を目指し、チップ面内に垂直な磁界を検出するセンサ構造を提案、設計試作し 3 軸化の見込みを得た。2) CMOS 混載に適合する加速度センサの設計を SOI 構造、CMOS 構造両者について、センササイズを指定したときのバネサイズ、電極サイズを数値的・解析的手法を組み合わせる最適化する手法を確立した。3) SiGe サーマピルによる赤外センサ(温度センサ)を実現するため、評価用チップ(TEG)を設計し、試作を行った。TEG には、ゼーベック係数を計測するための 21 対のサーモパイル、赤外評価のための 2 種類の熱絶縁デバイス TEG が含まれる。適切な試作条件を確立し、TEG の試作を実施した。4) 大気圧周辺で高感度なゲージ圧センサと、真空から大気圧以上までの絶対圧センサの二種類について、容量型 MEMS 圧力センサのシミュレーションを実施した。

No	概 要
13	①電磁界シミュレーションによる VDRG モデルから検証した電磁型エネルギーハーベスタの設計手法の確立、②極狭ギャップを有する高効率エネルギーハーベスタを実現のための高性能ホール素子、表面磁束分布計測の確立、③挟ギャップ化の妨げとなる磁性膜付シリコンウェハの残留応力による反りを極小化するための応力補正膜成膜プロセス最適化、についての研究を行った。課題①については、電磁界シミュレーションで、先行研究を模したシリコン凹凸とスパッタ NdFeB 膜厚を入力し、蛇行コイル位置での磁束分布を算出することで理論的な発電電力を求める手法を確立した。同時に VDRG モデルから最適な磁石ピッチと、発電時に発生するローレンツ力を有限要素解析ソフト (ANSYS) で計算し、100Hz、3μm-p の正弦振動を与えれば、従来の 43 倍の 0.42μW の電力が得られることを解析的に確認した。実測との比較によって提案解析モデルの実効性を検証する予定であったが、装置トラブルのため確認には至らなかった。派生テーマとして、磁性薄膜の磁気反発力を用いた接触防止機構についての解析を行い、国内外の学会で発表した。課題②については、課題③の遅れもあり、ホール素子に関する研究を進めることが困難であった。課題③については、NdFeB 磁性薄膜の製造装置である RF マグネトロンスパッタ装置にトラブルが発生したためほぼ進展がなかった。
14	非鉛圧電薄膜材料を用いた MEMS 振動発電素子の高効率化およびバッテリーフリーセンサシステムの要素技術確立を目的としている。有機、無機非鉛圧電薄膜の結晶構造、分極構造（ドメイン構造）の制御を行い、発電性能指数を向上させることに加え、その特性を最大限に引き出すための力学モデルおよび数値解析に基づいた素子設計、それを実現するための微細加工技術の確立に取り組む。
15	完全なバッチプロセス対応の MEMS 技術によって、人に触覚刺激を与えることが可能な圧電触覚デバイスを実現することを目的としている。さらにこのデバイスの高機能化・知能化を行うことによって、より高度な、人デバイス間における触覚情報の双方向コミュニケーションへの展開を目指している。実績として、中間電極を挟んだ多層 PZT 薄膜の成膜加工技術を応用し、感光性樹脂との積層構造によって低電圧駆動かつ大変位可能なカンチレバー構造を試作した。数 mm 角のデバイスが数 V の駆動電圧で数 mm の変位で共振することを確認し、さらに人に触覚刺激を与えることが可能であることを確認した。さらに、根元部位に孤立 PZT 要素から成る変位センサを形成して、駆動状態のモニタリング可能なデバイスについても試作した。デバイスの変位に対してセンサ信号は線形な出力が得られ、駆動状態のモニタリングが可能であることを示した。さらに人に対して振動刺激を与える際には、デバイスに加えて振動を与えている部位の剛性が結合した共振となることで共振周波数がシフトし、このシフト量からこの振動部位の硬さ情報も得られることが分かった。

2.1.3論文の発表状況

(1) プロジェクト期間中の成果論文

本プロジェクト期間中の発表論文と被引用数の推移を図 2-1、図 2-2 に示す。図 2-1 からプロジェクト期間中の全論文の 1 報、1 年あたりの平均被引用数が 0.79 件であった。被引用数上位 5 報の論文の概要を表 2-3 に示す。

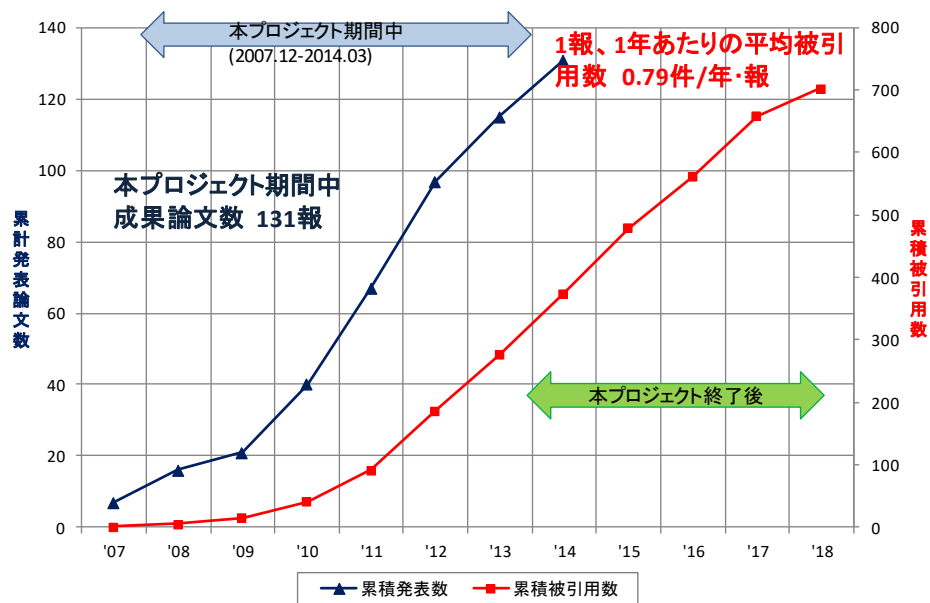


図 2-1 プロジェクト期間中の成果論文の発表数と被引用数の推移
(検索 DB:Scopus 検索日 2018 年 11 月 12 日)

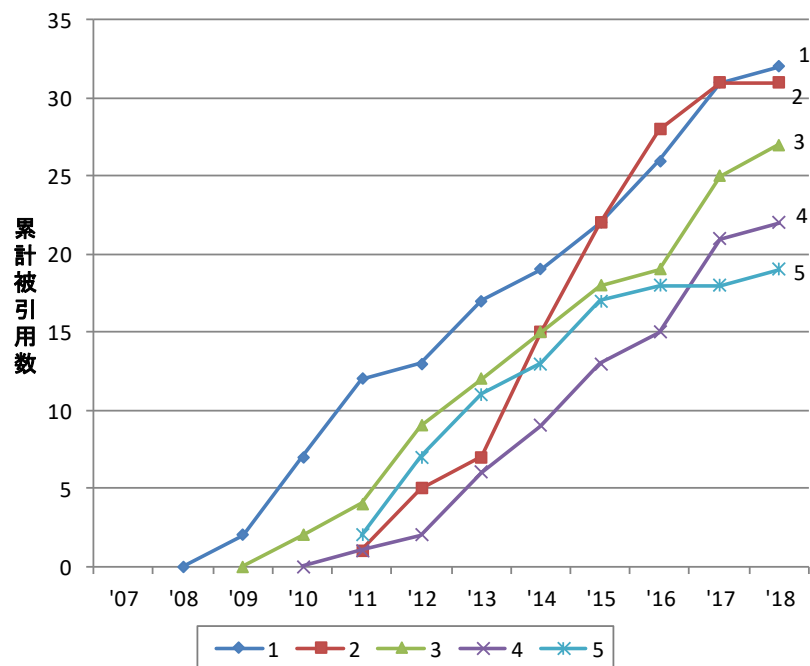


図 2-2 プロジェクト期間中の成果論文の内、被引用数が上位 5 件の被引用数の推移
(検索 DB:Scopus 検索日 2018 年 11 月 12 日)

表 2-3 プロジェクト期間中の被引用上位 5 件の論文概要

No	タイトル	著者	掲載誌	巻	号	ページ	発行年	被引用数	IF 2017
1	MEMS inertial sensors and their applications	Maenaka K.	Proceedings of INSS 2008 - 5th International Conference on Networked Sensing Systems			4610859 71-73	2008	32	-
	近年、マイクロエレクトロメカニカルシステム (MEMS) 技術はかなり発展しており、この技術を利用した多くのセンサが市販されている。MEMS 技術は、多くのセンサの小型化、大量生産、およびコスト削減を可能にする。特に、加速度センサおよび角速度センサ (ジャイロ스코ープ、または単に「ジャイロ」) を含む MEMS 慣性センサが、最も一般的な装置である。慣性センサの用途は、ネットワーク化された検知システムの分野にまで広がっている。このプレゼンテーションでは、現在の MEMS 慣性センサとその応用について説明する。								
2	Fabrication of a vibration-driven electromagnetic energy harvester with integrated NdFeB/Ta multilayered micro-magnets	Jiang Y., Masaoka S., Fujita T., Uehara M., Toyonaga T., Fujii K., Higuchi K., Maenaka K.	Journal of Micromechanics and Microengineering	21	9	95014	2011	31	2.475
	この論文では、周囲の振動からエネルギーを集めるための MEMS ベースの電磁エネルギーハーベスタの製作について述べる。この新しいエネルギーハーベスタは、組み込まれたマイクロマグネットを有する振動子と一体化されたマイクロコイルによる固定子とを接合した構造にした。微小磁石の形成には、厚さ 10 μ m の NdFeB/Ta 多層磁性膜のスパッタリングとシリコン成形技術を用いる。大きな振動振幅を達成するための高アスペクト比のシリコンマイクロスプリングの作製には、深い反応性イオンエッチングを用いる。電気メッキプロセスによって製造されたマイクロコイルは直列に接続して、個々の磁石コイルユニットからの出力電圧を過倍する。性能評価のために、試作品を製作した。115Hz におけるエネルギーハーベスタの最大電圧出力は約 2mV をえた。これは 1.2nWcm ⁻³ の出力密度に相当する。微小磁石を酸化から保護し、振動子層と固定子層との間の間隔を減少させることによって、エネルギーハーベスタの性能を大きく改善することができる。								
3	Simple fabrication of metal-based piezoelectric MEMS by direct deposition of Pb(Zr,Ti)O ₃ thin films on titanium substrates	Kanda K., Kanno I., Kotera H., Wasa K.	Journal of Microelectromechanical Systems	18	3	610-615	2009	27	2.475
	Pb(Zr, Ti)O ₃ (PZT) 圧電薄膜をカンチレバー形状のチタン基板上に直接堆積させ、その圧電特性およびアクチュエータ性能を評価した。PZT と基板との間の熱膨張係数の差が小さいため、残留応力が緩和され、PZT/Ti ユニモルフアクチュエータでは大きな圧電特性が得られた。X 線回折測定は、PZT 薄膜がランダム配向を有する多結晶ペロブスカイト構造を有することを明確に示した。走査型電子顕微鏡 (SEM) を用いた観察により、細孔または亀裂のない Pt 被覆 Ti 基板上に、厚さ 3.8 μ m の PZT 膜が密に堆積していることが実証された。PZT 膜の分極電界 (P-E) ヒステリシスは、強誘電性を明確に示している。PZT 膜の圧電特性は、PZT/Ti ユニモルフカンチレバーの先端変位の測定によって評価した。簡略化した横方向圧電係数 (それぞれ $e_{31}^* = d_{31}/s_{11}E$ 、ここで d_{31} および $s_{11}E$ は圧電係数および弾性コンプライアンスである) が測定された。測定結果は -3.6~4.3C/m ² の範囲となり、PZT ステンレス鋼基板上に堆積した薄膜の約 3 倍の値であった。カンチレバーの共振周波数の測定では、理論式に従うカンチレバーの長さに明確な依存性を示した。これらのカンチレバーが共鳴モードでセンサおよびアクチュエータとして確実に適用できることを示した。								

No	タイトル	著者	掲載誌	巻	号	ページ	発行年	被引用数	IF 2017
4	A PVDF-based flexible cardiorespiratory sensor with independently optimized sensitivity to heartbeat and respiration	Jiang Y., Hamada H., Shiono S., Kanda K., Fujita T., Higuchi K., Maenaka K.	Procedia Engineering	5		1466-1469	2010	22	-
	呼吸や心拍などの心肺情報のモニタリングは、公衆医療にとって非常に重要である。感知材料としてポリビニリデンフルオライド(PVDF)を使用するベルトタイプの心肺センサは、多くの研究グループによって研究されている。センサ出力から呼吸および心拍信号を抽出するためには、非常に複雑な低周波フィルタ回路および分析スキームが必要である。本研究では、心拍と呼吸に対する感度を独立に最適化した PVDF ベースの心肺センサを提案する。このセンサは、曲げ感知ユニットと曲げ不感知ユニットとからなる。心拍信号は、曲げ不感知モードを使用することによって最適化することができ、呼吸信号は、曲げ感知モードを使用することによって最大化することができる。この原則は、プロトタイプのデバイスを使用して実験的に検証された。フレキシブル基板、PVDF および可撓性電極からなるパッチ型心肺センサのための一括製造プロセスを述べた。								
5	Electret based energy harvester using a shared si electrode	Fujii K., Toyonaga T., Fujita T., Jiang Y.G., Higuchi K., Maenaka K.	2011 16th International Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, TRANSDUCERS' 11			5969871 2634-2637	2011	19	-
	本研究では、対向電極と充電グリッドを共有する単一シリコン構造のエレクトレットによるエネルギーハーベスタを実証した。共有電極により、帯電したエレクトレットからの電荷漏れを回避することができ、一括製作を可能にする。薄い Si スプリングによって支持した質量構造は、40Hz の共振周波数を有する。ハーベスティングのデモンストレーションでは、1MHz の負荷抵抗で 10Hz、0. 1G で 0. 23μW を示した。								

(2) プロジェクト終了以降の発表論文

プロジェクト終了後の論文について、累積発表論文数と累積被引用数の推移を図 2-3、図 2-4 に示した。被引用数上位 5 件の論文の概要は表 2-4 に示した。図 2-3 から発表論文数 48 報は期間中 131 報より大幅に減少した。これは本プロジェクト終了後、研究体制が大幅に縮小したためである。1 報、1 年あたりの平均被引用数は 0.65 件と期間中の 0.79 件よりわずかに少なくなった。

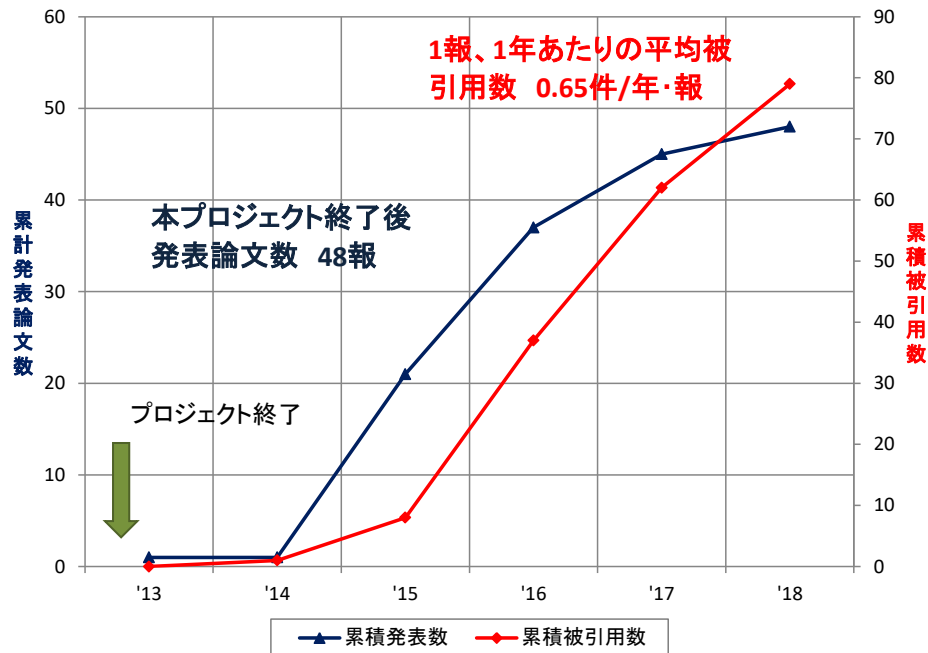


図 2-3 プロジェクト終了以降の発表論文と被引用数の推移
(検索 DB:Scopus 検索日 2018 年 11 月 12 日)

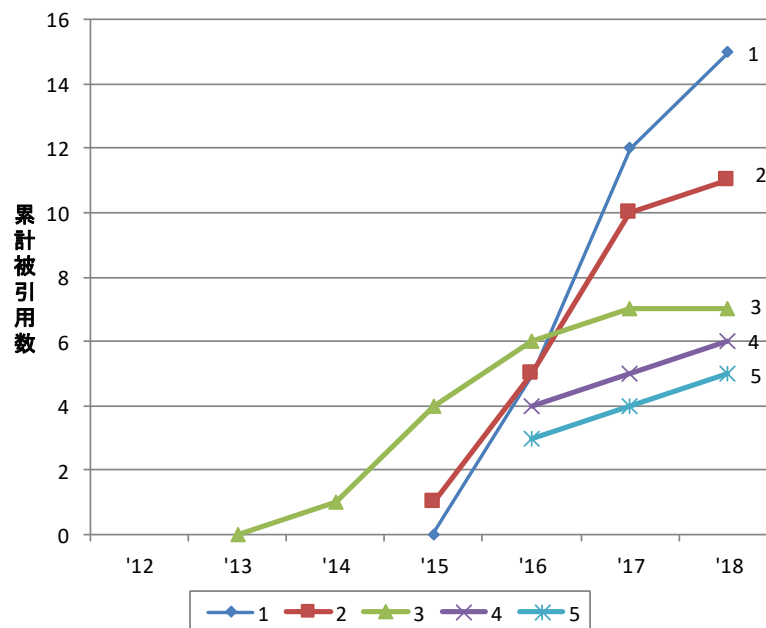


図 2-4 プロジェクト終了後の発表論文の被引用数が上位 5 報の被引用数の推移
(検索 DB:Scopus 検索日 2018 年 11 月 12 日)

表 2-4 プロジェクト終了後の被引用上位 5 件の論文概要

No	タイトル	著者	掲載誌	巻	号	ページ	発行年	被引用数	IF 2017
1	Fabrication of multilayer Pb(Zr,Ti)O ₃ thin film by sputtering deposition for MEMS actuator applications	Sano R., Inoue J.-I., Kanda K., Fujita T., Maenaka K.	Japanese Journal of Applied Physics	54	10	10ND03	2015	15	1.452
	複数の薄膜圧電層と電極層からなるマルチモルフ構造をスパッタリング法により実現した。Pb(Zr,Ti)O ₃ (PZT)薄膜の4層のカンチレバーを製作し、評価する。各PZT層の電気的および圧電的特性は、非常に類似しており、従来の単層PZT薄膜に匹敵する。4つ全ての圧電層を駆動した状態での先端変位と印加電圧との関係から、圧電定数 d_{31} は、38.3pm/V であると推定される。発生力は先端変位からも推定される。多モードカンチレバーは、同一の駆動電圧に対して従来のユニモルフ及びバイモルフカンチレバーよりも大きな発生力を有することが確認された。								
	Thin-film piezoelectric bimorph actuators with increased thickness using double Pb[Zr,Ti]O ₃ layers	Inoue J.-I., Kanda K., Fujita T., Maenaka K.	Journal of Micromechanics and Microengineering	25	5	55001	2015	11	1.888
2	Pb(Zr,Ti)O ₃ (PZT)薄膜の二重層を含むバイモルフ構造の厚さを増加させる効果を研究した。厚いPZT膜は、マイクロエレクトロメカニカルシステム(MEMS)用途に有効な(例えば、抗電界およびブレークダウン電圧の観点からの)高電圧印加および大きな発生力を可能にする。堆積条件および電極構造の改善は、薄膜PZT/PZTバイモルフ構造の製造を容易にする。高周波(RF)マグネトロンスパッタリングシステムを用いて堆積された総厚さ5.8μmのPZT/PZTバイモルフは、従来のバイモルフ構造よりもはるかに厚い。2つの圧電層の特性は類似しており、残留分極20μCcm ⁻² および抗電界50kVcm ⁻¹ の良好な電気的および強誘電的特性を示した。PZT/PZTバイモルフカンチレバーをアクチュエータ用途の特性を評価するために作製した。アニールプロセスによりバイモルフカンチレバーの残留応力が低減された。作製したバイモルフカンチレバーの電圧印加時の振動試験では、単層駆動と比較して変位量が2倍であり、圧電定数 d_{31} は-61 pmV ⁻¹ と推定され、従来のPZT/PZTバイモルフカンチレバー(-13pmV ⁻¹)の温度変化の影響は、同様の寸法を有するユニモルフ構造のそれよりもはるかに小さいことも示された。評価結果は、PZT/PZTバイモルフ構造がMEMSデバイスとして有効であることを示している。								
3	Wearable human activity recognition by electrocardiograph and accelerometer	Fujimoto T., Nakajima H., Tsuchiya N., Marukawa H., Kuramoto K., Kobashi S., Hata Y.	Proceedings of The International Symposium on Multiple-Valued Logic			6524632 12-17	2013	7	-
	本論文では、心電計と三軸加速度計を内蔵したウェアラブルマルチセンサを用いた人の行動推定システムを提案する。マルチセンサは、生体情報を拘束しないで測定し、無線通信によりパーソナルコンピュータに提供する。我々は、一連の活動における人間活動を生物学的情報によって推定する。我々の実験では、被験者は「歩行」、「休息」および「筋力トレーニング」のようないくつかの活動を行う。システムは、これらの活動を決定ツリーによって推定する。意思決定ツリーの分岐条件は、ファジィ論理と以前のアクティビティからのアクティビティ遷移の状態によって求められる。ファジーメンバーシップ関数は、運動強度、識別頻度および遷移確率から構築される。その結果、提案手法は精度の高いアクティビティを推定した。								

No	タイトル	著者	掲載誌	巻	号	ページ	発行年	被引用数	IF 2017
4	Sensors in network (1) - Origin of sensor intelligence	Maenaka K.	Sensors and Materials	28	7	745-748	2016	6	0.482
	センサとネットワーク感知システムの進歩を概説した。将来的には、1年に何兆ものセンサが必要とされる社会であるトリリオンセンサユニバース(Trillion Sensors Universe)になると言われている。「兆」は過大評価ではない。センサネットワークは、情報処理、無線システム、回路、エネルギー、センサ、および関連する材料を含む複合技術である。センサとマテリアルがこの分野で上記の社会に貢献することを期待している。								
5	Sensors in network (2) - Fabrication technologies	Maenaka K.	Sensors and Materials	28	8	927-931	2016	5	0.482
	MEMS センサの製造技術として、バルクマイクロマシニングと表面マイクロマシニングを見直した。これらの技術は、目的に応じて使い分けられ、両方とも様々なセンサを製造するための主要な技術であると考えられている。このセッションでは、エレガントな技術としてセンサと回路のモノリシックな統合を導入した。現在の主流は、センサと集積回路が異なるチップ上に製造され、パッケージ内に接続されていることであるが、モノリシック集積が最終的には望ましいと考えられ、技術的問題の将来の解決を待っている。								

2.1.4 特許の出願・登録状況

本プロジェクト期間中の特許出願状況を表 2-5 に、終了後の出願状況を表 2-6 示す。期間中、36 件という多くの特許出願(国内 29 件、国際 7 件)が行われ、その中、現在国内特許 16 件、海外特許 2 件の特許が登録されている。終了後、3 件の特許出願(国内 3 件、国際 0 件)が行われ、現在国内特許 1 件が登録されている。

表 2-5 プロジェクトの特許出願状況(期間中)(2018 年 11 月 18 日 検索 DB:PatentSquare)

NO	出願番号	公開・公表番号	審査状況	登録番号	発明者名	出願人・権利者名	発明の名称	国際出願番号	国際公開番号	海外の登録特許
1	特願 2010-7 0880	特開 2011-18 8725	登録 (権利 有)	特許第 552115 9 号	藤田 孝之, 中出 圭亮, 豊永 智彦, 前中 一介	国立研究開発法人科学技術振興機構, 兵庫県	エレクトレット、静電誘導型変換素子及びエレクトレットの荷電方法	PCT/J P2011 /0551 14	W0201 1/108 721	-
2	特願 2010-7 0881	特開 2011-18 8462	登録 (権利 有)	特許第 555590 0 号	才木 常正, 下岡 由佳 子, 樋口 行 平, 前中 一 介	国立研究開発法人科学技術振興機構	発話検出装置及び音声通信システム	-	-	-
3	特願 2010-7 0882	特開 2011-18 8463	拒絶査定(1 年経過)		才木 常正, 下岡 由佳 子, 樋口 行 平, 前中 一 介	国立研究開発法人科学技術振興機構	発話検出装置及び音声通信システム	-	-	-
4	特願 2010-8 8643	特開 2011-22 0765	拒絶査定(1 年経過)		神田 健介, 伊賀 友樹, 前中 一介	国立研究開発法人科学技術振興機構, 兵庫県	慣性センサ及びその製造方法	-	-	-
5	特願 2010-1 03922	特開 2011-23 0253	年金不納による抹消	特許第 559214 7 号	中村 純, 前 中 一介	ヤマハ株式会社, 兵庫県, 国立研究開発法人科学技術振興機構	シリコンナノニードルおよびその製造方法	-	-	-
6	特願 2010-1 41923	特開 2012-79 11	登録 (権利 有)	特許第 546351 0 号	蔣 永剛, 樋 口 行平, 濱 田 浩幸, 前 中 一介	国立研究開発法人科学技術振興機構, 兵庫県	物理量センサ及びその製造方法	PCT/J P2011 /0643 08	W0201 1/162 305	CN10300 3679 (B) EP25872 39 (B1) US92576 32 (B2)
7	特願 2010-1 49768	特開 2012-15 292	拒絶査定(1 年経過)		蔣 永剛, 藤 田 孝之, 前 中 一介	国立研究開発法人科学技術振興機構	N d F e B のエッチング方法	-	-	-
8	特願 2010-1 50465	特開 2012-12 494	登録 (権利 有)	特許第 552122 0 号	濱田 浩幸, 蔣 永剛, 樋 口 行平, 前 中 一介	国立研究開発法人科学技術振興機構, 兵庫県	ポリマー組成物及びその製造方法	-	-	-

NO	出願番号	公開・公表番号	審査状況	登録番号	発明者名	出願人・権利者名	発明の名称	国際出願番号	国際公開番号	海外の登録特許
9	特願 2010-1 50519	特開 2012-10 978	登録 (権利 有)	特許第 554460 0号	濱田 浩幸, 蔣 永剛, 樋 口 行平, 前 中 一介	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構, 兵庫県	生体適合性 ポリマー基 板	-	-	-
10	特願 2010-1 75578	特開 2012-37 282	未審査 請求に よるみ なし取 下		服部 敦夫, 矢野 博昭, 佐藤 優典, 前中 一介	ヤマハ株式 会社, 兵庫県	振動型角速 度センサ	-	-	-
11	特願 2010-1 75598	特開 2012-37 283	未審査 請求に よるみ なし取 下		服部 敦夫, 佐藤 優典, 前中 一介	ヤマハ株式 会社, 兵庫県	振動型角速 度センサ	-	-	-
12	特願 2010-2 05615	特開 2012-61 528	年金不 納によ る抹消	特許第 554856 3号	中村 純, 寺 田 佳樹, 前 中 一介	ヤマハ株式 会社, 兵庫 県, 国立研究 開発法人科 学技術振興 機構	ナノシート トランスデ ューサ	-	-	-
13	特願 2010-2 14023	特開 2012-68 149	登録 (権利 有)	特許第 565273 3号	ハオ シュ ウシュン, 蔣 永剛, 前中 一介, 藤田 孝之, 樋口 行平	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構, 公立大学 法人兵庫県 立大学	静電容量型 圧力センサ、 圧力測定装 置、及び、静 電容量型圧 力センサの 製造方法	-	-	-
14	特願 2013-5 18152	再表 2012/16 5536	登録 (権利 有)	特許第 575743 9号	ハオ シュ ウシュン, 蔣 永剛, 藤田 孝之, 樋口 行平, 前中 一介, 高尾 英邦	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構	センサにお ける温度補 償方法、該温 度補償方法 の演算プロ グラム、演算 処理装置、及 び、センサ	PCT/J P2012 /0640 54	W0201 2/165 536	CN10359 7330 (B)
15	特願 2010-2 30742	特開 2012-84 737	拒絶査 定(1 年経過)		鈴木 孝明, 大平 文和, 高尾 英邦	国立大学法 人 香川大 学	シリコンの 結晶異方性 ドライエッ チング方法、 および装置	-	-	-
16	特願 2010-2 30890	特開 2012-82 352	登録 (権利 有)	特許第 562442 4号	中村 純, 前 中 一介	ヤマハ株式 会社, 兵庫 県, 国立研究 開発法人科 学技術振興 機構	撥水性構造 体およびそ の製造方法	-	-	-
17	特願 2010-2 48029	特開 2012-96 336	登録 (権利 有)	特許第 563537 0号	中村 純, 前 中 一介	ヤマハ株式 会社, 兵庫 県, 国立研究 開発法人科 学技術振興 機構	ナノシート トランスデ ューサ	-	-	-

NO	出願番号	公開・公表番号	審査状況	登録番号	発明者名	出願人・権利者名	発明の名称	国際出願番号	国際公開番号	海外の登録特許
18	特願 2010-2 65816	特開 2012-11 9400	登録 (権利 有)	特許第 572003 8号	蔣 永剛, 濱 田 浩幸, 藤 田 孝之, 樋 口 行平, 前 中 一介	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構, 公立大学 法人兵庫県 立大学	ハイブリッ ド発電素子	-	-	-
19	特願 2010-2 92988	特開 2012-14 1186	登録 (権利 有)	特許第 570469 6号	濱田 浩幸, 蔣 永剛, 樋 口 行平, 前 中 一介	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構, 公立大学 法人兵庫県 立大学	生体適合性 ポリマーセ ンサ及びそ の製造方法	-	-	-
20	特願 2010-2 93125	特開 2012-13 9306	登録 (権利 有)	特許第 588866 5号	濱田 浩幸, 樋口 行平, 前中 一介	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構, 公立大学 法人兵庫県 立大学	生体適合性 ポリマー基 板	-	-	-
21	特願 2011-2 490	特開 2012-14 6754	登録 (権利 有)	特許第 518770 5号	田中 伸哉, 園田 晃司, 笠井 一夫, 樋口 行平, 前中 一介	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構	異方性エッ チング方法、 三次元構造 体、及び、デ バイス	-	-	-
22	特願 2011-2 9571	特開 2012-16 9899	未審査 請求に よるみ なし取 下		ニジュニク オレグ, 樋口 行平, 前中 一介	ニジュニク オレグ, 樋口 行平, 前中 一介, 兵庫県	情報通信装 置及び生体 情報取得装 置	PCT/J P2012 /0010 01	W0201 2/111 330	-
23	特願 2011-2 9868	特開 2012-16 8040	登録 (権利 有)	特許第 561465 3号	齊藤 光俊, 前中 一介	アフォード センス株式 会社	制御装置	-	-	-
24	特願 2011-3 2364	特開 2012-17 3005	未審査 請求に よるみ なし取 下		佐久本 尚 武, 豊田 和 弘, 高尾 英 邦	矢崎総業株 式会社, 国立 大学法人 香川大学	圧力検知素 子	-	-	-
25	特願 2011-3 2368	特開 2012-17 3006	未審査 請求に よるみ なし取 下		佐久本 尚 武, 高尾 英 邦	矢崎総業株 式会社, 国立 大学法人 香川大学	圧力検知装 置	-	-	-
26	特願 2011-4 2937	特開 2012-18 1050	未審査 請求に よるみ なし取 下		神田 健介, 中村 純, 樋 口 行平, 前 中 一介, 密 山 京太	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構, ヤマハ株 式会社	センサ用構 造体、容量式 センサ、圧電 式センサ、容 量式アクチ ュエータ、及 び、圧電式ア クチュエー タ	-	-	-

NO	出願番号	公開・公表番号	審査状況	登録番号	発明者名	出願人・権利者名	発明の名称	国際出願番号	国際公開番号	海外の登録特許
27	特願 2011-5 6684	特開 2012-19 1994	未審査 請求に よるみ なし取 下		才木 常正, 下岡 由佳 子, 板垣 博 文, 藤田 孝 之, 樋口 行 平, 前中 一 介	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構, 兵庫県	行動解析装 置、行動解析 プログラム、 及び、情報検 出装置	-	-	-
28	特願 2011-1 17661	特開 2012-24 8346	登録 (権利 有)	特許第 583944 2号	濱田 浩幸, 前中 一介, 樋口 行平	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構, 前中一介	配線構造体、 センサ、及び 配線構造体 の製造方法	-	-	-
29	特願 2011-1 22592	特開 2012-25 3082	登録 (権利 有)	特許第 597545 7号	笠井 一夫, 伊賀 友樹, 樋口 行平, 前中 一介	前中一介, 笠 井 一夫, 伊 賀 友樹, 樋 口 行平	三次元構造 体及びセン サ	-	-	-
30	特願 2011-1 97383	特開 2014-14 3454	国内優 先権に 基づく みなし 取下		ニジュニク オレグ, 前中 一介	ニジュニク オレグ, 前中 一介, 兵庫県	水晶発振回 路	-	-	-
31	特願 2013-5 32460	再表 2013/03 5346	未審査 請求に よるみ なし取 下		ニジュニク オレグ, 前中 一介	株式会社テ クノ・コモン ズ, ニジュニ ク オレグ, 前中 一介	水晶発振回 路	PCT/J P2012 /0057 13	W0201 3/035 346	-
32	特願 2012-8 7843	特開 2013-21 9156	未審査 請求に よるみ なし取 下		ニジュニク オレグ, オリ ンバー ビ ンリュアン, 樋口 行平, 前中 一介	国立研究開 発法人科学 技術振興機 構, 兵庫県	インダクタ、 及び、その製 造方法	PCT/J P2013 /0601 23	W0201 3/151 065	-
33	特願 2012-8 9121	特開 2013-21 7789	未審査 請求に よるみ なし取 下		中村 純, 前 中 一介	ヤマハ株式 会社, 兵庫県	熱電トラン スデューサ ーおよび熱 電トランス デューサー の製造方法	-	-	-
34	特願 2013-5 49132	再表 2013/08 8747	拒絶査 定(1 年経 過)		濱田 浩幸, 樋口 行平, 前中 一介	株式会社テ クノ・コモン ズ, 兵庫県	生体情報検 知ユニット	PCT/J P2012 /0080 40	W0201 3/088 747	-
35	特願 2013-3 6466	特開 2014-16 6079	拒絶査 定(1 年経 過)		窪田 彰博, ニジュニク オレグ, 濱田 浩幸, 樋口 行平, 前中 一介	株式会社テ クノ・コモン ズ	熱伝導シー ト、断熱シー ト、温度セン サ装置、及 び、熱電発電 システム	-	-	-
36	特願 2014-4 802	特開 2015-13 3277	拒絶査 定(1 年未 満・最 新審査		前中 一介, 樋口 行平	株式会社テ クノ・コモン ズ, 公立大学 法人兵庫県 立大学	配線構造体、 電子部品ユ ニットおよ び電氣的計 測デバイス	-	-	-

NO	出願番号	公開・公表番号	審査状況	登録番号	発明者名	出願人・権利者名	発明の名称	国際出願番号	国際公開番号	海外の登録特許
			中間C参照)							

表 2-6 プロジェクトの特許出願状況(終了後)(2018 年 11 月 18 日 検索 DB:PatentSquare)

NO	出願番号	公開・公表番号	審査状況	登録番号	発明者名	出願人・権利者名	発明の名称	国際出願番号	国際公開番号	海外の登録特許
1	特願 2014- 21310 1	特開 2016-81 352	登録 (権利 有)	特許第 636299 1 号	木村 大作, 山縣 謙一, 新居 学	アズビル株 式会社	ファジィニ ューラルネ ットワーク の学習用デ ータのメン バースhip 値を決定す るためのシ ステム及び 方法	-	-	-
2	特願 2015- 13550 3	特開 2017-12 674	通常審 査中		中谷 浩司, 宮地 麻代, 藤下 雄規, 前中 一介	住友ベーク ライト株式 会社, 公立大 学法人兵庫 県立大学	ウェアラプ ルセンサー デバイス	-	-	-
3	特願 2016- 65610	特開 2017-18 1164	審査請 求無し		神田 健介, 前中 一介	公立大学法 人兵庫県立 大学	圧電センサ	-	-	-

2.1.5 招待講演

本プロジェクト期間中から現在に至るまでの招待講演の状況を表 2-7(国内講演)、表 2-8(国際講演)に示す。国内講演 42 件(年平均約 4 件)、国際講演 20 件(年平均約 2 件)であった。2017 年は前中が国内講演 8 件を行っている。

表 2-7 招待講演(国内講演)

No.	発表者	発表演題タイトル	会議名	開催年	開催地
1	前中一介	MEMS センサの過去・現在・未来	ナノ ICT シンポジウム	2008 年	東京
2	前中一介	MEMS デバイスによる人体活動モニタリング	日本生体医工学会大会	2008 年	神戸
3	前中一介	インテリジェントセンサの夢と鉄道応用の可能性	電気学会センサ・マイクロマシン部門 フィジカルセンサ研究会	2009 年	東京
4	前中一介	貼付型人体計測システムの展望	電気学会全国大会	2009 年	札幌
5	前中一介	身体貼り付けシステムによる生体活動モニタリング	電子情報通信学会集積回路研究専門委員、LSI とシステムのワークショップ 2010	2010 年	小倉
6	前中一介	MEMS センサのシステム化とその実装	マイクロマシン展、MEMS 実装・パッケージングフォーラム	2010 年	東京

No.	発表者	発表演題タイトル	会議名	開催年	開催地
7	前中一介	MEMS 実用化への道程	精密工学会秋季大会	2011 年	金沢
8	前中一介	MEMS と生体活動計測	日本金属学会分科会シンポジウム	2011 年	東京
9	前中一介	MEMS 技術による身体貼り付け型人体活動モニタリングシステムの研究開発	平成 23 年度日本人間工学会関西支部大会	2011 年	神戸
10	前中一介	身体貼り付け型センシングシステムとエナジーハーベスト	電子情報通信学会全国大会	2011 年	岡山
11	前中一介	MEMS センサの融合とシステム化	次世代センサ協議会長野支部	2011 年	松本
12	前中一介	低消費電力小型センシングノードと PZT デバイス	応用物理学会第 6 回集積化 MEMS 技術研究会	2012 年	姫路
13	前中一介	集積化センサ	環境発電開発者会議	2012 年	東京
14	前中一介	センサ融合と環境発電、省電力回路技術	日本学術振興会先端ナノデバイス・材料テクノロジー第 151 委員会	2012 年	東京
15	前中一介	絆創膏型生体モニタ	次世代センサ協議会第 67 回研究会	2013 年	姫路
16	前中一介	小型バイタルセンシングノード	電子情報通信学会電子デバイス研究会	2014 年	豊橋
17	前中一介	ウェアラブル・ヘルスケア～センシング技術とその応用～	電子情報通信学会パターン認識・メディア理解研究会	2014 年	名古屋
18	前中一介	医工学と MEMS	関西工学教育協会	2015 年	姫路
19	前中一介	生体センシングとコンボセンサ	電気学会全国大会シンポジウム講演	2015 年	仙台
20	前中一介	ウェアラブル・ヘルスケア～現状と将来～	バイオメトリクスと認証認識シンポジウム	2015 年	東京
21	前中一介	生体活動モニタリングシステムと MEMS	SICE LE2016	2016 年	大阪
22	前中一介	貼り付け型のモニタリングシステム	ナノファイバー学会（ウェアラブルエレクトロニクス	2017 年	東京
23	前中一介	ウェアラブルデバイス向けの MEMS 周辺技術 -センサ、パワーソース、柔軟素材と配線-	高分子学会	2017 年	東京
24	前中一介	MEMS センサとその IoT/医療健康分野への応用	高分子学会	2017 年	横浜
25	前中一介	集積化センサ、コンボセンサから IoT センサノードへ	応用物理学会集積化 MEMS10 周年シンポジウム	2017 年	横浜
26	前中一介	貼り付け型のモニタリングシステム	ナノファイバー学会第 8 回年次大会	2017 年	東京
27	前中一介	ウェアラブルデバイス向けの MEMS 周辺技術 -センサ、パワーソース、柔軟素材と配線-	高分子学会有機エレクトロニクス講習会	2017 年	東京
28	前中一介	MEMS センサとその IoT/医療健康分野への応用	高分子学会フォトニクスポリマー研究会	2017 年	横浜
29	前中一介	集積化センサ、コンボセンサから IoT ノードへ	応用物理学会集積化 MEMS10 周年シンポ	2017 年	福岡
30	藤田孝之	MEMS 振動型エナジーハーベスタの開発	応用物理学会関西支部 平成 27 年度第 3 回講演会	2015 年	大阪

No.	発表者	発表演題タイトル	会議名	開催年	開催地
31	藤田孝之	MEMS 電磁型振動式エナジーハーベスタ	新無機膜研究会第4回調査研究合同分科会	2015 年	神戸
32	藤田孝之	絆創膏型センサについて	中小企業総合力アップ支援事業／テクノステージ和泉ビジネス連携サロン「いずみの散歩道Ⅲ」	2015 年	大阪
33	藤田孝之	小さな機械でモノを測る～MEMS（メムス）技術～	JSPS プログラム「ひらめき☆ときめきサイエンス」	2017 年	香川
34	神田健介	PZT 薄膜要素の直列接続とその応用	IntelliSENSE Conference	2010 年	東京
35	神田健介	PZT の微細加工とセンサへの応用	第9回マイクロシステム融合研究会	2013 年	仙台
36	神田健介	PZT の微細加工とセンサへの応用	次世代センサ協議会第67回研究会	2013 年	姫路
37	神田健介	PZT 薄膜の微細加工と MEMS への応用	H25 年度第1回日本塑性加工学会ナノマイクロ加工分科会セミナー	2013 年	姫路
38	神田健介	圧電 PZT 薄膜の微細加工	電気学会 2014 年度第二回調査専門委員会（人センシング及び生体情報に関する調査専門委員会）	2014 年	姫路
39	神田健介	スタンダード PZT-MEMS プロセスとその拡張@兵庫県大	H28 年度第1回圧電 MEMS デバイス調査専門委員会	2016 年	姫路
40	神田健介	MEMS センサのための PZT 微細加工とその周辺技術	電子情報通信学会機能集積情報システム研究会第63回研究会	2017 年	姫路
41	神田健介	圧電 MEMS の DRIE によるデバイス構造作製と3次元化への試み	JKA 人材育成等補助事業技術セミナー	2017 年	大阪
42	神田健介	PZT-MEMS および Multilayer PZT 薄膜形成技術	第16回圧電 MEMS 研究会	2018 年	神戸

表 2-8 招待講演(国際講演)

No.	発表者	発表演題タイトル	会議名	開催年	開催地
1	K. Maenaka	Current MEMS Technology and MEMS Sensors - Focusing on Inertial Sensors	9th Int. Conf. on Solid-State and Integrated-Circuit Technology	2008 年	Beijing, China
2	K. Maenaka	Current Status and Topics of MEMS Sensors	International Conference on Solid State Devices and Materials (SSDM)	2008 年	Tsukuba, Japan
3	K. Maenaka	MEMS Inertial Sensors and Their Applications	International Conference on Networked Sensing System (INSS)	2008 年	Kanazawa, Japan
4	K. Maenaka	Mechanical Sensors and Actuators in MEMS Technology	The 16th Int. Display Workshop (IDW 2009)	2009 年	Miyazaki, Japan
5	K. Maenaka	Human Sensing Fusion- For Health and Safety Life-	5th Asia-Pacific Conference on Transducers and Micro-Nano Technology	2010 年	Perth, Australia
6	K. Maenaka	Human Activity Monitoring by MEMS	MNC2010	2010 年	Kokura, Japan

No .	発表者	発表演題タイトル	会議名	開催年	開催地
		Sensing Fusion			
7	K. Maenaka	Opportunities and Challenges of Heterogeneous Integration on CMOS	Int. Conf. on Solid State Device and Materials, RUMP SESSION	2011 年	Nagoya , Japan
8	K. Maenaka	Demonstration Model for Human Activity Monitoring in a Shape of Adhesive Plaster	International Conference on BioSensors, BioElectronics, BioMedical Devices, BioMEMS/NEMS and Applications	2013 年	Tokyo, Japan
9	K. Maenaka	Fusion of PZT Thin Film in MEMS Technology	The 10th Japan-Korea Conference on Ferroelectrics	2014 年	Hiroshima, Japan
10	K. Maenaka	Adhesive plaster type health monitoring devices with MEMS technology	IEEE NANO2016	2016 年	Sendai , Japan
11	T. Fujita	Energy harvester for human monitoring system	France-Japan Seminar Energy Harvesting for Wireless Sensor Networks in Harsh Environment, Towards Infinite Autonomy	2011 年	Tokyo, Japan
12	T. Fujita	Towards Data: A Human/Machine-oriented Approach of Medical Data	IHI 2012 – 2nd ACM SIGHIT Int. Health Informatics Symposium	2012 年	Miami, USA
13	T. Fujita	Electrostatic and Electromagnetic Energy Harvester for Human Monitoring System	Int. Conf. on BioElectronics, BioSensors, BioMedical Devices, BioMEMS/NEMS and Applications 2012 (Bio4Apps 2012)	2012 年	Singapore
14	T. Fujita	Electrostatic and Electromagnetic Energy Harvester in Human-Sensing Fusion Project	4ème Journées Nationales sur la Récupération et le Stockage d'Energie (JNRSE2014)	2014 年	Annecy , France
15	T. Fujita	Micro Energy Harvester for Human Sensing System	International Symposium on Multidisciplinary Engineering (ISMDE)	2016 年	Dhaka, Bangladesh
16	T. Fujita	MEMS Based Energy Harvester for IoT World	International conference on informatics, electronics & vision (ICIEV2016)	2016 年	Dhaka, Bangladesh
17	T. Fujita	Energy harvesting in IoT sensors	The 6th International Symposium in Computational Medical and Health Technology	2016 年	Takao, Taiwan
18	T. Fujita	MEMS technology for energy harvesting	Japanese French Week on Mechatronics	2017 年	Annecy , France
19	T. Fujita	Collaborative Research introduction from Univ. Hyogo	Japan-China-Korea MEMS/NEMS Advanced Manufacturing Forum	2017 年	Zhenjiang, China

No.	発表者	発表演題タイトル	会議名	開催年	開催地
20	H. Takao, K. Maenaka, K. Higuchi, O. Nizhnik, O. Vinluan, U. Maksudi, T. Bartley	ASIC for Monitoring of Human Motion	35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC2013)	2013 年 7 月	Osaka, Japan

2.2 各研究テーマの進展状況

本プロジェクト終了後、大型の助成金を得ることができなかつたため、研究費が激減し、多くの研究員が去り、研究を縮小せざるを得なくなった。本プロジェクトでの研究補助員を含めた人数は最大 27 人であったが、終了後は、本プロジェクト代表の前中が指導する兵庫県立大学の MEMS 応用研究グループのみ⁵⁰になり、2018 年度は教員 3 名、博士課程 0 名、修士課程 12 名と若手学生が中心の研究体制となり、大幅に縮小された。

継続・発展した研究テーマは、PZT 薄膜に関する研究、エネルギーハーベスタ素子に関する研究であった。国立大学法人神戸大学との船舶の操船や港湾管理者の心拍数と動作の加速度の計測による緊張状態の研究なども行われた。以下にその成果を記す。

2.2.1 PZT 薄膜素子に関する研究

本プロジェクト終了後、開発した PZT 薄膜技術を使った MEMS デバイスの研究を発展させている。複数の PZT 薄膜圧電層と電極からなるマルチモルフ構造^[49]や PZT バイモルフ構造における PZT 薄膜の厚さを増加させる研究^[50]、Si 基板を用い、ポリマー薄膜の上に PZT 薄膜を積層したユニモルフ型の MEMS アクチュエータの研究^[51]、さらには 2 層および 4 層の積層膜を作製し、膜としての特性評価と超音波トランスデューサとしての基礎的評価^[52]など PZT 薄膜とそのデバイスについて多彩な研究を行った。ここでは、PZT 薄膜によるアクチュエータ素子の研究を取り上げた。

(1) MEMS 技術のための厚膜 PZT バイモルフアクチュエータの研究^{[50], [53]}

図 2-5 にユニモルフ⁵¹構造とバイモルフ構造、および電氣的接続の模式図を示した。バイモルフ構造においては、2 つの PZT 薄膜の中間に中間電極を設け、その電極を基準として上下の PZT 薄膜面に電圧を印加する。

⁵⁰ 本プロジェクトのグループリーダの高尾(香川大学)については、現在 MEMS による触覚センサ等の研究を行っている。その研究内容から本プロジェクトの進展ではないと判断した。

⁵¹ ユニモルフとは薄手の圧電素子と金属板を貼り合わせた構造を言い、バイモルフとは 2 枚の圧電素子を貼り合わせた構造を言う。

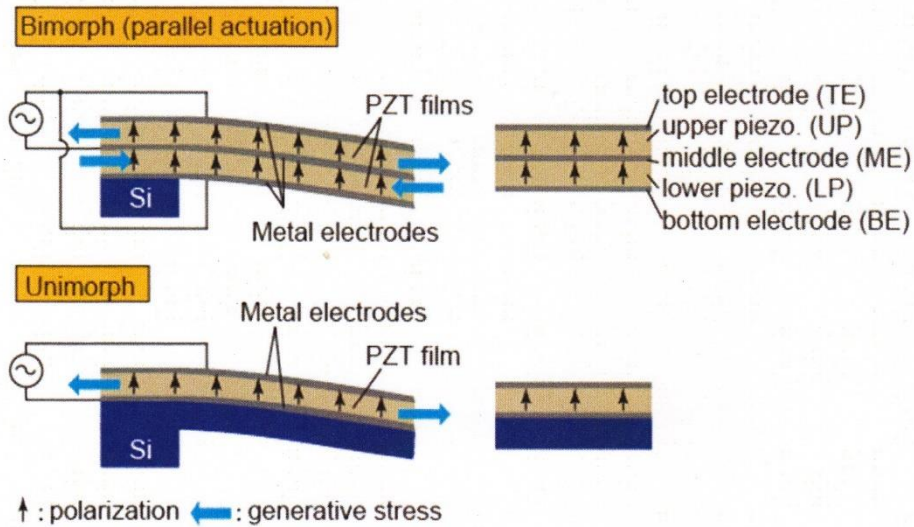


図 2-5 PZT 薄膜を使ったユニモルフ構造、バイモルフ構造と電氣的接続^[50]

従来の報告では MEMS 技術による典型的な MEMS バイモルフは PZT の合計膜厚は $1.5\mu\text{m}$ 以下であった。機械的強度が弱く、利用上問題であった。この研究では RF スパッタを用いてクラック等がない、厚い膜厚のバイモルフ PZT 薄膜を作製する研究を行った。PZT 成膜時のスパッタ温度の検討を行い、最適な成膜条件を決定した。図 2-6 には得られた膜のリーク電流について、スパッタ温度との関係を図示した。

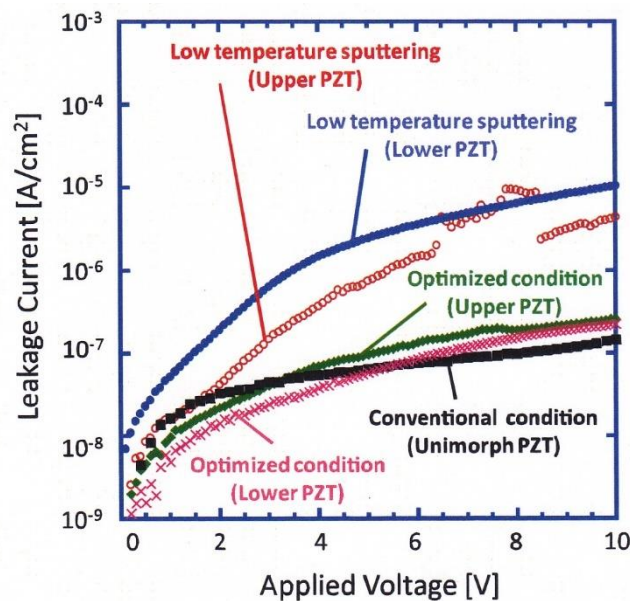


図 2-6 スパッタ成膜 PZT のリーク電流とスパッタ温度の関係^[50]

ユニモルフ構造の PZT のリーク電流に対して、低い温度での成膜ではリーク電流が大きいことが分かる。このような検討の結果、PZT の成膜条件としてはスパッタ温度 550°C が最適であることが分かった。さらに、下地電極を検討し、下側と上側電極がそれぞれ Pt/Ti ($100\text{nm}/10\text{nm}$) と中間電極が Pt/Ti/Pt ($100\text{nm}/10\text{nm}/100\text{nm}$) の組み合わせが最適であった。その結果、電極を含めて全膜厚 $5.8\mu\text{m}$ を実現することができた^[50]。片持ち梁構造にお

ける変位の測定結果を図 2-7 に示した。ユニモルフ構造の 2 倍の変位が得られており、期待通りの性能が得られた。

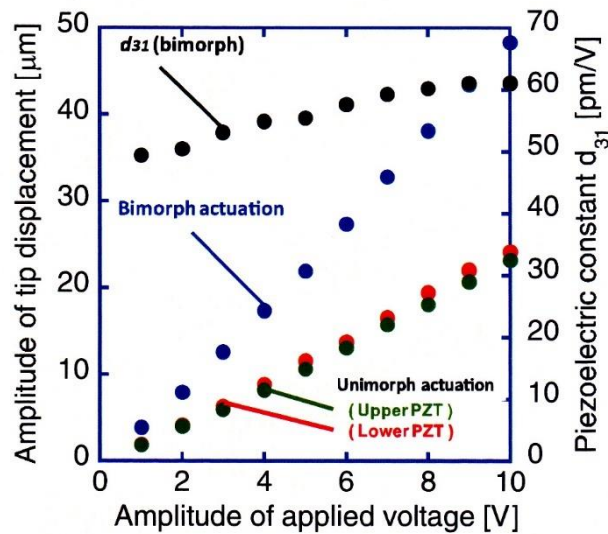
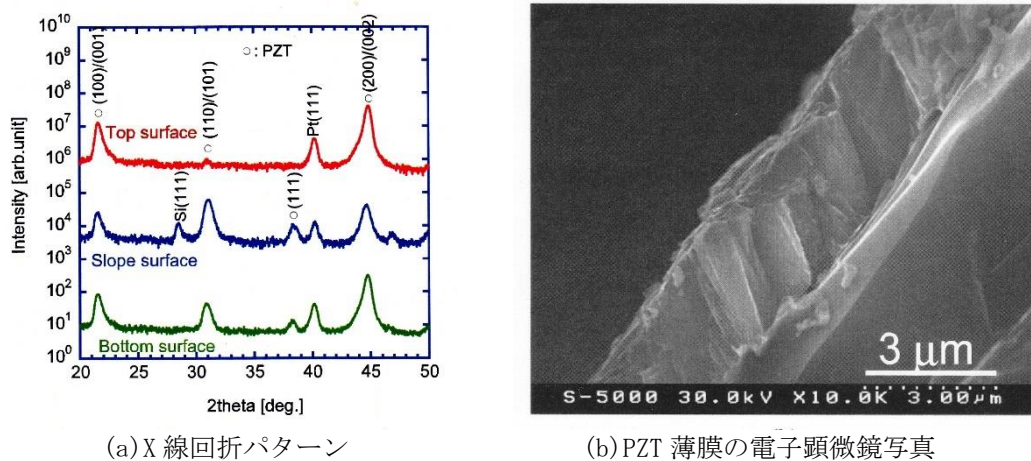


図 2-7 長さ 1mm の片持ち梁構造における、印加電圧に対する先端の変位^[50]

(2) MEMS による 3 次元の PZT アクチュエータ素子の開発^[54]

前述のユニモルフ、バイモルフ PZT 素子は構造上基板面から Si 垂直の方向 (z 方向) の変位に限られる。この研究では、エッチングによりできた Si 基板の側面壁へ PZT 薄膜を作製し、 z 方向以外の変位を可能にすることを目指した。

Si 基板のスロープへの成膜を行いその品質を確認した。図 2-8 にスロープへ PZT を成膜した結果の PZT 薄膜の X 線回折パターン (a) と電子顕微鏡写真 (b) を示した。X 線回折パターンから、平面上の成膜では (100) 面内に成長しており、スロープへの成膜では平面への成膜よりは成長方向に乱れが大きいことが分かった。しかし、電子顕微鏡写真から、柱状構造が成長しており、その方向は少し垂直から傾いていることが分かった。



(a) X 線回折パターン

(b) PZT 薄膜の電子顕微鏡写真

図 2-8 スロープへの成膜^[54]

図 2-9 は Si 基板の異方性エッチング (RIE) を利用して作成した片持ち梁構造の三角柱に、成膜した PZT 薄膜の構造と電極の接続を示す。 z 方向の曲げのために左の PZT 薄膜と右薄

膜には同じ極性の電圧を印加し、x 方向の曲げのためには逆極性の電圧を印加する。

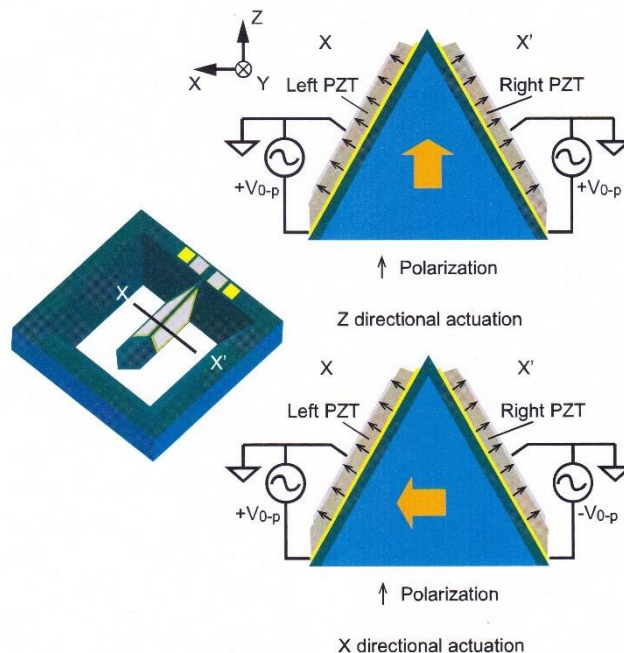


図 2-9 三角柱構造の片持ち梁と PZT 薄膜を成膜した構造^[54]

これらの接続結果に対する曲げの測定結果を図 2-10 に示した。Both 表示は左右の電極を図 2-9 の極性通りに電圧印加した時の曲げの測定結果である。x 方向接続では x 方向の曲げが大きくなり、z 方向の曲げは抑制されている。z 方向接続では、逆に x 方向の曲げが抑制され、z 方向の曲げが大きくなっている。三角断面の片持ち梁構造により、通常 z 方向の曲げを抑制しつつ、大きな x 方向の曲げを実現できた。

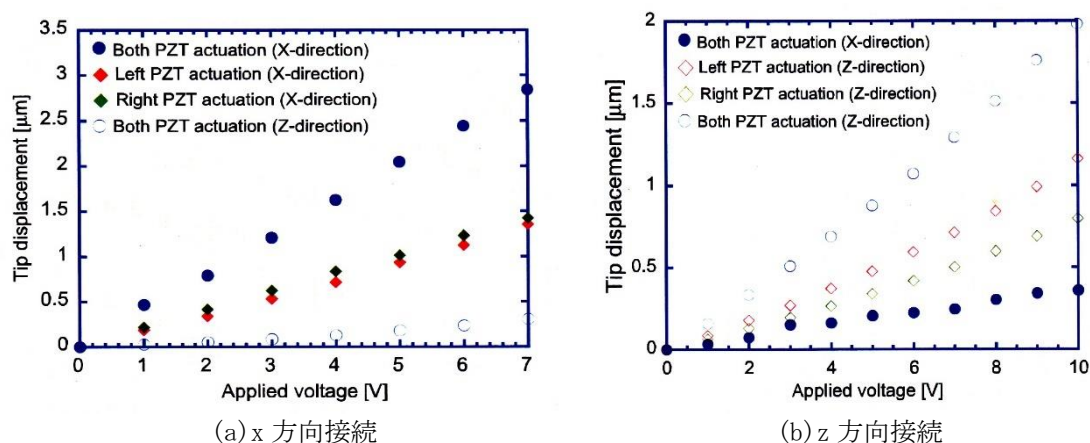


図 2-10 x 方向接続、z 方向接続の曲げ測定結果^[54]

さらに、スロープより角度が急峻な垂直面への PZT 成膜を検討した。その結果、RIE によりエッチングすると垂直面の表面が乱れることが分かった。その上に PZT 薄膜を成膜するとクラックが多く入り、漏れ電流が多くなった。対策を検討した結果、エッチング後に熱酸化し、次に酸化層をウェットエッチングにより滑らかにし、再び熱酸化する方法で PZT 薄膜の膜品質を改善することができた。トレンチ構造における PZT 薄膜の電子顕微鏡写真

と X 線回折パターンを図 2-11 に示した。垂直面の PZT 膜は結晶がやや傾いているが、 $2\mu\text{m}$ の良好な圧電性を示した。垂直面の深さと PZT 薄膜に厚さの関係を測定した結果、トレンチの深さ $500\mu\text{m}$ に対して $250\mu\text{m}$ までは均一の厚さが得られた。

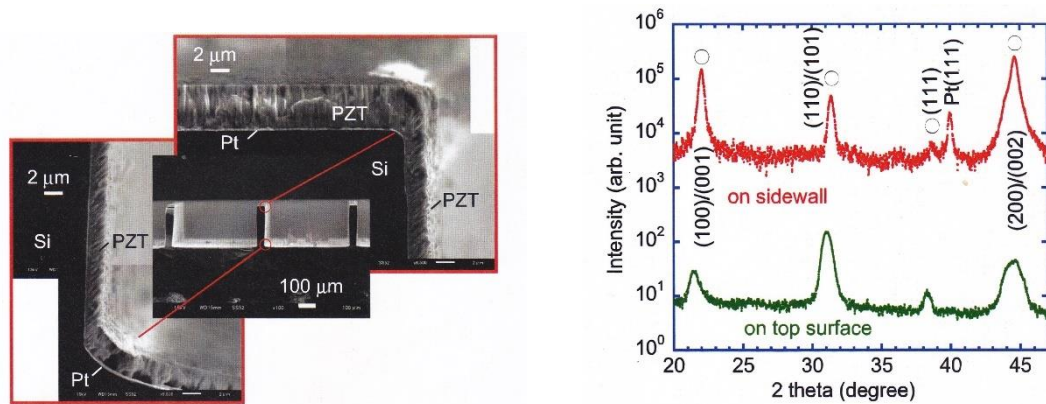


図 2-11 トレンチ構造における PZT 薄膜の電子顕微鏡写真と X 線回折パターン^[54]

垂直面に PZT 薄膜が成膜できたので、Si 基板面内に動く片持ち梁構造のバイモルフ素子を試作した。その製作工程と構造を図 2-12 に示した。Si 基板にトレンチを作製し、その後 (a) RF スパッタによる PZT 薄膜を成膜し、(b) 上面の不必要な金属薄膜と PZT 薄膜をエッチングで除去し、(c) 左右の電極をダイシングによって分離し、(d) 最後に背面から Si 部分を deep RIE で除去すれば、片持ち梁の左右に電極を付けた構造が完成する。

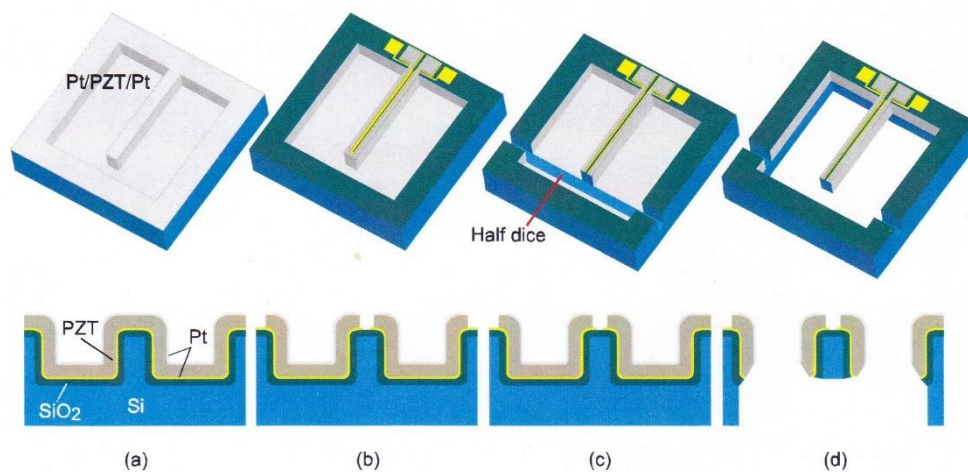


図 2-12 片持ち梁構造のバイモルフ素子の製作工程^[54]

完成した素子の写真と、片持ち梁部分の PZT 薄膜の断面図を図 2-13 に示した。

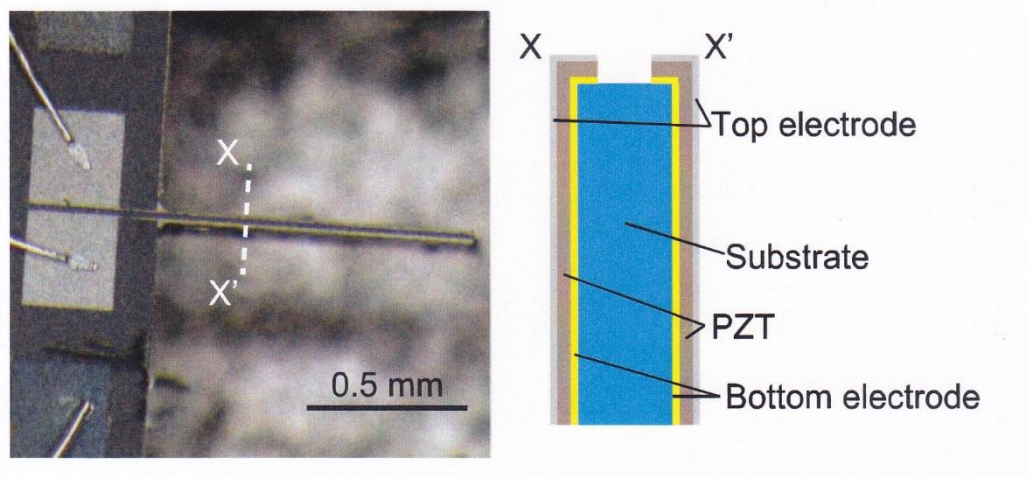


図 2-13 片持ち梁のバイモルフ素子の写真と形成された PZT 薄膜の模式図^[54]

左または右の PZT 薄膜に電圧を加えれば、ユニモルフとして動作し、片持ち梁の先端は x 方向に変位する。左右に加える電圧を逆極性にして同時に加えればバイモルフとして動作し、左あるいは右のみに電圧を加える場合の 2 倍の変位が期待できる。加える電圧と片持ち梁の先端の変位を測定した結果を図 2-14 に示した。

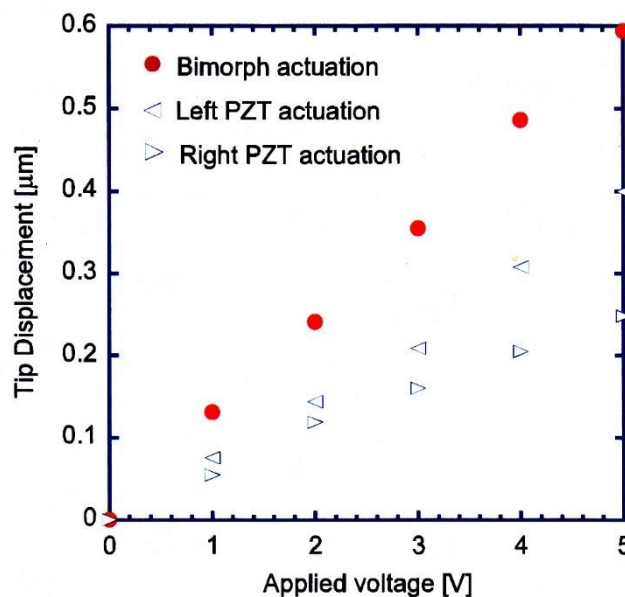


図 2-14 片持ち梁構造のバイモルフ素子の印加電圧と先端変位の測定結果^[54]

この開発の結果、PZT 薄膜を使った従来の Si 基板と垂直方向の変位の素子だけでなく、基板面内の変位を可能にした。

2.2.2 MEMS によるエネルギーハーベスタ素子の研究

本プロジェクトの期間中は数種類の原理を検討したが、終了後は電磁誘導型と静電誘導型について、理論的な研究を行い、次の改良への指針を得た。

(1) 電磁誘導型ハーベスタの研究開発^{[55], [56]}

電磁誘導型のハーベスタ素子には、2 種類ある。磁石が動くものと、コイルが動くものである。磁石が動くタイプとコイルが動くタイプの両方を検討した。

① 磁石アレイが振動するタイプ

単層の蛇行コイルと振動する磁石アレイの組み合わせによる電磁誘導型の発電機構の最適化を検討した。検討したハーベスタ素子を図 2-15 に示した。トップ構造が振動する質量になっており、この中に NdFeB 磁石アレイが埋め込まれており、スプリングで支えられている。

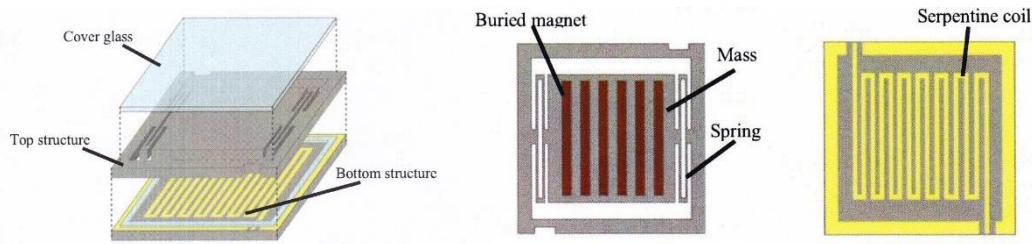


図 2-15 電磁誘導型のハーベスタ素子^[55]

起電力は磁場の傾きと振動速度から計算できる。発電量を磁石アレイと蛇行コイルの間隔、距離、エアギャップをパラメータとして理論解析と有限要素法計算を行った。図 2-16 に解析の前提となる状況を図示した。図 2-16 (b) に示すように、蛇行コイルは二つの線の、行きと帰りに分解できる。この行きと帰りのペアを 1 周コイルとして扱う。

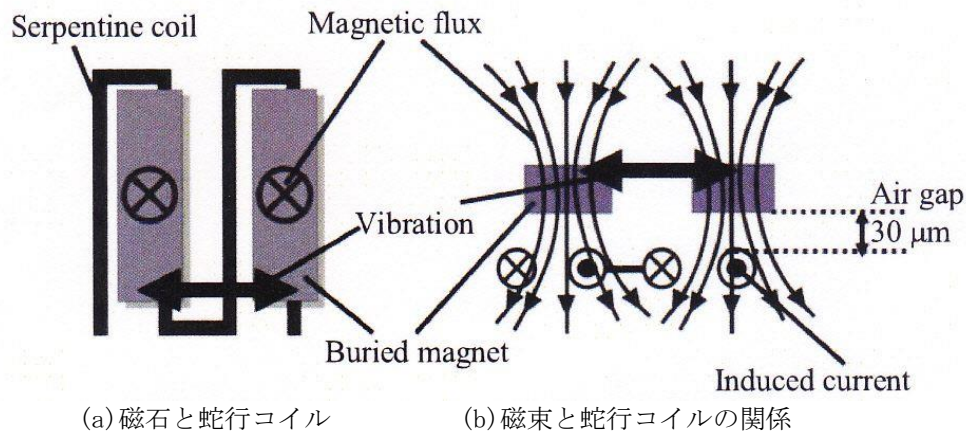


図 2-16 解析の前提状況の説明図^[55]

図 2-17 に有限要素法で計算した結果を示した。(a)は有限要素法で計算した磁場である。NdFeB 薄膜の厚さ $15\mu\text{m}$ 、幅を L とし、幅と間隔が等しいという前提で計算した。(b)には L を $100\mu\text{m}$ 、 $60\mu\text{m}$ 、 $30\mu\text{m}$ としたときの磁場密度を示している。(c)は L を変えたときの磁場密度の傾きを計算したものである。この図から磁場密度の傾きの最大値は $2.2\text{mT}/\mu\text{m}$ であることが分かった。

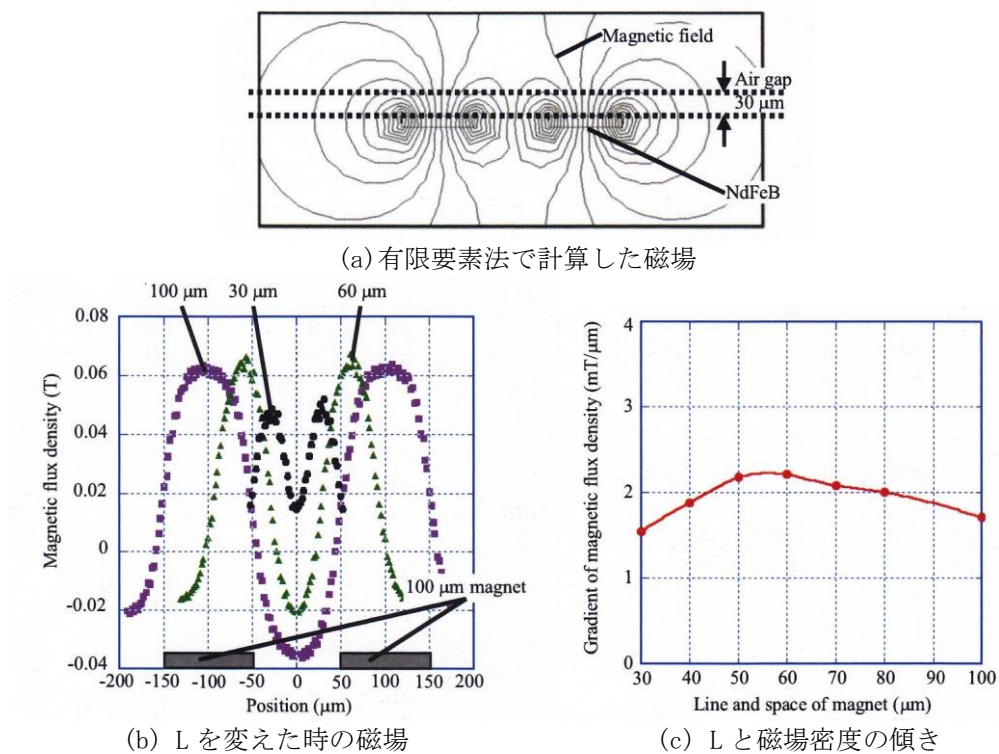


図 2-17 有限要素法で計算した結果^[55]

これらの計算結果を使って得られた、L を変えた時の起電力と発電電力を図 2-18 に示した。この結果、理論的には起電力は 21.8mV、発電電力は 0.320 μ W を得た。本プロジェクト期間中に得られた測定結果起電力 0.326mV、発電電力 0.3nW であり、計算値との乖離が大きい。これは磁石膜成膜字の応力による反りの影響が大きく、プロセス上の改善が求められる。

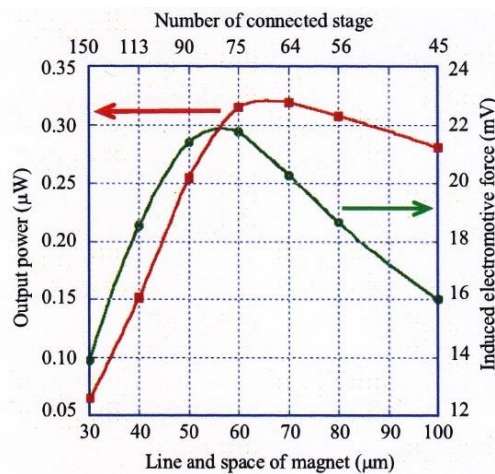


図 2-18 L を変えた時の起電力と発電電力の計算結果^[55]

②蛇行コイルが振動するタイプ^[56]

さらに、コイルが動くタイプの電磁誘導型ハーベスタ素子を検討した。図 2-19 に概略図を示した。蛇行コイルの上に 10mm 角のアレイ磁石を配置する。外形は 15mm 角で厚さ 1mm

である。磁石部分は、開発したスパッタ法による NdFeB/Ta の積層 (40 層) 磁石^[57]を用いた。

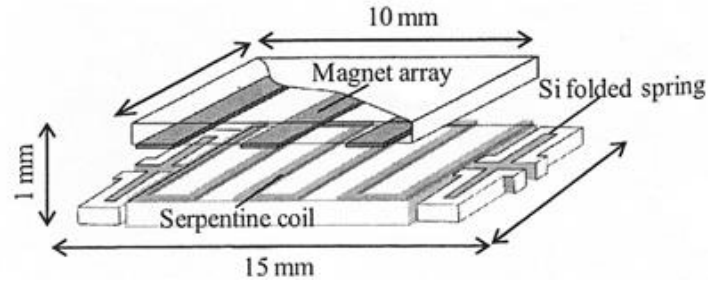


図 2-19 コイルが動くタイプのハーベスタ素子の概略図^[56]

前項と同じような、理論計算を行い、最適設計を追求した。理論計算は図 2-20 の理論計算モデルによって行った。

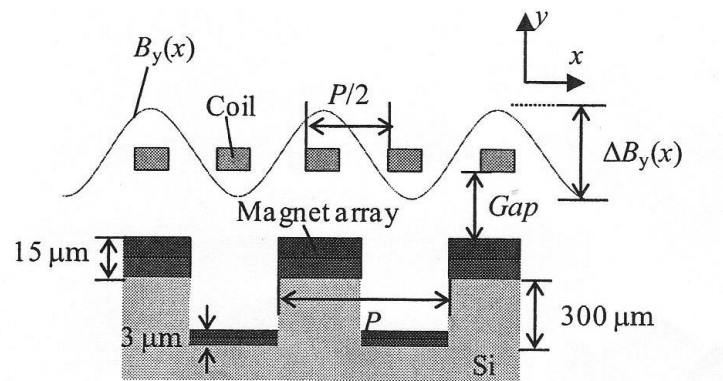


図 2-20 理論計算モデル^[56]

図 2-21 にはギャップ (gap) が 30 μm と一定の時、繰り返しのピッチ P を変えた時の磁束密度を示した。図 2-21 の左図は計算結果の例である。(a)は P=40 μm、(b)は P=140 μm、(c)は P=400 μm の磁束密度の計算値である。変化の振幅が磁束密度の変化の大きさを表しており、(a)では小さく、(c)では飽和し、結局 (b) の 140 μm の最大の磁束密度変化 0.09 T が最適であった。右図には計算結果をまとめた図を示した。ギャップ 30 μm では最適なピッチ P=140 μm、発電量は 9.0 nW であった。

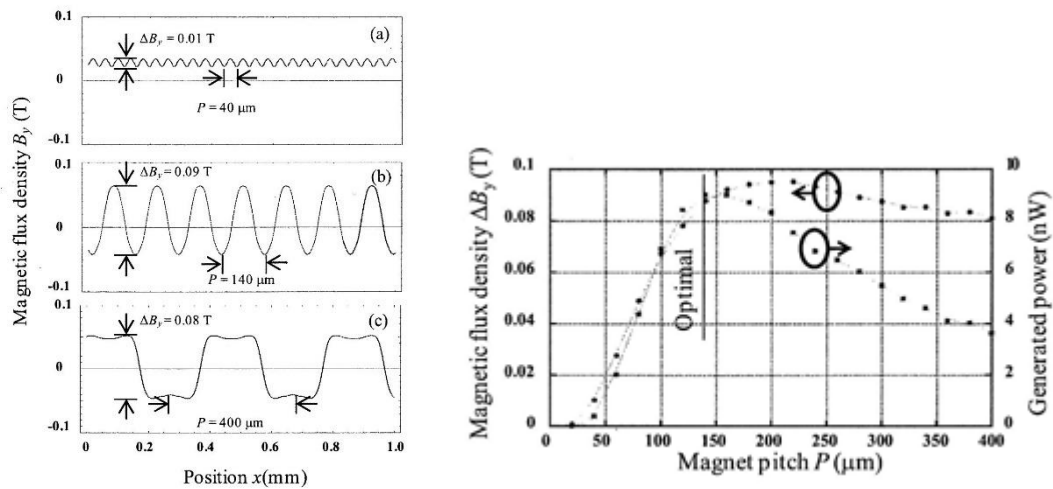


図 2-21 繰り返しピッチ P に対する磁束密度の計算結果^[56]

設計の寸法で試作を行い、計算結果の妥当性を検証した。起電力についての実測値とシミュレーションを図 2-22 に示した。両者は非常によく一致していた。

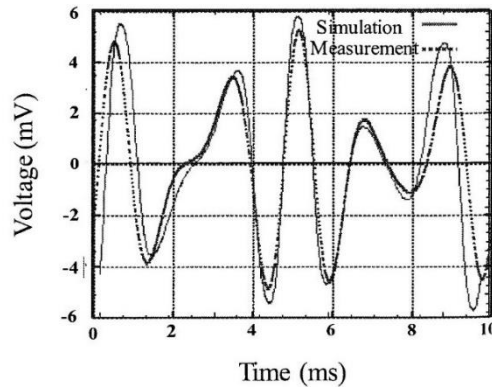


図 2-22 起電力についての実測値とシミュレーションの比較^[56]

さらに、質量とスプリングと振動におけるダンピングを考慮した最適化を検討した。検討のモデル(VDRG モデル)^[58]を図 2-23 に示した。このモデルで、 m は質量、 C_p は電氣的な減衰係数、 C_d は機械的な減衰係数、 k はバネ係数、 ω は自然角運動周波数、 $x(t)$ は質量の位置、 $y(t)$ は外部の振動である。

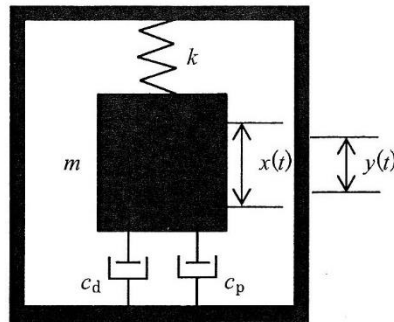


図 2-23 VDRG モデル^[58]

この共振系で最大出力が得られるのは、 C_p と C_d がほぼ同じ値の時である^[59]。質量 m の実測値は 120mg、 ω は 200π rad/s (100Hz)、共振 Qd 値=100 から C_d は 7.5×10^{-4} となった。 C_p は VDRG モデルでは $C_p = F(t)/x(t)$ ($F(t)$ は磁場の中をコイルが通過するときに発生するローレンツ力) である。ギャップ 30 μ m においては、 C_p は 7.1×10^{-6} となった。ギャップを変えた時の電氣的減衰係数 C_p と発電量の関係を図 2-24 に示した。

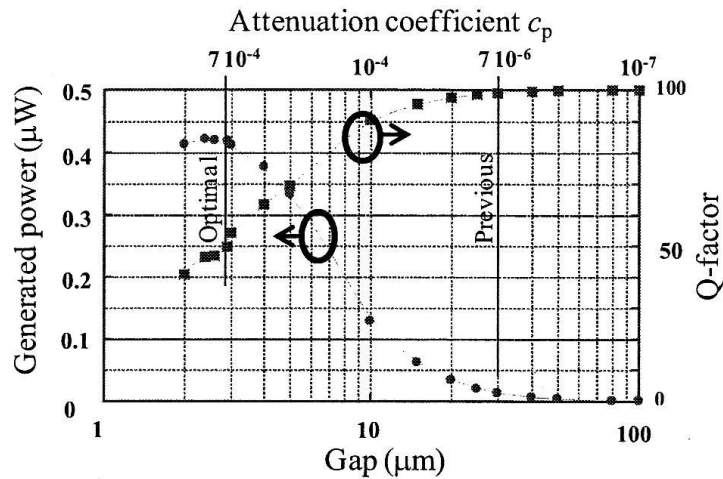


図 2-24 ギャップを変えた時の発電量の関係^[56]

C_p が C_d の値 (7.5×10^{-4}) と同じになるのは、ギャップが $2.9 \mu\text{m}$ であり、その時発電量も最大の $0.42 \mu\text{W}$ になることが分かった。その他のパラメータについても詳しく検討し、磁石のピッチ P は $25 \mu\text{m}$ 、コイルの蛇行回数 450 回が最適であることが分かった。この素子は振動周波数 100Hz、振幅 $3 \mu\text{m}$ で振動させると、測定した時のギャップ $30 \mu\text{m}$ の時の 43 倍の出力が得られることが分かった。

(2) 静電誘導型エネルギーハーベスタの研究開発^[60]

静電誘導型エネルギーハーベスタの高性能化においてはエレクトレットと対向する電極間の狭ギャップ化、エレクトレットへの高電圧による荷電が必要とされる。しかし、狭ギャップによって電極とエレクトレットとの間に働く静電引力によって吸着してしまうプルイン現象が発生する。プルイン現象が一度発生すると静電引力がバネの復元力を上回っているため、電極間が吸着したままとなり発電の継続が困難になる。プルイン対策としてストッパー機構、バイポーラ荷電法、静電反発力などが報告されている。ここではプルイン防止のために、スパッタリング NdFeB/Ta 積層磁石による磁気反発力を用いてデバイスの非接触型のギャップ生後機構を検討した。

図 2-25 に検討した磁気反発力のモデル (8mm 角) を示した。(a) は磁性膜の構造である。(b) は $8 \text{ mm} \times 8 \text{ mm} \times 15 \mu\text{m}$ の磁性膜の計算から得られた $30 \mu\text{m}$ の位置における磁束密度分布である。この図から薄膜磁石で反磁界の影響により磁石の端部以外で表面磁束密度が大きく減少していることが確認できた。

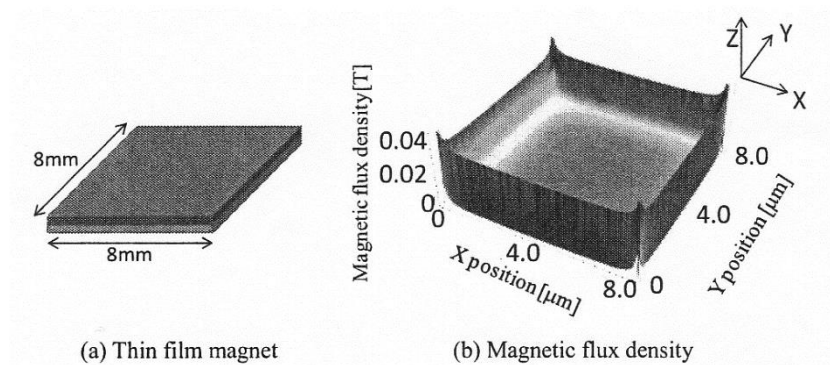


図 2-25 8 mm角形状の磁気反発力のモデル^[60]

この図の薄膜磁石について、2つをN極同士で対向させ、そのギャップを30 μm としたときの磁気反発力を解析した(図 2-26)。

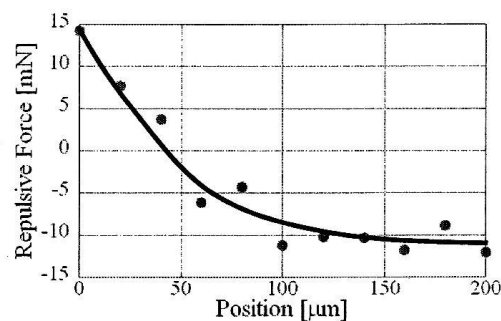


図 2-26 対向する 8mm 角形状薄膜における磁気反発力の解析結果^[60]

この解析結果から磁石同士が完全に対向している状態(位置0 μm)においては15mNの磁気反発力を示しているが、水平方向(X方向またはY方向)に磁石が変位した時、反発力が大幅に減少して、さらに引力に変化していることが分かった。このような特性では、想定している静電式エネルギーハーベスタの可動範囲である200 μm では10mNの磁気引力となることが分かった。

反磁界を低減する磁石構造として、図 2-27 のストライプ構造(幅50 μm 、間隔40 μm)の磁石を検討した。磁石表面から30 μm の位置における表面磁束密度の解析を行った。

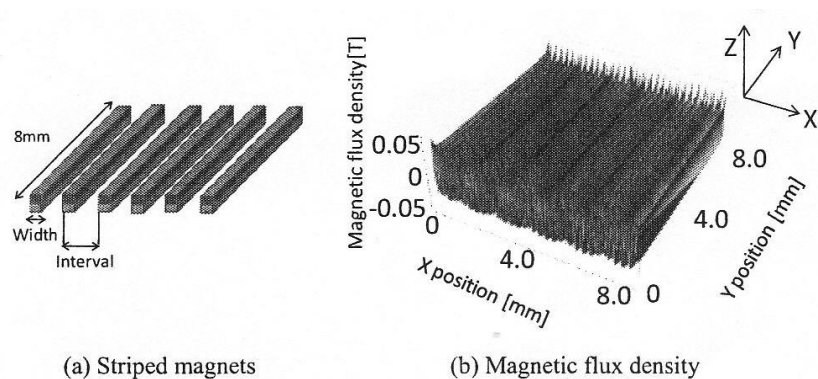


図 2-27 ストライプ構造の磁気反発力計算モデル^[60]

図 2-27 (b) の解析結果から、ストライプ形状磁石では表面磁束密度が磁石上では正の磁束密度、磁石間では負の磁束密度が周期的に現れているが、平均すると正の様な分布となっており、ストライプ形状磁石は反磁界の低減において効果的であることが分かった。このストライプ形状磁石(幅 70 μm 、間隔 70 μm 、長手方向 8mm)において、対向するストライプ形状薄膜磁石の磁気反発力の位置依存性を解析結果から求めた(図 2-28)。

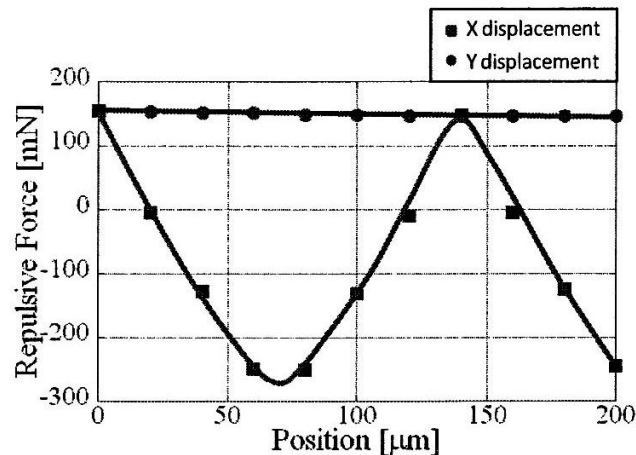


図 2-28 対向するストライプ構造における磁気反発力の解析結果^[60]

磁石をストライプ構造の周期方向(X 方向)に水平変位をさせた時には磁気反発力と引力が周期的に発生しているが、ストライプ構造の長手方向(Y 方向)に変位させた時には正の一定の磁気反発力が発生していることが分かった。従って、図 2-27 (a) のようにストライプ状の微細加工を施すことによって、反磁界を減少させ磁気反発力を増大させることができ、静電型エナジーハーベスタのような広い可動範囲が要求される用途に適していることが分かった。

実際に磁気ストライプ構造の薄膜を対向させ、2つの薄膜のギャップを 30 μm とし、X 方向、Y 方向へ変位させて磁気反発力を計測した(図 2-29)。計測結果の振る舞いは図 2-28 の解析結果と全く同じであった。しかし、反発力の計測値 3mN は解析結果の 150mN に比べ 6%と大幅に小さい値であった。原因は磁石の表面磁束密度が解析結果の 4%と非常に低い成膜不良であることが分かった。

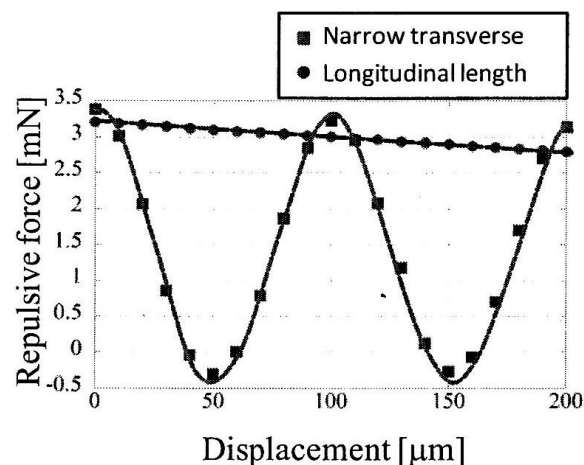


図 2-29 対向するストライプ形状薄膜による磁気反発力の計測結果^[60]

2.2.3 貼り付け型センサによるメンタル負荷の計測

(1) 操船時におけるメンタル負荷の計測^[61]

神戸大学と共同で、船の操船シミュレータと実際の操船における心電信号の R-R 間隔と XYZ 軸の加速度を貼り付け型センサにより測定し、操船の緊張による変化を検討した。図 2-30 は体に貼り付けたセンサの状況を示した。

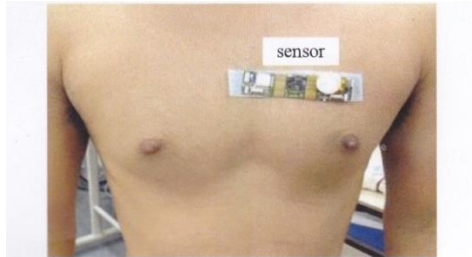
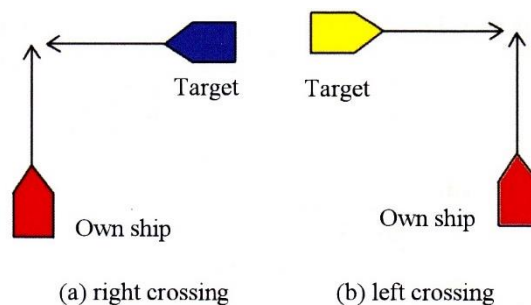


図 2-30 貼り付けた型センサを体に貼り付けた状況^[61]

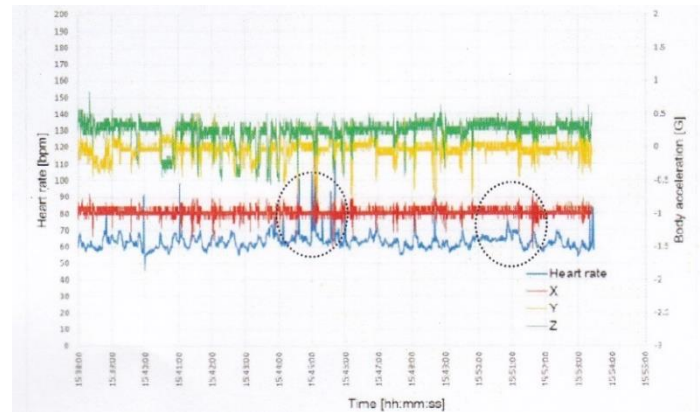
シミュレーションの状況は図 2-31 のように、自分の船に対して相手の船が右から来る場合と左から来る場合である。(a)の右から来る場合は自分の船が相手の船を回避する義務があり、自分の船が右に舵を切らなければならない。逆に(b)の左から相手の船が来る場合は相手の船に回避の義務があり、自分の船は直進しなければならない。



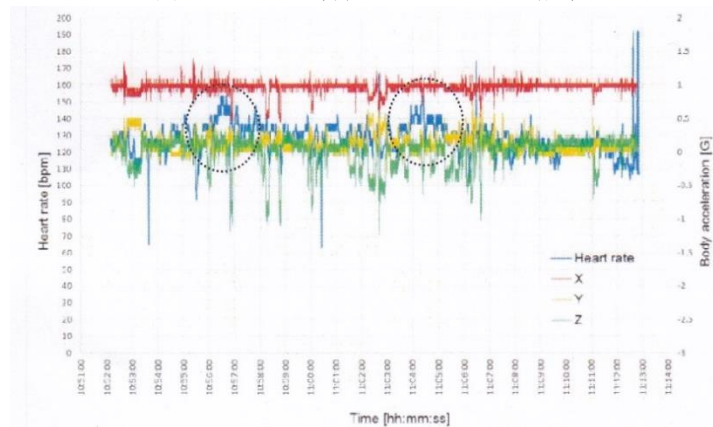
(a) 相手船が右から来る場合(自船に回避義務)、(b) 相手船が左から来る場合(義務なし)

図 2-31 二つの操船状況^[61]

ベテラン経験者と初心者の 7 名について、シミュレータでの操船とその R-R 間隔および XYZ の 3 軸加速度の測定を行った。ベテランの結果と初心者の結果を図 2-32 (a)ベテラン (b) 初心者) に示した。この図で青色は R-R 間隔から求めた心拍数、赤色は X 軸(上下方向)、緑色は Y 軸(左右方向)、黄色は Z 軸(前後方向)の運動の加速度を示している。ベテランの結果(a)では、平均の心拍数は 63.6bpm(bpm: 1 分間の心拍数)で全体を通して 60bpm 位で安定している。15:45 と 15:51 において(点線で囲った部分)心拍が増加している。さらに、加速度も増加している。この部分で相手の船を回避していた。一方初心者の場合、平均の心拍数は 128.5bpm とベテランより高い値であった。10:56 と 11:04 の部分(点線で囲った部分)で回避の動作を行った。この部分で心拍数は大きく増加している。



(a) ベテランの操船シミュレータ結果



(b) 初心者の操船シミュレータ結果

図 2-32 シミュレータでの操船状況と心拍、加速度の関係^[61]

実際の船の操船状況において、船の操船者(水先案内人(パイロット))の心拍とXYZの加速度を測定した。測定した結果を図 2-33 に示した。平均の心拍数は 62.3bpm であった。シミュレータの結果とは異なり、心拍数の変動の多くは身体的な動作に関係して起こっていた。これは実際の船のブリッジがシミュレータより広いためであった。パイロットが歩行する、階段の上り下りすると明らかに心拍数が増加していた。さらに、相手船の回避時に、心拍が増加していた(6:00、6:12、6:21、6:38 の点線で囲ったところ)。

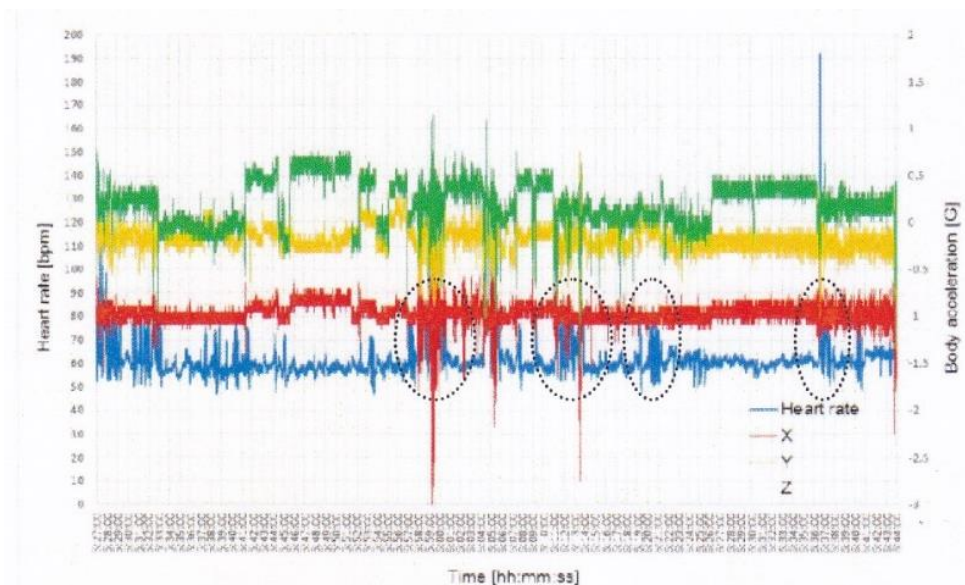


図 2-33 実際の操船時におけるパイロットの心拍と加速度測定状況^[61]

その結果、(A)操船者の心拍数は相手の船を回避する時に増大すること、(B)実際の測定結果から体を動かす場合も心拍数が増加すること、(C)使用した貼り付け型センサが柔らかい一体構造のため対象者に優しい、の3点が分かった。

課題として、他の水先案内人や港湾管理する人の計測や、オンライン、リアルタイムの評価システム、実際の現場でのデータの蓄積が必要であるとした。

(2) 港湾管理者(ポートコーディネータ)におけるメンタル負荷の計測

さらに、ポートコーディネータ⁵²についても貼り付け型センサを使って同様の研究を行った^[62]。実験は2015年8月24日から27日の博多港で行われた。台風が襲来した時を実験に選んだ。博多港は被害が生じた期間をクローズした。港湾クローズはポートコーディネータにとって初めての経験であった。さらに、強い風によりレーダーが故障した。台風後は晴天で、視界良好、潮の状態も静かであった。博多港の地図を図2-34に示した。港湾無線は視界の良い場所にあり、ポートコーディネータは船、航路、港の操船余地を直接見ることができる。さらに、目視、双眼鏡、レーダー、自動認識装置やVHF無線や電話で船を認識できる。

⁵² ポートコーディネータとは港湾における交通部門の運営を管理する人。港湾の無線基地から船の安全運航のための情報も提供する。

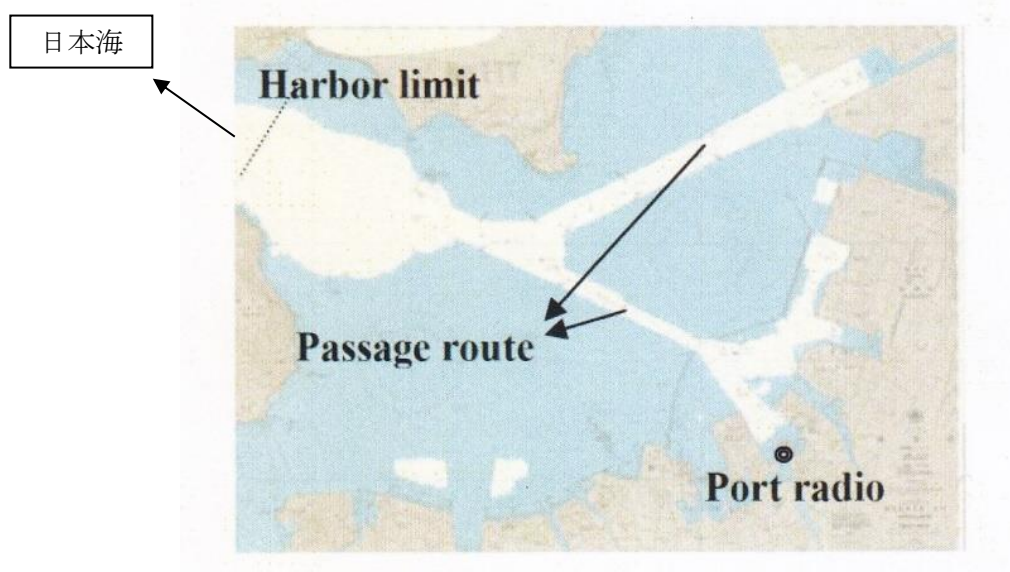


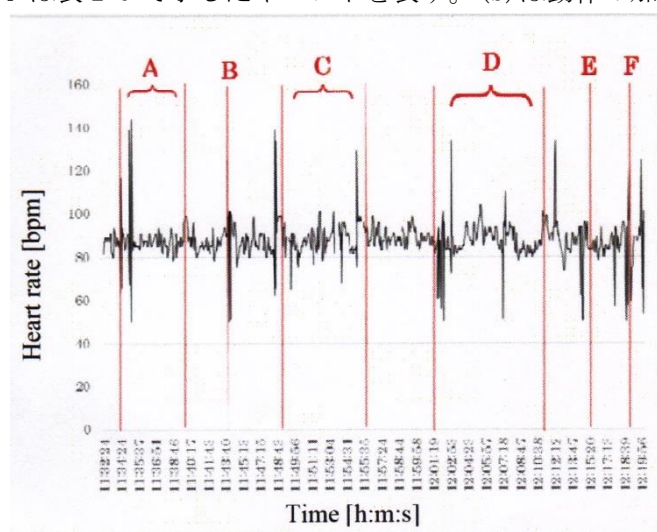
図 2-34 実験が行われた博多湾および博多港の地図^[62]

このような状況の下、7人のポートコーディネータの責任者である18年のベテランの心拍とXYZ方向の加速度を計測した。ここで起こる以下のイベントに注目した。

表 2-9 イベントリスト

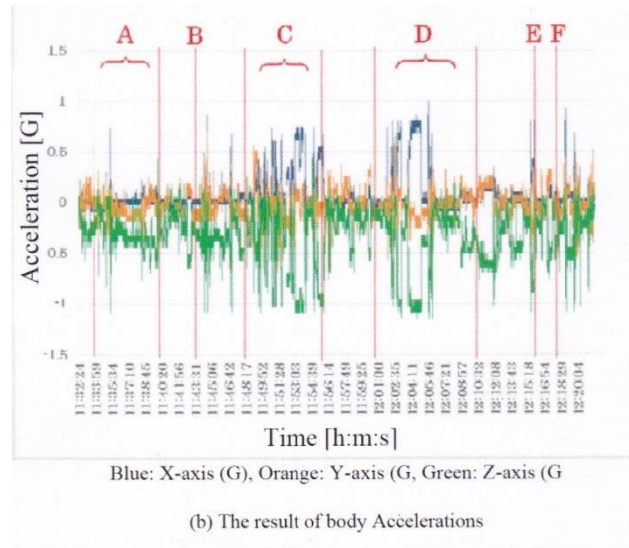
記号	時刻	イベント
A	11:33-11:40	浚渫船の停泊と移動の情報を提供
B	11:43	港湾レーダーが故障。対策を議論した。
C	11:48-11:55	管理者が故障したレーダーの状況を確認
D	12:00-12:15	仕事上の電話
E	12:16	船との連絡
F	12:18	仕事上の電話

図 2-35 にベテランのポートコーディネータの心拍数と動作の加速度を示した。(a)は心拍数の変化で、A～Fは表 2-9 で示したイベントを表す。(b)は動作の加速度を示す。



(a) The result of HR

(a) 心拍の測定結果



(b) 動作の加速度測定結果

(X 方向：青、上下運動、Y 方向：橙、左右運動、Z 方向：緑、前後方向)

図 2-35 ベテランポートコーディネータの心拍数と動作の加速度の計測結果^[62]

これらの図から A～F のイベントにおける計測結果を以下にまとめた。

- ・ イベント A
浚渫船を認識して心拍数が上昇。しかし、加速度は安定している。3 回の無線連絡を行った。
- ・ イベント B
心拍数と加速度が少しふらついている。両方が関係してはいなかった。レーダーのトラブルのチェックのために動いた。
- ・ イベント C
レーダーの状況をチェックするために管理者が来た時心拍数が上昇。レーダーチェックのため動き回った。加速度は大幅に増加した。電話連絡も行った。
- ・ イベント D
電話を取って状況を確認した結果、心拍数と加速度が増加した。
- ・ イベント E
無線連絡を行った。心拍数は安定していた。これは内容が通常の入港の報告であり、特別なイベントではなかったためである。連絡のための動作により加速度は増加した。
- ・ イベント F
電話連絡のため心拍数と加速度が増加した。これはイベント C と同様である。

これらの実験の結果、以下の結論を得た。

- ・ 貼り付け型センサはサイズが小さい、センサが固くない点でスポーツタイプのものより良かった。
- ・ メンタルの緊張は電話連絡と VHF 通信と特別なイベント発生時に増大した。
- ・ 心拍数と身体の加速度はポートコーディネータのメンタル緊張を評価するのに充分であった。

将来への課題として、データの蓄積のために多くのデータを取る必要がある、心拍数と

LF/HF⁵³を同時に評価する必要がある等が明らかになった。センサの設置方法、皮膚温度の効果の考察、電池の寿命の改善(現在は4時間であったが12時間は必要)等の課題も分かった。

2.3 プロジェクト参加研究者の活動状況

表2-10のように本プロジェクトでグループリーダーを務めた5名中、終了後2名が昇格し、1名は企業へ移った。高尾英邦は香川大学の教授として、独自の触覚センサの研究その他を進めており、終了後の2013年度以降、科研費4件(代表3件)、CREST1件(代表)、国際交流事業1件(代表)の競争的研究助成金を獲得している。

表2-10 グループリーダーの動静

グループ	氏名	プロジェクト参加期間	プロジェクトにおける職位	採択時の職位	終了直後の職位	調査時点の職位 (2018/08/31)
総括	前中 一介	2007.10-2013.03	研究総括	兵庫県立大学工学部・大学院工学研究科 教授	兵庫県立大学工学部・大学院工学研究科 教授	兵庫県立大学工学部・大学院工学研究科 教授
センサG (←素子G)	高尾 英邦	2010.05-2013.03	グループリーダー	豊橋技術科学大学インテリジェントセンシングシステムリサーチセンター 准教授	香川大学微細構造デバイス統合研究センター 准教授	香川大学創造工学部 教授
PZT応用G (→素子G)	神田 健介	2008.05-2013.03	グループリーダー	首都大学東京システムデザイン研究科 客員研究員	兵庫県立大学工学部・大学院工学研究科 助教	兵庫県立大学工学部・大学院工学研究科 助教
マイクロパワーG	藤田 孝之	2008.04-2013.03	グループリーダー	兵庫県立大学大学院工学研究科 電気系工学専攻 准教授	兵庫県立大学大学院工学研究科 電気系工学専攻 准教授	兵庫県立大学工学部・大学院工学研究科 准教授
システムG	新居 学	2012.04-2013.03	グループリーダー	兵庫県立大学工学研究科 電子情報工学専攻 助教	兵庫県立大学工学研究科 電子情報工学専攻 助教	兵庫県立大学工学研究科 電子情報工学専攻 准教授
システムG (ソフトウェアG)	倉本 圭	2009.08-2011.03	グループリーダー	兵庫県立大学 准教授	兵庫県立大学 准教授	退職(企業へ就職)

2.4 第2章まとめ

本プロジェクト終了後、研究グループは大幅に縮小され、総括のグループは総括を含む教員3名と修士の学生および技術員2名の継続雇用のみとなった。そのため研究の量が大幅に下がったことは否めない。2007年度～2018年度までの総括を含めたグループリーダー(高尾は除く)の研究助成金はNEDOが2件、科研費が11件であった。

論文数は本プロジェクトの成果論文131報、継続・発展論文は48報と大幅に減少した。1報、1年あたりの被引用数は成果論文について0.79件、継続・発展論文について0.65件であった。

特許出願について、期間中36件の出願(国内29件、国際7件)が行われ、その中、現在国内16件、海外2件の特許が登録されている。終了後、3件の特許出願(国内3件、国際0件)が行われ、現在国内特許1件が登録されている。

⁵³ 心電信信号における低周波成分(0.04Hz-0.15Hz)LFと高周波成分(0.15Hz-0.40Hz)HFの比

招待講演は 2007 年～2018 年で国内講演 42 件(年平均約 4 件)、国際講演 20 件(年平均約 2 件)であった。なお、2017 年度は前中が国内講演 8 件を行っている。

具体的に得られた成果を以下に記した。

- (1) PZT 薄膜 MEMS デバイスは PZT 薄膜を 2 重にしたバイモルフ構造の片持アクチュエータを開発した。また、三角断面の 2 面に PZT 薄膜を成膜し、それぞれに電圧を印加することにより三次元に変形する片持ち梁のアクチュエータを実現した。
- (2) エナジーハーベスタの研究においては、電磁誘導型の磁石が振動するタイプとコイルが振動するタイプの 2 種類と、これらに静電型を加えた 3 種類の研究を行った。
 - ① 磁石振動タイプについて、磁石アレイと蛇行コイルの間隔、距離、エアギャップ等のパラメータの最適化を理論計算と有限要素法で検討した。理論的な起電力、発電力は従来の実測値より非常に大きく、将来の課題が明らかになった。
 - ② コイル振動タイプにおいては、起電力と実測値が良く一致した。理論的にはギャップ約 $3\mu\text{m}$ が最適値であり、ギャップ $30\mu\text{m}$ の実測値の 43 倍の出力が得られることが分かった。
 - ③ 静電型においては、狭ギャップを実現するための磁性薄膜を使った磁気反発力の構造を検討した。磁性薄膜をストライプ状にすることにより、反磁界を減らすことができ振動の可動範囲において一定の磁気反発力が得られることが分かった。磁束密度の実測値が理論値の 4%となったのは磁性膜の成膜不良であった。
- (3) 開発したセンサを利用した共同研究を神戸大学と行った。船舶の操船者や港湾管理者について、開発した貼り付けセンサを使って心拍数、および動作の加速度の測定結果と心理的緊張の関係を明らかにした。心理的緊張により心拍数が増加すること、このような測定に貼り付け型センサが有用であることが実証された。
本プロジェクト終了後、グループリーダ 5 名の中、2 名が昇格し、1 名は企業へ移った。

第 3 章 プロジェクト成果の波及と展望

3.1 科学技術への波及と展望

プロジェクト終了後、期間中に開発した生体向け貼り付け型センサの各種の MEMS センサと身体に貼り付けるための柔軟フィルムや柔軟構造に耐える金属電極等の研究開発と改良を行い、科学技術としてまとめ上げている。

本プロジェクトの主たる目的である生体用の貼付けセンサ(絆創膏型センサ)研究を論文数の観点から、科学技術への波及効果を調べた。

図 3-1 に貼り付け型センサについての論文数の推移を示した。貼り付け型センサのキーワードとして、「patch sensor」、「sensor patch」、等計 12 個のキーワードを選択し、論文のタイトル、抄録、キーワード項目にそのキーワードが含まれる論文数の推移を scopus により検索した。1990 年～2018 年において総数 422 報、最も多い年は 2018 年(48 報)であった。グラフから分かるように 2012 年以降は安定的に 27 報以上が続き、近年急激に増加していることが分かる。本プロジェクトが始まった 2007 年 12 月においては、論文の発表数は年間 16 報であり、現在の 1/3 程度であった。本プロジェクトに関連し、キーワードを含む論文は 2010 年に初めて発表され、その後 2014 年、2015 年、2016 年に発表された。その結果、合計 4 報⁵⁴が報告されている。

国別の論文数では米国 134 報、韓国 46 報、中国 41 報、インド 30 報、英国とドイツ 29 報、日本 24 報、となり日本は 7 位と決して多くはなかった。米国は他国を大きく引き離しており、2 位の韓国の約 3 倍の論文が発表されている。2 位、3 位の韓国や中国は日本の 2 倍近い論文を発表している。なお、日本からの論文では日本大学の菅原正雄が 7 報(グルタミン検出のためのバイオセンサ関連)、本プロジェクトの前中が 4 報、それ以外は 3 報以下であった。生体モニタリングを目指した貼り付け型センサを真正面から取り組んだ研究として、世界の研究の潮流に乗り遅れることなく、本プロジェクトが実施されたことが分かった。

また、様々な講演を通じて貼り付け型センサを PR し、貼り付け型センサ研究へ良き刺激を与えている。

⁵⁴ 2010 年: 引用文献[32]、2014 年: Maenaka K., IEEJ Transactions on Sensors and Micromachines, 134(12), 372-377 (2014)、2015 年: 引用文献[61]、2016 年: 引用文献[62]

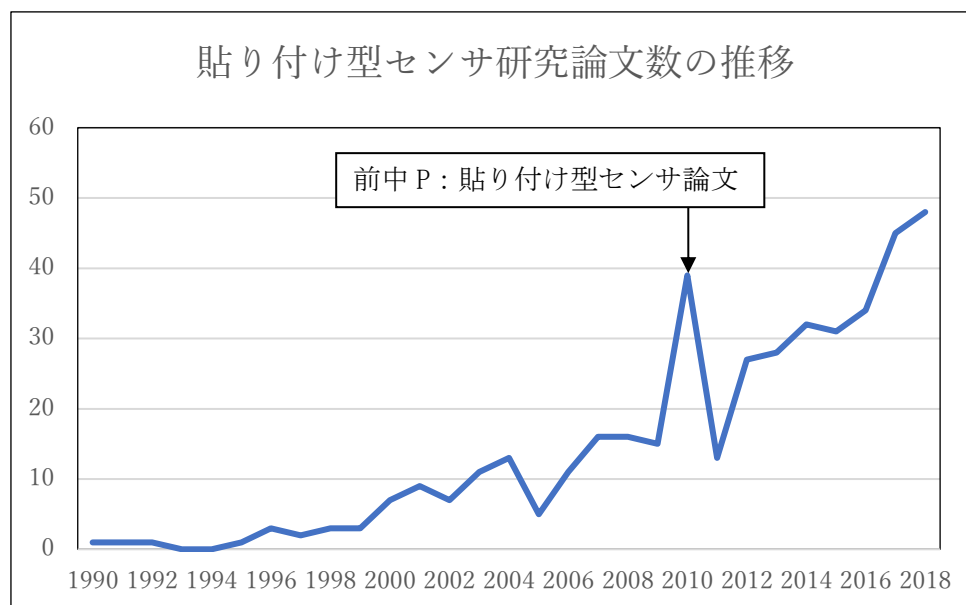


図 3-1 貼り付け型センサの論文数の推移

以上より、生体モニタリングを目指した貼り付け型センサを真正面から取り組んだ研究として、世界の研究の潮流に乗り遅れることなく、本プロジェクトが実施された様子がかがえる。

3.2 社会経済への波及と展望

3.2.1 ベンチャの起業とヘルスケア市場での競合

(1) ベンチャ企業「アフォードセンス」の設立

アフォードセンスは2013年11月に前中センシング融合プロジェクトの成果を社会に還元し、プロジェクトが目標とする「いつでもどこでも健康で安全・安心な社会の実現」に貢献することを目標として設立された。概略を以下の表3-1にまとめた。

表 3-1 ベンチャ企業「アフォードセンス⁵⁵」の概要

資本金	1000 万円
社長	樋口行平
事業内容	健康モニタリングデバイスおよびシステムの設計・試作・販売からアプリケーション開発
技術内容	絆創膏型生体センサ Vitalgram 生体センサからクラウドまでのハード・ソフトを含む全体技術
商品の紹介	
Vitalgram	- ウェアラブル生体センサ、小型・軽量・薄型で絆創膏のように体に貼り付けて使用 (45mmx21mmx4mm、3.6g、ケース込みで 5g) - 生体情報(心拍、呼吸、体表温度、深部体温、汗)、活動情報(活動量、活動状態、姿勢) および環境情報(温度、湿度、高度)を同時に収集する。無線(Bluetooth)で端末に送信・記録する。

⁵⁵ <http://www.affordsens.com/>

	・小型・軽量化の結果、体動の影響は殆どなし。 ・粘着 PDMS を用いたディスプレイザブル・ハイドロゲル心電電極で胸に装着して計測、あるいはベルトやシャツに縫製した乾式電極を介して計測
Vitalgram II	・世界最小・最軽量・薄型(45mmx15mmx4mm、本体 2g、ケース込み 4g 弱) ・搭載センサ：心電(ECG)、6 軸モーションセンサ、3 軸磁気センサ、体表温度センサ(放射温度センサ)、発汗センサ(皮膚抵抗 GSR センサ⁵⁶)、圧力センサ、温度センサ、湿度センサ ・センサ内部の信号処理により心拍、心拍揺らぎ(LF/HF、緊張度)、呼吸数、深部体温、活動量、歩数、姿勢制御その他を端末にリアルタイム送信 ・緊急性の高い危険予知アルゴリズムを搭載することにより体調異常予知時には端末に緊急異常通知(システムとしては端末を通じてさらに関連部署に通報) ・電池持続時間は 2, 3 日(1 週間を目標とする)、充電は充電ステーションに置くだけ(心電電極を介した新規充電方法の採用) ・その他機能、防水、装着チェック、8MB フラッシュメモリ搭載、Bluetooth5.0 搭載
生体への結果	・心拍の揺らぎ解析や GSR による緊張度、疲労度、睡眠の質、更年期障害、転換による発作の予知 ・呼吸による無呼吸症候群 ・心電/体温/発汗による熱中症の予知 ・心拍・活動量・体温計測等の生活リズム計測 ・心拍数変化による居眠り検出 ・その他不整脈や心不全の予知 ・睡眠中の姿勢や動作時の姿勢 ・階段の昇降 ・離床動作や転倒判断 ・歩数計測/運動量/活動量/カロリー消費 ・装着者のいる環境把握：夜か昼か？環境の温度は？湿度は？圧力は？
市場	・見守り - 独居老人、家庭での乳幼児の見守り - 老人ホームや保育園での見守り - 病院でのナースコール(離床や転倒の見守り) - 現場の体調管理(熱中症予知等) ・健康管理 - 個人の日々の体調チェック - 職業運転手やクリティカル業務従事者の疲労度・ストレスチェック - 生活リズム計測による長期的な健康管理・病気予防 ・その他 - 術後患者の家庭でのリハビリテーション(運動療法管理) - スポーツジム等におけるトレーニング管理 - ペットの健康モニタリング

図 3-2 に実際に表示されるデータを示した。心電の波形、その他計測結果の表示例である。

⁵⁶ GSR(Galvanic Skin Response)とは電気性皮膚反射のこと。精神的刺激による発汗活動を皮膚の電気抵抗変化から測定するセンサ。



図 3-2 計測結果の表示画面

アフォードセンスを含むインタビューによるアフォードセンスの課題と問題点を次の 2 点にまとめた。

①売り上げが低迷している。

この原因には企業としての規模が小さく有効な手を打てない。例えば、大規模なセンサ製造によるセンサの価格の低価格化や、医療機関との大規模な提携と医療装置としての認証取得等が挙げられる。海外のベンチャ企業と比べて資金、スタッフ、組織等その差が顕著である。

②キラーアプリが見つかっていない。

様々な応用が可能なのは確かに利点であろう。ただ、立ち上げたばかりの小規模のベンチャ企業にとって重要なのは確実に売れる市場である。このセンサでなければならないというキラーアプリが見出されていない。

(2) ヘルスケア市場での競合状況

本プロジェクトで開発された貼り付け型センサと現在日本や世界で市販されている貼り付け型センサの比較を表 3-2 に示した。

日本ではアフォードセンスと TDK、ユニオンツールの 3 社、米国では Vital Connect、MC10、Zephyr Technology の 3 社を挙げた。米国には、他に Alivecor、Polar 等があるが、心電しか測定できないため表からは除外した。日本の 2 社について、TDK は 2016 年に東芝からウェアラブルセンサ事業を買収した。Silmee Bar type Lite は 2014 年に東芝が開発した製品である⁵⁷。東芝の Silmee に関して、前中は東芝と 2013 年から 2015 年まで、「究極の絆創膏のタイプのヘルスケア商品実現に向けた要件整理」と題した共同研究を行っている。ユニオンツールの本業は工具の会社であるが、板生清東京大学名誉教授(現 WIN フロンティ

⁵⁷ <https://news.mynavi.jp/article/20140709-a393/>

ア株式会社社長)が、1991年から提唱してきた「ネイチャーインターフェイス構想⁵⁸」を基に、新規事業としてヘルスケアに狙いを定めて実用化したものである。開発時期も早く、貼り付け型センサとして健闘している。

米国の3社について、VitalConnectとMC10は比較的最近起業したメーカーである。Zephyr Technologyは2003年に起業し、その後2016年にBioStampRCという製品を上市し、日本では丸文が代理店となっている。その他、オムロンヘルスケアはVitalConnectのヘルスパッチ(R)MDという商品を研究機関向けに発売することを2015年に発表した⁵⁹。VitalConnectのサイトには同名の商品はなく、BioPatchとは形状も異なるので、詳細は不明だが発表によると胸部に貼るだけで、心電図や心拍数などの生体情報を継続測定しているとしている。

アフォードセンサ以外は日本の企業は比較的大きな企業が多い。一方、米国ではベンチャ企業が多く、大手の企業もベンチャ企業開発の製品が多い。その他の国、例えば研究の多い韓国や中国における起業を見出すことはできなかった。

発売時期は2012年～2014年に集中している。開発に数年掛かることを考えると、本プロジェクトの開始時期と同じ時期である。デバイスの大きさについては大体同じあり、あまり違いはない。重量については10g以上と5g位の2つのグループに大別できる。アフォードセンサの製品は最も軽い、外観は開発品のようであまり製品らしくない。測定できる項目はアフォードセンサが最も多い。湿度、気圧/高度については他のセンサは全く測定していない。価格は数万円以上が殆どである。VitalPatchについては使い捨てを明示している。システムとしての価格が300ユーロと考えられる。病院の患者にとって10ドル台/日程度の費用であることをPRしている⁶⁰。センサの部分は使い捨てで安いと考えられる。

しかしながら、これらの商品・事業においてまだ大きく成功した会社はいない。

表 3-2 市販の貼り付け型センサの比較

商品名	Vitalgram Rev C	Silmeear type Lite	my Beat	VitalPatch	BioStampRC	BioPatch
メーカー	アフォードセンサ (日本)	TDK*1 (日本)	ユニオンツール*2 (日本)	VitalConnect*3 (USA)	MC10*4 (USA)	Zephyr Technology*5 (USA)
大きさ	51 x 26 x 5 mm (5g)	64x28x9.6mm (14g)	41x38x10 mm (14g)	115 x 36 x 8 mm (11g)	66x34x3 mm (6g)	～80 x 40 x 7 mm (32g)
1. 心電	○	○	○	○	○	○
2. 呼吸	○	○	x	○	x	○
3. 体表温度	○	○	x	○	x	x
4. 加速度	○	○	○	○	○	○
5. ジャイロ	x	x	x	x	○	x

⁵⁸ <http://www.winfrontier.com/sub/document/UTsensor.pdf> その他以下の情報も参考になる。
<https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=13&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwif84Pwu7neAhVYUd4KHAAk84ChAWMAJ6BAGHEAE&url=http%3A%2F%2Fyahaginaoki.jp%2Fbook-list%2Facademic-book%2F&usq=A0vVaw01D28RcWLx0dXa4U0PPj8v>

⁵⁹ <https://iotnews.jp/archives/7522>

⁶⁰ <https://www.cnbc.com/video/2017/11/10/power-lunch-tests-the-vitalpatch-biosensor.html>

商品名	Vitalgram Rev C	Silmeear type Lite	my Beat	VitalPatch	BioStampRC	BioPatch
6. 環境温度	○	x	○	x	x	x
7. 湿度	○	x	x	x	x	x
8. 気圧/高度	○	x	x	x	x	x
発売時期	2014 年	2014 年	2012 年	2016 年	2016 年	2013 年
特長	端末上アプリ でリアルタイム心拍揺らぎ 解析 2 次電池 (USB 充電)	センサ上アプリ で心拍間隔 等の解析 2 次電池 (クレードル 充電)	PC アプリで心 拍揺らぎ解析 コイン電池	端末アプリ上 で呼吸数カウ ント、心拍揺 らぎ解析、活 動量計測 空気電池	データはメモ リに記録オフ ラインで端末 に転送 2 次電池 (無線充電)	トレーニング 用途 ベルトやウェ ア装着 2 次電池 (クレードル 充電)
価格	10 万円	8.5 万円 ⁶¹	8.8 万円 ⁶²	300 ユーロ ⁶³	68 万円 ⁶⁴	739 ドル ⁶⁵
創業年	2013 年		1960 年	2011 年	2008 年	2003 年
その他				米国医療承認 使い捨て	米国医療承認	米国医療承認

(*1) <https://product.tdk.com/info/ja/products/biosensor/biosensor/index.html>

2016 年東芝より TDK がウェアラブルセンサにかかる事業を譲渡された

(*2) www.uniontool.co.jp

(*3) Vitalconnect.com

(*4) www.mcl0inc.com

(*5) www.zephyranywhere.com

2014 年に Zephyr Technology Corporation は Medtronic 社へ売却された。

本プロジェクトの成果として開発された製品は世の中の流れからみて、突出して早いといふことはなかったが遅れることなく上市され、少なくとも現在世界の企業との競争に参画できているのは本プロジェクトの成果があったからである。その計測内容も他の製品より計測項目が多く、より広い観点から生体モニタリングするものである。

3.2.2 社会への貢献

(1) 本プロジェクトがきっかけとなり、2014 年に兵庫県立大学内に MEMS デバイス開発支援センター⁶⁶が発足した。大学内のみならず一般企業からの相談も受け付け、4 インチウェアを使った MEMS 試作や MEMS の小ロットの生産までサポートする施設である。MEMS 技術は一般には生産設備やクリーンルーム、製造ノウハウ等が必要であり、技術的に敷居が高いといわれている。MEMS デバイス開発支援センターはこのような状況に対して、本プロジェクトにより設置された設備を含め、得られた技術・ノウハウ等を一般に提供し、支援するものである。

⁶¹ <https://tech.nikkeibp.co.jp/dm/article/EVENT/20150727/429502/?ST=health> (東芝時代の価格)

⁶² <https://www.uniontool-mybeat.com/SHOP/8600011.html>

⁶³ D3.1 A report on HeartMan monitoring devices.pdf

⁶⁴ <http://www.marubun.co.jp/product/component/a7ijkd0000002j5i.html>

⁶⁵ <https://www.zephyranywhere.com/online-store>

⁶⁶ <http://www.eng.u-hyogo.ac.jp/center/MEMS/index.html>

(2)兵庫県立大学では 2016 年に先端医工学研究センター⁶⁷が発足した。このセンターでは兵庫県立大学が長年培ってきた医工学に関する研究シーズを集積させ、異分野の研究者が連携することで、研究開発の深化、効率化、多様化を進めるとしている。前中はこのセンター設立に関して中心的役割を果たし、健康スポーツ医工学部門の部門長としても活動している。

3.2.3 メディアを介した研究成果の発信

表 3-3 新聞記事等一覧

報道日	報道機関	報道タイトル
2013/03/12	日経産業新聞	兵庫県立大、ばんそうこう型センサー、高齢者の体調を常時測定——乳幼児にも利用。
2013/04/15	日経エレクトロニクス	解説 2—飛び立つ ワイヤレス・ヘルスケア
2013/05/27	日本経済新聞電子版セクション	5 年で市場 3 倍へ ワイヤレスが起こす「ヘルスケア革命」
2013/11/01	EJ Daily News	【Pick Up Seminar】“環境”をセンシングする集積型 MEMS センサ
2013/11/08	EJ Daily News	【Pick Up Seminar】“集積型 MEMS センサ”で環境をセンシングする
2013/11/14	EJ Daily News	【Pick Up Seminar】“超小型・低コスト”の集積型 MEMS センサ
2013/11/20	EJ Daily News	【Pick Up Seminar】“環境センシング”を実現する集積 MEMS センサ
2014/10/13	日経エレクトロニクス	NE レポート—測定対象はヒト ウェアラブル実装や位置検知—「センサエキスポジャパン 2014」に見る明日のセンシング
2014/11/10	日経エレクトロニクス	ニュース・ランキング—10/14→10/26—電子機器
2015/07/23	電子デバイス産業新聞	インタビュー アフォードセンズ(株) 代表取締役 CEO 樋口行平氏 絆創膏型センサー開発に注力 年内にも新生体センサー投入
2016/10/28	日刊工業新聞	モノづくり日本会議/第 6 回新産業技術促進検討会
2016/11/27	神戸新聞地方版	技術をテーマに講演や相談など 来月 1 日、豊岡
2017/09/21	神戸新聞朝刊	井植文化賞に 2 個人 4 団体 西脇小オーケストラ部など選出
2017/10/01	毎日新聞 地方版	井植文化賞：6 部門で 2 個人・4 団体 /兵庫
2017/10/03	朝日新聞 朝刊	井植文化賞に関西領事団など 神戸開港 150 年にちなみ /兵庫県
2017/10/04	日本経済新聞電子版ニュース	井植文化賞に兵庫県立大教授ら
2017/10/04	日本経済新聞 地方経済面 兵庫	兵庫県立大教授ら選出、井植文化賞。
2017/10/06	大阪読売新聞 朝刊	井植文化賞 前中、神木さん 西脇小オケ部など 4 団体も =兵庫

⁶⁷ <http://amec-hyogo.org/>

3.2.4 社会経済への波及のまとめと展望

本プロジェクトの成果を基にしたベンチャ企業「アフォードセンス」を立ち上げ、生体用の貼り付け型センサを市販している。国内で2社、海外で5社以上が競合しており、資金の少ないアフォードセンスの将来性は楽観できない。しかし、将来生体モニタリングセンサの市場は急速に拡大すると予想されており、アフォードセンスにおいても市場獲得の可能性を残している。

本プロジェクトの資金で整備された MEMS 試作と小規模生産の設備を広く一般に使えるよう兵庫県立大学の中に MEMS デバイス開発支援センターが設立され、兵庫県立大学で培った技術支援により誰でも MEMS デバイスの試作等ができるようになった。兵庫県立大学は、長年培ってきた医工学に関する研究シーズを集積させ、異分野の研究者が連携することで、研究開発の深化、効率化、多様化を進めるために、2016年に先端医工学研究センターを発足させた。前中は生体センシングのキャリアを活かして、健康スポーツ医工学部門の部門長を経て、現在運営委員会でアドバイザースタッフとして活動している。

【引用文献】

- [1] Hao X., C., Tanaka S., Masuda A., Nakamura J., Sudoh K., Maenaka K., Takao H., Higuchi K., “The application of silicon on nothing structure for developing a novel capacitive absolute pressure sensor”, *IEEE Sensors Journal*, 14(3), 808-815 (2014)
- [2] 伊賀友樹、神田健介、藤田孝之、樋口行平、前中一介、“スパッタ PZT 薄膜の MEMS デバイス加工技術”、第 26 回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム、202-205 (2009)
- [3] Iga Y., Kanda K., Fujita T., Higuchi K., Maenaka K., “A Design and Fabrication of MEMS Gyroscope Using PZT Thin Films”, *2010 World Automation Congress, WAC 2010*, 5665347 (2010)
- [4] Kanda K., Nagata K., Iga Y., Fujita T., Higuchi K., Maenaka K., “PZT Thin-Film Bimorph Structure by Multilayer Sputtering Deposition”, *The 27th Sensor Symposium, Book of Abstracts* p.47 (2010)
- [5] Kanda K., Iga Y., Hashimoto T., Fujita., Higuchi K., Maenaka K., “Microfabrication and Application of Series-Connected PZT Elements”, *Procedia Chemistry*, 1(1), 808-811 (2009)
- [6] 神田健介、伊賀友樹、松岡潤弥、藤田孝之、樋口行平、前中一介、“圧電薄膜要素の多段直列接続によるセンサ出力電圧の増倍”、電気学会論文誌 E、130(4)、124-129 (2010)
- [7] Kanda K., Iga Y., Matsuoka J., Fujita T., Higuchi K., Maenaka K., “Multiplication of sensor output voltage using series-connected piezoelectric elements”, *IEEE Transactions on Sensors and Micromachines*, 130(4), 124-129+4 (2010)
- [8] Kanda k., Iga Y., Matsuoka J., Jiang Y., Fujita T., Higuchi K., Maenaka K., “A Tri-Axial Accelerometer with Structure-Based Voltage Operation by Using Series-Connected PZT Elements”, *Procedia Engineering*, 5, 894-897 (2010)
- [9] 齋藤誉司、神田健介、伊賀友樹、樋口行平、前中一介、“構造体上での演算機能を有する 3 軸加速度センサ”、第 28 回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム、シンポジウム論文集、 pp. 240-243 (2011)
- [10] Miki S., Fujita T., Kotoge T., Jiang Y.G., Uehara M., Kanda K., Higuchi K., Maenaka K., “Electromagnetic energy harvester by using buried NdFeB”, *Proceedings of the IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, 6170409 (2012)
- [11] Jiang Y. G., Fujita T., Uehara M., Kanda K., Toyonaga T., Nakade K., Higuchi K., Maenaka K., “Fabrication and evaluation of NdFeB microstructures for electromagnetic energy harvesting devices”, *Proceedings of the PowerMEMS 2009* (2009)
- [12] Jiang Y. G., Shiono S., Hamada H, Fujita T., Higuchi K., Maenaka K., “Low-Frequency Energy Harvesting Using A Laminated PVDF Cantilever with A Magnetic Mass”, *PowerMEMS2010*, 375-378 (2010)
- [13] Jiang Y. G., Fujita T., Uehara M., Zhang D., Cai J., Higuchi K., Maenaka K., “Characterization of Mechanical Properties of Cantilevered Nd₂Fe₁₄B/Ta Magnetic Microstructures”, *Applied Physics Express*, 4(11), 116401 (2011)
- [14] Jiang Y. G., Masaoka S., Fujita T., Uehara M., Toyonaga T., Fujii K.,

- Higuchi K., Maenaka K., “Fabrication of a vibration-driven electromagnetic energy harvester with integrated NdFeB/Ta multilayered micro-magnets”, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 21(9), 095014 (2011)
- [15] Jiang Y. G., Masaoka S., Uehara M., Fujita T., Higuchi K., Maenaka K., “Micro-structuring of thick NdFeB films using high-power plasma etching for magnetic MEMS application”, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 21(4), 045011 (2011)
- [16] Jiang Y. G., Fujita T., Uehara M., Iga Y., Hashimoto T., Hao X., Higuchi K., Maenaka K., “Fabrication of NdFeB microstructures using a silicon molding technique for NdFeB/Ta multilayered films and NdFeB magnetic powder”, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 323(21), 2696-2700 (2011)
- [17] 三木 省吾、小峠 竜也、蔣永 剛、藤田 孝之、上原 稔、樋口 行平、前中 一介、“埋め込み NdFeB 膜を用いた電磁エネルギーハーベスタ”、日本機械学会 第 3 回マイクロ・ナノ工学シンポジウム (2011)
- [18] 藤田孝之、“貼り付け型健康管理システムに向けてのデバイス開発と要素技術”、兵庫エレクトロニクス研究会 第 2 回健康科学産業のためのエレクトロニクスセミナー (2009)
- [19] 豊永智彦、中出圭介、藤井孝平、藤田孝之、樋口行平、前中一介、“埋込グリッド電極を用いたエレクトレット荷電法”、電気学会センサーマイクロマシン部門総合研究会、PHS-10-028 (2010)
- [20] Toyonaga T., Nakade K., Fujita T., Maenaka K., “Novel Corona Charging Method for Electret Power-Harvester Using Buried Grid-Electrodes”, *APCOT2010*, SSASN5 (2010)
- [21] 中出圭亮、豊永智彦、藤田孝之、樋口行平、前中一介、“エレクトレット発電器のための荷電方法”、電気学会全国大会 (2010)
- [22] Fujita T., Onishi T., Fujii K., Sonoda K., Katsuma H., Kanda K., Higuchi K., Maenaka K., “Bipolar Electret Charging Method for Energy Harvester”, *Proceedings of the PowerMEMS*, 436-439 (2013)
- [23] Fujita T., Fujii K., Onishi T., Kanda K., Higuchi K., Maenaka K., “Evaluation of the Electret based Energy Harvester by using Multipurpose Data Logging Device”, *Proceedings of the PowerMEMS2011* (2011)
- [24] Nizhnik O., Higuchi K., Maenaka K., “Quartz Resonator Based, 0.12 μ W, 32768 Hz Oscillator with ± 100 ppm Frequency Accuracy”, *Journal of Low Power Electronics and Applications*, 1(2), 327-333 (2011).
- [25] Nizhnik O., Maksudi U., Okochi S., Higuchi K., Maenaka K., “The Availability and Statistical Properties of Ambient Light and Vibration for Energy-Harvesting for Wearable Sensor Nodes”, *International Journal on Advances in Networks and Services*, v 6 n 3&4 2013 (2013)
- [26] Nizhnik O., Bartley T., Higuchi K., Maenaka K., “Energy-efficient, 0.1nJ/conversion temperature sensor with time-to-digital converter and 1° C accuracy in -6 to 64° C range”, *IEEE sensors 2013*, 6688542 (2013)
- [27] 松本裕貴、田中智也、園田晃司、藤田孝之、前中一介、“人体活動モニタリングシステムの低消費電力化にむけた加速度情報処理用 LSI”、電気学会 H25 全国大会、3-128、185-186 (2012)
- [28] 松本裕貴、田中智也、園田晃司、神田健介、藤田孝之、前中一介、“心電と加速度に着目した特徴量抽出ディジタル ASIC”、電気学会センサ・マイクロマシン部門総合研究会フィジカルセンサ研究会、PHS-13-029, 39-44 (2013)
- [29] Nii M., Nakai K., Fujita T., Takahashi Y., “Action Estimation from Human

- Activity Monitoring Data Using Soft Computing Approach” , *ICETET2010@Goa, India*, 434-439 (2010).
- [30] Nii M., Nakai K., Takahashi Y., Maenaka K., Higuchi K., “Human Action Classification for a Small Size Physical Condition Monitoring System” , *World Automation Congress Proceedings*, 6320983 (2012).
 - [31] Nii M., Kakiuchi Y., Takana T., Maenaka K., Higuchi K., “Implementation of a Intelligent System into a Small Physical Condition Monitoring Device for Healthcare” , *Conference Proceedings - IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 2052-2057 (2012).
 - [32] Hamada H., Fujita T., Jiang Y., Aono Y., Okada J., Higuchi K., Maenaka K., “Development of a waterproof cardiography/accelerogram device and its application for human health monitoring” , *SCIS and ISIS 2010 - Joint 5th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems and 11th International Symposium on Advanced Intelligent*, 1475-1479 (2010)
 - [33] 濱田浩幸、蔣永剛、大河内沙也香、藤田孝之、樋口行平、前中一介、“健康モニタリングのためのフレキシブルセンサモジュールの開発”、電気学会 第 27 回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム論文集、303-306 (2010)
 - [34] 濱田浩幸、蔣永剛、伊賀友樹、大河内沙也香、神田健介、藤田孝之、樋口行平、前中一介、“人の安全・健康を守る貼付け型心電モニタリングシステムの開発”、IEEJ Trans. SM、130(12)、580-583
 - [35] 濱田浩幸、前中一介、“生体張付材料としての絆創膏型ポリマーとその応用”、Material Stage, 12(2)、12-15 (2012)
 - [36] 園田晃司、田中伸哉、藤田孝之、樋口行平、前中一介、“多層集積化 MEMS のためのハイブリッドウェハに関する研究”、電気学会交通・電気鉄道/フィジカルセンサ合同研究会、PHS-01-010
 - [37] Tanaka S., Sonoda K., Kanda K., Fujita T., Higuchi K., Maenaka K., “Crystal orientation dependent etching in RIE and its application” , *Proceedings of the IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, 217-220 (2011).
 - [38] Tanaka S., Maenaka K., Sonoda K., Kanda K., Fujita T., Kasai K., Higuchi K., “Crystallographic Anisotropic Etching in Rie and Its Application to Through Silicon Via” , 第 27 回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム、LN-2、 p.119 (2010)
 - [39] Fujita T., Maenaka K., Yamamoto K., Okochi S., Higuchi K., “SoSE Oriented Multipurpose Human-Data Acquisition System Based on MEMS Sensors” , *Proceedings of the 2011 6th International Coference on System of Systems Engineering: SoSE in Cloud Computing, Smart Grid, and Cyber Security, SoSE 2011*, 209-213 (2011)
 - [40] Fujita T., Higuchi K., Maenaka K., “Wireless Environmental-Sensing -Sysytem for Human Application” , *Proc. of the ISCIIA, Intelligent application based on human behavior-1*, 2010.
 - [41] 池田 玲、園田晃司、田中智也、神田健介、藤田孝之、前中一介、“PSoC を用いた汎用生体モニタリングシステム”、第 30 回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム、6PM3-PSS-050 (2013)
 - [42] 池田 玲、園田晃司、田中智也、神田健介、藤田孝之、前中一介、“PSoC を用いた生体モニタリングシステムの小型化”、平成 25 年電気学会 PHS/TER 合同研究会、TER-13-002、PHS-13-006 (2012)
 - [43] Fujita T., Tanaka T., Sonoda K., Nii M., Kanda K., Higuchi K., Maenaka

- K., “Daisy-chain Shape Wearable Health Monitoring System by Using Fuzzy Logic Heart-Rate Extraction”, *International Journal of Intelligent Computing in Medical Sciences & Image Processing*, 5(2), 125-133 (2013).
- [44] 前中一介、“絆創膏型人体活動モニタリングシステム”、人工臓器、42-1、88-92 (2013)
- [45] Sonoda K., Kishida Y., Tanaka T., Kanda K., Fujita T., Higuchi K., Maenaka K., “Wearable Photoplethysmographic Sensor System with PSoC Microcontroller”, *International Journal of Intelligent Computing in Medical Sciences and Image Processing*, 5(1), 45-55 (2013).
- [46] Maenaka K., “Demonstration Model for Human Activity Monitoring in a shape of Adhesive Plaster”, *Bio4Apps2013*, (2013/10/30-31) (2013)
- [47] Chan A. C. K., Hamada H., Higuchi K., Maenaka K., “Adhesive Plaster-Type Human Activity Monitoring Device”, *The 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, No. 0561 (2013)
- [48] 林博史 編、“心拍変動の臨床応用—生理的意義、病態評価、予後予測—”、医学書院、1999. 01. 15
- [49] Sano R., Inoue J.-I., Kanda K., Fujita T., Maenaka K., “Fabrication of multilayer $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$ thin film by sputtering deposition for MEMS actuator applications”, *Japanese Journal of Applied Physics*, 54(10), 10ND03 (2015)
- [50] Inoue J.-I., Kanda K., Fujita T., Maenaka K., “Thin-film piezoelectric bimorph actuators with increased thickness using double $\text{Pb}[\text{Zr},\text{Ti}]\text{O}_3$ layers”, *Journal Micromechanics and Microengineering*, 25(5), 055001 (2015)
- [51] Kanda K., Okubo T., Shima M., Fujita T., Maenaka K., “Tactile device based on piezoelectric MEMS by using a polymer/PZT laminated structure”, *IEEE Transactions on Sensors and Micromachines*, 137(9), 284-289 (2017).
- [52] Nakamoto S., Sano R., Kanda K., Fujita T., Maenaka K., “Multi-layer $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$ thin films for ultrasonic transducer”, *IEEE Transactions on Sensors and Micromachines*, 137, 336-340 (2017).
- [53] Kanda K., Inoue J., Saito T., Fujita T., Maenaka K., “Fabrication and Characterization of Double Layer $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$ Thin Films for Micro-Electromechanical Systems”, *Japanese Journal of Applied Physics*, 51, 09LD12 (2012)
- [54] Kanda K., Moriue S., Fujita T., Maenaka K., “Three-dimensional piezoelectric MEMS actuator by using sputtering deposition of $\text{Pb}(\text{Zr},\text{Ti})\text{O}_3$ on microstructure sidewalls”, *Smart Materials and Structures*, 26(4), 45019 (2017)
- [55] Tanaka Y., Fujita T., Kotoge T., Yamaguchi K., Sonoda K., Kanda K., Maenaka K., “Design optimization of electromagnetic MEMS energy harvester with serpentine coil”, *Proceedings - 2013 IEEE International Conference on Green Computing and Communications and IEEE Internet of Things and IEEE Cyber, Physical and Social Computing, GreenCom-iThings-CPSCOM 2013*, 6682312 (2013)
- [56] Yamaguchi K., Fujita T., Kanda K., Maenaka K., “Optimal design of electromagnetic harvester with sputtered thin NdFeB/Ta film and considering lorentz force”, *IEEE Transactions on Sensors and Micromachines*, 136(3), 72-76 (2016)
- [57] Jiang Y., Fujita T., Uehara M., Kanda K., Toyonaga T., Nkade K., Higuchi

- K., Maenaka K., “Fabrication and evaluation of NdFeB microstructures for electromagnetic energy harvesting devices” , *Proc PowerMEMS 2009(Washington DC, USA)*, 582–585
- [58] Mitcheson P.D., Yeatman E.M., Rao G.K., Holmes A.S., and Green T.C., “Energy Harvesting from Human and Machine Motion for Wireless Electronic Devices” , *Proc. of IEEE*, 96(9), 1457–1486 (2008).
- [59] Mitcheson P. D., Green T. C., Yeatman E.M., Holmes A.S., “Architectures for Vibration-Driven Micropower Generators” , *J. Microelectromechanical systems*, 13(3), 429–440 (2004)
- [60] Yoshii S., Yamaguchi K., Fujita T., Kanda K., Maenaka K., “Gap control structure using NdFeB thin-film magnet for electrostatic energy harvester” , *IEEJ Transactions on Sensors and Micromachines*, 137(8), 229–233 (2017)
- [61] Murai K., Hayashi Y., Maenaka K., Higuchi K., “Basic study on evaluation of navigator’s mental workload by sticking plaster-type sensor” , *2015 10th System of Systems Engineering Conference, SoSE 2015*, 83–87 (2015)
- [62] Murai K., Kitamura K., Fujita T., Maenaka K., Higuchi K., “Toward development of monitoring system of port coordinator’s mental workload using adhesive plaster-type sensor” , *World Automation Congress Proceedings, 2016-October*, 7582980