

[研究助成 (A)]

咬合力エネルギーハーベスティングによる バッテリーレスマウスガード型デバイスの開発

2241004



研究代表者 東京科学大学
(助成金受領者)
共同研究者 東京科学大学

助 教 市 川 健 太
教 授 三 林 浩 二

[研究の目的]

ウェアラブルデバイスによって装着者の生体情報を無拘束に計測するシステムは一般的となりつつあり、今日ではより多様で高度な生体情報を計測するべく新規計測技術や計測対象の開拓が進められている。その中でも口腔は、唾液成分や咬合状態、口腔温など健康状態に関連する多様な生体情報が存在し、これらを日常生活にて連続的に計測し、その変動を捉えることは、個人によるヘルスケアの促進や医療現場でのデータ活用へと大きな期待が寄せられている。口腔内生体情報をモニタリングするため、マウスガード（マウスピース）に各種センサ素子やその他計測用の電子機器を統合したウェアラブルデバイスの研究開発が進められているが、実用化に際しデバイス駆動のための電源が大きな課題となっている。現在普及しているウェアラブルデバイスの多くでは、バッテリーによる電力供給が一般的に用いられている。一方、マウスガード型をはじめとする口腔内デバイスの場合、誤飲時の重篤な健康リスクからバッテリーの使用は許容されず、実用化に際しては代替となる電源が必要不可欠である。

本研究ではこのような現状に対し、身の回りの微小なエネルギー源を電気エネルギーへと変換・発電するエネルギーハーベスティング技術を活用することにより、口腔内での電力の地産地消を実現し、バッテリーレス化を図った。特に、口腔内に存在する微小エネルギー源として、著

者らが以前より基礎的検討を進めてきた咬合力を利用することとし、マウスガード型口腔内生体情報センサデバイスの開発と咬合力エネルギーハーベスティング技術の開発を相補的に進め、バッテリーレスなマウスガード型デバイスの実現を目指した。

[研究の内容、成果]

1. エネルギーハーベスティング機構の概要

マウスガード型デバイスと統合可能な形態で咬合力エネルギーハーベスティングを実現するためには、マウスガード咬合面に、装着者の自然な咬合を阻害しない極薄形状でエネルギーハーベスティング機構（エネルギーハーベスタ）を実装する必要がある。本研究で開発する咬合力エネルギーハーベスタを図1に示す。本エネルギーハーベスタは、電荷を半永久的に保持する誘電体であるエレクトレットと誘電エラストマー、電極から成る、シンプルな積層構造を取る。図に示すように、エレクトレット表面に保持された負

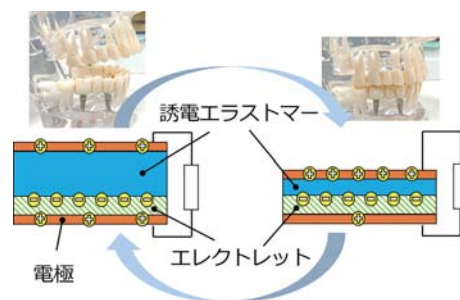


図1 咬合力をエネルギー源とする発電機構

電荷によって上下の電極には正電荷が誘導される。エネルギーハーベスタに対し咬合力が作用すると、誘電エラストマー層が支配的に大変形し内部の静電容量のバランスが変化するため、外部負荷を通して電極間で電荷が移動する。この電荷の移動、すなわち誘導電流を利用することで外部への電力供給を実現する。

咬合力のような機械的エネルギーからのエネルギーハーベスティングでは、エネルギー源の周波数に対し機械的に共振するような機構によって高効率な発電性能を得る。しかし、咬合力を含む生体の運動は、いずれも高々数 Hz と、従来のエネルギーハーベスティングが対象としてきた機械類の振動と比較して低周波であり、マウスガードに実装可能な極薄形状で咬合力と共振駆動し、センサ素子への有効な電力供給を実現することは困難であった。提案するエレクトレットと誘電エラストマーによるハーベスタは、著者らの以前の検討より、咬合力を模擬した外力に対して圧電体と比較し最大数百倍の発電性能を有することが示されており、マウスガード型に適した発電機構と考えられる。

2. スパッタ薄膜電極に関するプロセス検討

上記エネルギーハーベスタのマウスガードへの統合・実装を志向し、電極層の製作プロセスについて検討した。

これまでの著者らの検討では、銅板や銅箔等の平面状の電極基材上にエレクトレット層、あるいは誘電エラストマー層を成膜後、両者を重ね合わせることでハーベスタを構築した。しかし、人間の歯列は複雑形状を有しており、それに沿って製作されるマウスガード咬合面も細かい凹凸を有している。従来のハーベスタ試作手法では、このような複雑形状に沿った実装は困難であり、また電極材料として用いていた銅についても口腔内での使用に際して安全上の懸念が存在する。そこで、両者に対応した新たな手法として、生体適合性に優れる銀薄膜を、マウスガード材料上に直接スパッタ成膜し、これを

電極層として用いることについて検討した。

銀薄膜のスパッタ成膜については、研究室に敷設のスパッタ成膜装置を用いた。まず、市販の一般的なマウスガード材料に対して、それぞれ厚さ 300 nm の銀薄膜を成膜し、その後クロスカット試験法に従い銀薄膜のマウスガード材料への密着性を評価した。なお、ハーベスタをマウスガードに実装する際には、2 層のマウスガード内部へと埋め込み、口腔内の湿潤環境からの密閉することを想定している。このとき、ハーベスタに負荷される咬合力はマウスガード層を介して伝達されるため、硬いマウスガード材料の方がハーベスタへの力伝達に有利と考えられる。また、電極上に成膜するエレクトレットに関しては、その材料として検討しているアモルファス系フッ素樹脂 CYTOP (AGC Inc.) の成膜処理および帯電処理に際し、加熱プロセスを要する場合がある。密着性試験にて優れた性能が確認されたマウスガード材料については、追加の試験として硬度および耐熱性を調査した。

硬度試験としてデュロメータ AM 硬度試験を実施し、耐熱性試験としては、くびれ部の断面積が 3.5 mm^2 となるようにダンベル試験片状に切り出したマウスガード材料の両端に 50 g の静荷重を負荷し、段階的に 5°C 刻みで温度が上昇する恒温オープン内に静置し、軟化点を調査した。各設定温度に到達後、5 分間おもりが垂れ下がらなかった最大の温度を本試験での軟化点の定義とした。これらマウスガード材料に関する試験の結果、優れた密着性（クロスカット試験法で残留率 99.7%）、高硬度（ショア AM 硬度 96.0）、優れた耐熱性（軟化点 105°C 、検討した材料中で最高）を有した Copolyester 製マウスガード材料 (Essix[®] Plastic Sheet ACE) を用いることで、マウスガード上への銀薄膜電極およびハーベスタの積層成形の可能性が示された。

次に、上記検討で決定したマウスガード材料およびハーベスタ試作プロセスが発電性能に及ぼす影響について確認するため、従来の銅板で

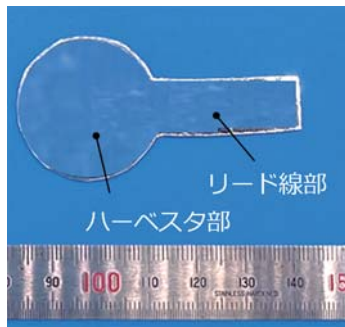


図2 マウスガード材料上に成膜したスパッタ薄膜電極

の基礎検討と同様の直径 30 mm の円形とリード線部の凸形状にマウスガード材料を切り出し(図2, 銀薄膜スパッタ成膜処理済み), ハーベスタを試作しその発電性能を実験的に確認した。

ハーベスタの試作では, 先述の検討と同じく, 切り出したマウスガード材料上に厚さ 300 nm となるよう銀薄膜をスパッタ成膜し, その後エレクトレット材料 (CYTOP CTL-809M), あるいは誘電エラストマー材料 (Dragon Skin 10Fast) をフィルムアプリーケータで所望の厚さに塗膜した。エレクトレットは 105℃での加熱処理, 誘電エラストマーは室温乾燥により硬化するが, この際の硬化前後の厚さの関係については, 事前の実測調査により同定した。また, 硬化後の両層の厚さ設計値については, ハーベスタの等価電気回路に基づくシミュレーションを実施し決定した (エレクトレット: 11.5 μm , 誘電エラストマー: 70 μm)。なお, 成膜した CYTOP 膜についてはコロナ放電処理を施しエレクトレット化した。

試作したハーベスタの発電性能については, 従来と同じく咬合力を模擬した圧縮負荷装置である咬合力シミュレータにより, 最大 0.85 MPa, 周波数 1 Hz の条件で圧縮負荷を与え, 負荷抵抗での消費電力として発電量を計測した。本発電実験の結果得られた発電量を図3に示す。一般にエネルギーハーベスティングの発電量は, 接続する負荷抵抗に依存し, ハーベスタの内部インピーダンスと接続した外部インピーダンスが整合した際に最大化することから, 本実験では負荷抵抗として 10 M Ω から 1 G Ω までを接

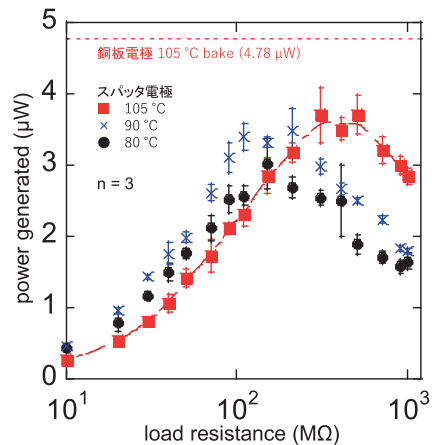


図3 スパッタ薄膜電極を用いた場合の発電量比較

続し, それぞれ発電量を計測した。図3中赤四角プロットで示すように, スパッタ薄膜電極を用いて試作したハーベスタは負荷抵抗 400 M Ω の際に発電量 3.71 μW と最大の出力となった。しかし, 本出力を従来の銅板電極を用いて試作したハーベスタと比較すると, 最大発電量でおよそ 20% 程度の低下が確認された (銅板電極での最大発電量: 4.78 μW)。この原因として, マウスガード材料を介することによる CYTOP の加熱処理時の伝熱特性の変化に着目し, スパッタ薄膜電極を使用する際にも加熱温度を変更してハーベスタを試作し, 発電量を評価した。その結果, 図3中青バツ印プロット (加熱温度 90℃) や黒丸プロット (加熱温度 80℃) に示すように, 加熱温度の変化に応じて最大発電量も低下することが示された。本現象についてさらなる検討のため, 銅板電極上にてより広範な温度範囲 (80–280℃) 設定でエレクトレットを試作し, エレクトレット単体としての性能指標である表面電位を計測した結果を図4に示す。図からも明らかのように, 加熱温度と正に相関してエレクトレット表面電位は変動することが明らかとなり, この表面電位の変化が発電量に影響したものと考えらえる。なお, この温度－表面電位の関係についてはエレクトレット表面の物理・化学的性状に由来するものと予想し, 現在更なる検討を進めている。

上記のような加熱温度依存性が明らかになっ

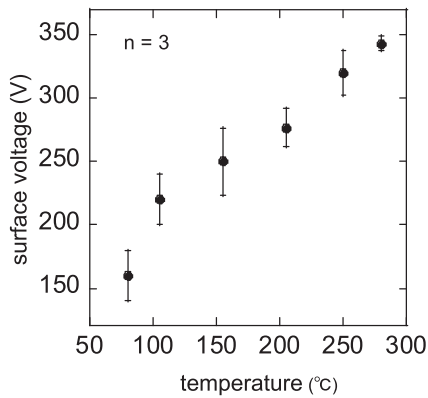


図4 各加熱温度でのエレクトレット表面電位計測結果

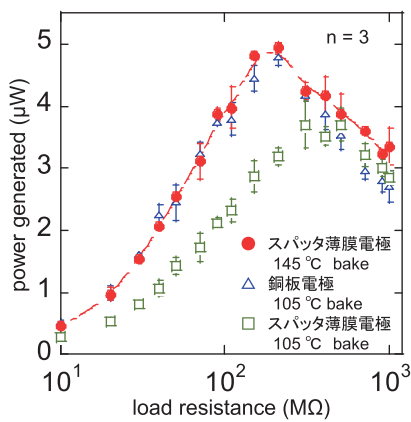


図5 ペルチェ素子併用での加熱処理の効果検証結果

たことから、より高温で CYTOP の加熱処理を実施し、高い発電量を得るための方策として、オープンによる CYTOP の加熱プロセスと同時に、マウスガード材料側にペルチェ素子を接着し、強制的に冷却する手法を検討した。予備検討の結果、本方式を用いることでマウスガード材料の軟化点 105℃ を超え、最大 145℃ までの条件で熱変形を起こさずマウスガードおよびスパッタ薄膜電極上に塗布した CYTOP を加熱処理可能であることが確認された。本条件で改めて試作したハーベスタについて、同様に発電実験を実施した結果を図 5 に示す。スパッタ薄膜電極を用い、145℃ で加熱処理を実施したハーベスタは、最大 4.94 μW と銅板電極と同等の発電性能を有していることが確認された。

これらの結果より、マウスガード材料上に直接銀薄膜をスパッタ成膜し、電極層として利用可能であること、CYTOP 加熱温度に依存して

エレクトレット表面電位が変動し、プロセスの工夫により補償可能であること等が示された。今後、マウスガード材料を歯列の複雑形状へと加工した状態へと発展させ、マウスガード型デバイスへの咬合力エネルギーハーベスタの実装を進めていく予定である。

3. 口腔内生体情報センシング技術の開発

上記咬合力エネルギーハーベスタ技術に関する研究と一部並行する形で、給電対象となる口腔内生体情報センシング技術についても検討を進めた。

マウスガード型センサデバイスの活用先としては、唾液中成分等を対象とした電気化学的バイオセンシングが特に研究が盛んに進められている。一方このようなセンサデバイスはセンシングにバイアス電圧の供給が必要であるなど、比較的高い電力量の連続的な供給が必要であり、間欠的な動作である咬合力エネルギーハーベスタによる給電には、別途パワーマネジメント回路等の実装が必要となる。

咬合力負荷に連動した間欠的なオン／オフでセンシング可能な口腔内生体情報として、唾液濁度の光学計測について検討した。本計測システムは、LED とフォトトランジスタ素子をマウスガード内部に埋め込み、両者の間に存在する唾液の光透過率をもとに濁度定量をするものである。本研究期間では、濁度センシング部の形状について、唾液中懸濁物質の粒子を空間的に配置した光学シミュレーションにより、より高感度な計測が可能となるよう設計最適化に取り組んだ。今後、咬合力エネルギーハーベスタとの統合により、バッテリーレスなシステムとしての実装を進める。

[成果の発表、論文など]

- ・市川健太, 川瀬源太郎, 飯谷健太, 三林浩二: 無線式マウスガード型光学センサによる唾液濁度の口腔内連続計測, 第 41 回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム, 2024. 11. (優秀ポス

ター発表賞ファイナリスト)

- ・ Kenta Ichikawa, Seiya Fujino, Kumi Yokota, Kenta Iitani, Kohji Mitsubayashi: Effect of cure temperature on charge retention of amorphous fluorinated

polymer for energy harvesting, 20th International Symposium on Electrets (IEEE ISE20), 2025. 9. (採択済み発表予定)