

体温を用いたマイクロ熱電発電モジュール技術

菅原 聡*

1. はじめに

近年, Internet-of-humans (IoH) と呼ばれるヒトを対象とした IoT ともいえる電子システムが注目されている⁽¹⁾⁽²⁾. 特に, IoH は高度高齢化社会における重要課題である医療・介護・ヘルスケアの分野においてその重要性が認識されている. 今後のさらなる高齢化社会では, 病院や専門の施設による医療/介護から在宅医療/介護への推進が重要(必要)になってくるが, このような状況における医療やケアの質の低下が懸念されている. また, 国民の健康維持は個々の QoL (Quality of life) の向上のみならず, 健康保険など財政にもかかわる問題になっている. IoH は近い将来に日本が突入することになる極端な高齢化社会における在宅医療/介護や国民の健康維持/推進に重要な役割を演ずると予想されている.

ウェアラブル・デバイス(WD)はヒトと IoH システムを繋ぐマン・マシン・インターフェイス(MMI)として用いられる. 医療・介護目的の IoH に用いられる WD では主機器とワイヤレス(無線)で接続できることに重要な意味がある. 特に, 有線デバイスのように利用者の行動的自由を奪うといった問題を生じないことは重要である. しかし, ワイヤレス接続の場合には WD に用いる電源が課題となり, バッテリー切れなどのない信頼性の高い電力供給用電源が必要になる. このような WD の主な機能はバイタルデータのセンシングと無線通信であるが, 特に無線通信は電力消費が大きい. 医療・介護の現場では無線 LAN 等の室内無線中継器の利用を前提とできるため, WD は消費電力の小さな短距離無線を実現できればよい. したがって, 体温による熱電発電を用いて WD に電力供給できる可能性があり, 高い信頼性

の電源確保に有効になると考えられる. さらに, 発電によって生じた余剰な電力を蓄電しておくことで信頼性はさらに向上できる.

また, ヘルスケアのための WD では, スマートフォンなどのモバイルデバイスとの併用を前提にすれば, やはり WD の無線通信を消費電力の低い短距離に限定できる. したがって, この場合でも体温による熱電発電を電源として利用できる可能性がある. ヘルスケアの分野では, WD の社会への普及が必要になるが, 体温による発電を用いた WD のバッテリーレス化はその商品価値を大幅に上げると予想され, WD の社会普及を促進できる.

以上のように, 医療/介護およびヘルスケアの分野において, IoH は重要な社会システムの 1 つになると考えられ, その MMI となる WD に体温を用いた熱電発電技術を用いることの期待は極めて大きい. この一方で, 現状では課題も多く, 従来技術だけではその実現は困難である. 日本の時計メーカーからは, 体温を用いた熱電発電によって駆動する腕時計がすでに発表されている⁽³⁾⁽⁴⁾. 世界に先駆けた優れた研究開発であるが, 以上に述べたような WD に応用するには発生できる電力が足りず, この技術だけでは通信機能を大きく制約するなどの問題を生じ, IoH 応用には適さない. この新たな応用に対応できる新しい熱電発電技術が必要になる.

本稿では, IoH を対象とした WD の電源に用いることができる体温をエネルギー源とするマイクロ熱電発電(μ TEG)モジュール技術について述べる. はじめに, 従来技術を応用する場合の課題について述べ, 次に, この課題を解消し, 高い出力の期待できる新型の μ TEG モジュールとその最適設計技術について述べる.

* 東京工業大学 未来産業技術研究所; 准教授(〒226-8502 横浜市緑区長津田町4259-J3-14)

Micro Thermoelectric Generator and its Module Technologies Using Body Heat; Satoshi Sugahara (Laboratory for Future Interdisciplinary Research of Science and Technology, Tokyo Institute of Technology, Yokohama)

Keywords: *micro thermoelectric generator, wearable device, body heat, internet of humans, thermoelectric thin-film, thermoelectrics-on-insulator*
2021年6月29日受理[doi:10.2320/materia.60.562]

2. 従来技術に関する課題

ゼーベック素子を集積化した小型の熱電発電デバイスを Micro thermoelectric generator (μ TEG)と呼ぶ。この呼び名はこれに放熱用のヒートシンクなどを組み合わせモジュール化したものの総称にも用いられるが、本稿ではゼーベック素子を集積化し、発電の機能を備えた部分のみを μ TEG と呼び、これを実装し、ヒートシンクなどを加えて高効率に発電できるようにモジュール化したものを μ TEG モジュールと呼ぶことにする。体温を用いた熱電発電では μ TEG とモジュールとを一体として考えることが重要になる。

体温を用いた μ TEG モジュールの WD 応用では、短距離通信を前提にして、1 mW 程度の出力が1つの目安になる。これは先に述べた腕時計に必要な電力の100倍程度にも及ぶ。ヒトから放出される熱流を μ TEG モジュールによって電力に変換することでこの電力を実現する。体温を用いた μ TEG モジュールの設計では、恒温動物であるヒトの局所的な産熱能力や皮膚近傍の熱抵抗等の理解に基づき設計する必要がある⁽⁵⁾。従来の μ TEG モジュールでは、放熱フィンなどのヒートシンクを導入して、放熱の工夫によって μ TEG の発電能力を最適化することができる。一方、WD への応用では筐体やリストバンド等をヒートシンクに用いるために、放熱能力は限られており、また、これを自由に制御することも難しい。この場合では μ TEG モジュールの熱抵抗の方を放熱能力に合わせて最適設計することが重要になるが、従来型の μ TEG モジュールではゼーベック素子の加工寸法による制約からこれは容易ではない。以上は電気回路におけるマッチングの問題に相当し、前者(従来)は内部抵抗、後者(WD 応用)は負荷抵抗による最適化に対応し、状況は大きく異なる。WD に適合したヒートシンクによる放熱に熱的整合をとることが可能な熱抵抗を有する μ TEG を実現するためにはゼーベック素子にさらなる微細化が必要となる。これには、従来のバルク材料の機械加工に基づくゼーベック素子の集積化から、リソグラフィなどによる微細加工技術の導入が容易な薄膜材料を用いたゼーベック素子の集積化への転換が重要となる。また、薄膜熱電材料の利用は設計自由度、量産性、低コスト化、軽量化の観点からも有用である。以上から、体温を用いた熱電発電では、以下の4つが重要な課題となる。(i)薄膜に適合した μ TEG と WD 応用に適したモジュールのデバイス構造、(ii)恒温動物を熱源とした設計系、(iii) μ TEG モジュールのモデリング、(iv) デバイス構造の構造最適化アルゴリズム。以下では、これらの課題について我々の進めてきた研究開発の概要について述べる。

3. 新型薄膜 μ TEG モジュール

体温を用いた μ TEG モジュールの WD 応用では、WD の駆動に必要な電力(特に短距離無線通信: ~ 1 mW 程度)と電圧(特に CMOS 駆動: 0.5–1 V)を、薄膜熱電材料を用いて

(頻繁に)昇圧することなく実現できる必要がある。これらを実現するためには、出力電力が最大化されるように放熱に対する熱的および負荷に対する電気的な整合がとれるようにゼーベック素子を設計・集積化できるデバイス構造が必要になる。特に、WD の放熱能力に合わせて、 μ TEG モジュールの熱抵抗を設計できることは重要である。WD 応用では、放熱による熱抵抗は一般的な μ TEG に用いるヒートシンクに比べてかなり高く、従来に比べて μ TEG の熱抵抗を高くする必要があるが、これには従来よりも微細化されたゼーベック素子を集積化する必要がある。薄膜の熱電材料を用いることは半導体大規模集積回路(VLSI)に用いられるリソグラフィなどの微細加工技術の導入を可能とし、さらに、従来技術では制約が大きかったゼーベック素子のサイズおよび素子数といった自由度を最大限に活用した設計の最適化を可能とする。

図1(a),(b)に薄膜トランスパース型 μ TEG のデバイス構造を示す⁽⁶⁾⁽⁷⁾。これは数 100 nm–数 μ m 程度の厚さの熱電材料薄膜を用いた μ TEG の構造で、VLSI 技術に基づく微細加工の導入が容易な構造である。この μ TEG では、短冊状の n 型および p 型熱電薄膜を交互に並べた構成で、それぞれの接続部は交互に高温側および低温側のプレートに接続される。この構造では熱流が薄膜面内となり、薄膜でも容易に熱抵抗を高くできるだけでなく、面内の素子サイズ(短冊の長軸と短軸の長さ)でゼーベック素子の熱抵抗と電気抵抗を最適化できる。必要とされる熱抵抗を確保するための設計自由度が高く、薄膜を用いても高い出力を実現できる。また、下側のプレートに Si 基板を用いることで、VLSI におけるプロセス技術の導入がより容易になるだけでなく、最先端デバイス技術との融合も可能となる。薄膜トランスパース型 μ TEG の構造は、薄膜の熱電材料だけでなく、近年注目を集めているナノワイヤ(NW)の熱電材料にも適した構造にな

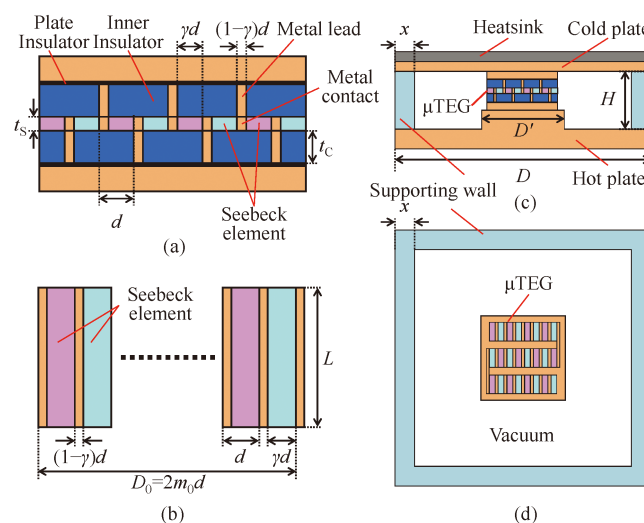


図1 薄膜トランスパース μ TEG の(a)側面断面構造、(b)上面断面構造。真空/絶縁体ハイブリッドアイソレーションモジュールの(c)側面断面構造、(d)上面断面構造。(オンラインカラー)

っている。VLSIの先端デバイスで用いられるSOI(Si-on-insulator)基板を利用し、NWトランジスタ技術を流用することで、Si-NWによって構成されるトランスパース型 μ TEGを実現できる⁽⁸⁾⁽⁹⁾。同様に、近年、先端トランジスタの分野で研究開発が進んでいるIII-V族化合物半導体を用いたIII-V-OI基板も応用可能である⁽¹⁰⁾。InSbやInAsのNW構造はSi-NWより優れた熱電物性を有すると期待されている⁽¹¹⁾。今後はこのような半導体に限らず様々な熱電材料を安定な絶縁体薄膜を介してSi基板上に構成したThermoelectrics-on-insulator (TEOI)[†]といったコンセプトが重要になると考えられる。

WDに適合する μ TEGモジュールでは、放熱に用いるヒートシンクに板上のものを用いると仮定し、またWDの装着される皮膚近傍の熱抵抗も考慮して、 μ TEG部の熱抵抗をこれらの熱抵抗に整合させると(高い出力が得られるように設計すると)、ヒートシンクの面積に対して μ TEG部の占有面積は非常に小さくなる。したがってこの極端な状況を実装できるモジュール構造も重要な課題となる。このようなモジュール構造では、 μ TEG内部(ゼーベック素子間)のみならずモジュール内全体の熱的なアイソレーションに μ TEGの出力は強く依存する。モジュール内を μ TEG内も含めてすべて真空とすれば、理論限界に近い高い出力が得られるが、作製プロセスとその実装が難しくなる。そこで、図1(c)、(d)に示す真空/絶縁体ハイブリッドアイソレーションを提案した⁽⁷⁾⁽¹²⁾⁽¹³⁾。この構造では μ TEG部(ゼーベック素子の集積領域)をモジュール内の限られた領域に制限して、この領域を熱絶縁体、この領域外を真空でアイソレーションする。この構造は絶縁体による熱アイソレーションを用いた μ TEGチップをVLSI技術で作製し、このチップをモジュール本体に真空封じして実装することで実現できる。 μ TEG部は熱絶縁体を用いるため、微細加工プロセスに適合する。また、このモジュール構造はMEMSの分野で用いられている真空パッケージ技術を応用できる。図1(b)に示した μ TEGのサイズは $D_0 \times L$ であるが、長辺 D_0 が長いときは、図1(c)のように適当に折り畳んで集積化する。この構造では、大気へ熱放出を行うために必要となるモジュールの表面積に比べて、 μ TEGの形成に必要な占有面積は十分に小さくできるため、完全な真空アイソレーションに近い熱抵抗の実現を期待できる。また、凸構造の下部プレートを用いることで、モジュールの熱抵抗を減少させてしまう真空封じ壁の影響も抑えることができる。

4. 系の設定と最適設計アルゴリズム

μ TEGモジュールの最適設計と性能予測を行う場合、人体-WD-大気からなる系を正しく表現できる系モデルが必要になる。従来の熱電発電は一定の熱流下での発電を前提として設計が行われることが多い。これを回路モデルで記述すれ

ば図2(a)のようになり、熱流は電気回路における電流源による駆動として表現される(以下では熱流源と呼ぶことにする)。 K_M は μ TEGモジュールの熱抵抗、 K_{air}' は放熱の熱抵抗に皮膚近傍の熱抵抗を加えたものである。このモデルではWDの熱抵抗の大きさによって、体温と大気との温度差(電気回路における電位差に対応する)が変化してしまうが、熱源が恒温動物であることを考慮すれば、このモデルは正しくない。WDによる放熱がヒトの産熱能力を越さない限り、恒温動物であるヒトはWDの熱抵抗に依らず一定の体温を保っていると考えられるから、体温と大気との温度差は一定になるはずである。そこで、図2(b)に示すように、 K_M と K_{air}' に常に一定の温度差が加わる系モデルを提案した⁽⁶⁾⁽⁷⁾⁽¹²⁾⁽¹³⁾。この温度差は電気回路における電圧源で表現され(以下、温度差源と呼ぶことにする)、恒温動物と大気との温度差を一定に保つことができる。ただし、ヒトの産熱能力を考慮して、許容される熱流の最大値をこのモデルに課す必要がある⁽⁷⁾⁽¹²⁾⁽¹³⁾。

この恒温動物モデルにおける K_M を調節して、 μ TEGモジュールの出力電力 P_{out} が最大化されるようにデバイスの構造を決定するが、 P_{out} は μ TEGの電気抵抗 R_M にも依存し、 R_M は μ TEGの構造で決定される。そして、 K_M と R_M はトレードオフの関係にある。すなわち、都合よく K_M を高く、 R_M を低く設定するようことはできない。そこで、トレードオフの関係にある K_M と R_M を1つのパラメータ γ ($0 \leq \gamma \leq 1$)で表現した最適化アルゴリズムを提案した⁽⁶⁾⁽⁷⁾⁽¹²⁾⁽¹³⁾。図1に示すように γ はゼーベック素子1つからなる単位構造の幅 d のうち、熱電材料の幅が占める割合として定義される。 γ は熱流方向のゼーベック素子の長さに対応しており、 K_M と R_M のトレードオフの関係を表現するのに適している。この γ によって、 K_M と R_M を表現し、 P_{out} を最大化する γ によってデバイス構造が決定される。最適化は、例えば、モジュールのサイズ D 、真空封じ壁の高さ H 、幅 x 、および熱電薄膜の膜厚 t_s を決めておき(これらは実装形態、機械的強度、デバイスプロセスで決まるところが大きい)、 P_{out} を最大化できる μ TEG部の大きさ(D_0, L)、素子対数(m_0)、素子サイズ(γd)等を γ の関数として決定することで、デバイ

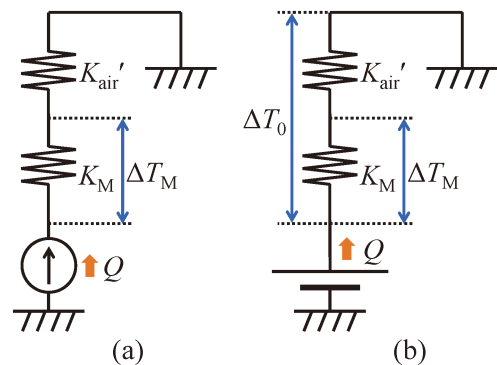


図2 系のモデリング。(a)定熱流源駆動モデル、(b)恒温動物(定温度差源駆動)モデル。(オンラインカラー)

[†] 著者による造語

ス構造を決めることができる。

この構造最適化アルゴリズムは計算時間が膨大となるため K_M および R_M には高速計算が可能な集中定数回路 (LCC) モデルを用いる必要がある。LCC モデルはデバイスの幾何学的形状から決定される素子値を用いて容易に K_M および R_M を表現することが可能である。薄膜 π 型 μ TEG では、 μ TEG 内の熱絶縁にポーラスシリカ (PS) などの低い熱伝導率の材料を用いることで、LCC モデルと高精度の分布定数回路 (DCC) モデルとの出力の誤差も極めて小さくすることができる。このため LCC によるモデリングは有効である⁽¹³⁾。同様に薄膜トランスパース型 μ TEG でも、層間絶縁膜の熱抵抗に広がり抵抗を用いた LCC モデルでは誤差を比較的小さく抑えることができるが、 π 型ほど精度が高くない。DCC モデルとの差は、ゼーベック素子と引き出し電極の接合部近傍における熱流の回り込みなどに起因するが、この LCC モデルに簡単な補正係数を導入することで、DCC モデルの結果をより正確に再現できるようになる。したがって、トランスパース型でも LCC モデルは構造最適化に有用となる⁽¹⁴⁾。図 3 に薄膜トランスパース型 μ TEG モジュールにおける熱抵抗の LCC モデルを示す⁽¹⁴⁾。 μ TEG 内の絶縁層には広がり抵抗を用いる。各熱抵抗の値はデバイスの幾何学的形状から決定されるが、接触抵抗については別途決める必要がある。電気抵抗についても同様に LCC モデルを適用できる。絶縁層へのリーク電流は容易に小さく抑えることができるため単純な LCC モデルの使用が可能である。

5. 設計結果と性能評価

提案した薄膜トランスパース型 μ TEG・真空/絶縁体ハイブリッドアイソレーション・モジュールについて、これまでに述べてきたモデルとアルゴリズムを用いて最適設計を行い、その性能の評価を行った。熱電材料には室温近傍で高い性能指数 (ZT) を有する BiTe 系材料 ($ZT \sim 1$) を、熱絶縁には PS を用いた。図 4 に構造パラメータおよび性能指標の γ 依存性を示す。図 1 の構造パラメータのうち D , H , x , t_s は前述のように固定してある。 μ TEG 部の長さ D_0 も固定し

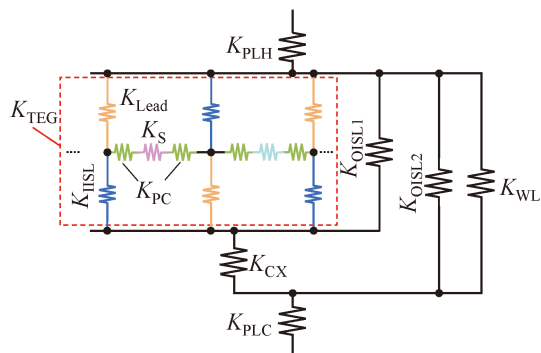


図 3 薄膜トランスパース型 μ TEG・真空/絶縁体ハイブリッドアイソレーション・モジュールの LCC モデル。(オンラインカラー)

た[†]。また、ここでは μ TEG モジュールの性能限界を知るために K_{air}' も最適化した。 K_{air}' を固定した場合は後述する。グラフの横軸の各 γ に対して P_{out} を最大化する K_M , R_M , K_{air}' が得られるように L と m_0 が最適化され、素子長 $\gamma d = \gamma L / 2m_0$ と電極幅 $(1-\gamma)d$ が決定される (図 1 参照)。この構造最適化によって、モジュールを通過する熱流 Q はどの γ においてもヒトの産熱限界による熱流に達し、そして、 P_{out} は特定の γ においてピークを持つ。この γ の値から最適構造を決定できる。この最適構造では μ TEG の占有面積 $D_0 \times L$ はモジュール (ヒートシンク) の面積 $D \times D$ に比べてはるかに小さく、先に述べた WD の系で高い P_{out} を得るための構造が実現できていることがわかる。また、トランスパース型では設計の自由度が高く、このピーク以外でも広い γ の範囲で、 P_{out} は比較的高い値を持っている。これとは対照的に、薄膜 π 型 μ TEG を真空/絶縁体ハイブリッドアイソレーション・モジュールに応用した場合は、構造パラメータは γ によって大きく変動し、最大の P_{out} も γ によって大きく変化する⁽¹³⁾。トランスパース型の持つこのような設計余裕の高さは熱電材料薄膜の膜厚依存性やコンタクト抵抗依存性にも現れ、トランスパース型ではより薄い熱電薄膜や、より高いコンタクト抵抗があっても、高い P_{out} を得ることができる⁽¹⁴⁾。

図 5 に P_{out} の K_{air}' 依存性を示す。この図では横軸の各 K_{air}' の値で、構造を最適化してある。また、ヒトの産熱能力による熱流限界の制約は外してある。 P_{out} は Q とともに K_{air}' の減少とともに増加するが、 Q がヒトの産熱能力内となるように K_{air}' を決める必要がある。アルマイト加工した平板のヒートシンクを仮定し、これにヒトの皮膚近傍の熱抵抗を加えると、 K_{air}' の値は $D \times D = 1 \text{ cm}^2$ のモジュール面積

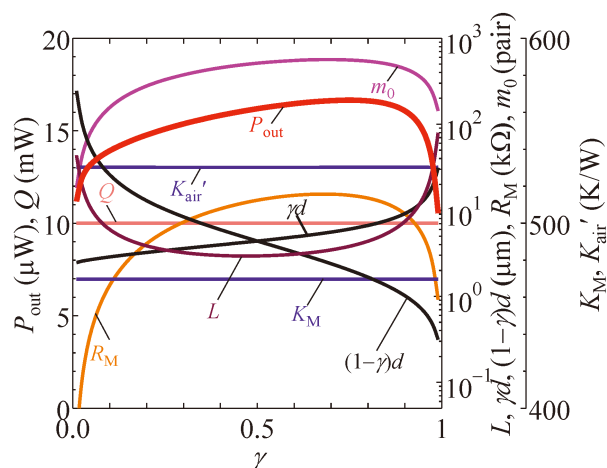


図 4 出力電力 P_{out} および設計パラメータの γ 依存性。 ($D = 1 \text{ cm}$, $H = 5 \text{ mm}$, $x = 0.5 \text{ mm}$, $D_0 = 9 \text{ mm}$, $t_s = 1 \mu\text{m}$) (オンラインカラー)

[†] 薄膜トランスパース型 μ TEG ではこのパラメータの自由度は大きく、 D 程度の値からその $\sim 1/$ 数 100 程度の値であれば、その他の構造パラメータが適切に変化して D_0 に依らず最大の P_{out} が得られる。

