電圧式人体通信とウェアラブル・ガジェット

加藤 康男*

Wearable Gadget with Intra-Body Communication Technology

Yaso KATO*

* 青山学院大学理工学部 (〒 252-5258 神奈川県相模原市中央区淵野辺 5-10-1)

* Department of Science and Engineering, Aoyama Gakuin University (5-10-1 Fuchinobe, Chuo-ku, Sagami-hara-shi, Kanagawa 252-5258)

1. はじめに

近年流行しているウェアラブル (Wearable) 指向にマッチする通信技術として、利用者の身体を伝送線路として活用する「人体通信技術」が注目を集めている。そもそも人体通信は、1995年にアメリカのマサチューセッツ工科大学 (MIT) メディアラボの大学院生であった T. G. Zimmerman らによって提案された近距離通信技術で¹⁾、当初はウェアラブル・コンピュータの機器間接続の新技术として考案されたと言われている。日本では1997年に、NTT ヒューマンインターフェース研究所 (当時) の福本雅朗博士 (現 Microsoft Research Asia) の研究発表が、日本における最初の本格的な人体通信研究であったと考えられる²⁾。

一方、1996年に電界強度から電気信号を計測する特殊なオシロスコープを発表³⁾していた筆者は、人体通信の際に人体から染み出す電界計測手段を模索していた福本博士と知り合い、縁あって2000年から人体通信技術の研究に携わることとなった。

コンピュータやセンサ、通信端末などを利用者の身体に装着して使用する人体通信技術の特殊性から、日本では主に医療やセキュリティへの適用が検討されて来たが、残念ながら現状まで普及は進んでいない。その原因だが、電気や光の通信ケーブルが無いため、研究者や開発技術者が無線通信と混同してしまい、従来の無線技術と同じ思想で開発を進めて失敗を重ね、遂には時間切れや開発費枯渇により開発中止に追い込まれる、というパターンが多いようである。また、正しく動作する人体通信ガジェットの開発が困難であるため、実験に裏打ちされた正しい知見を得られず、電磁界シミュレーションを用いた表面的なアプローチから抜け出せないケースも散見される。

特定の研究者やグループに対してのアドバイスという訳ではないが、本当に人体通信技術の研究や普及を促進したいのであれば、「人体通信技術≠従来の無線技術」であることを研究者自身がよく理解し、電磁界シミュレーションや机上の論理とは別に、実際に動作する人体通信ガジェッ

トを開発する努力を重ねた上で研究を進めることが最も大切であることを伝えたい。

本稿では、筆者の約14年余に渡る研究から得た知見と、これまでに発表した学術論文に立脚して、電圧式人体通信技術の解説を展開するとともに、筆者が開発した最新の人体通信ガジェットを紹介する。

2. 電圧式人体通信

2.1 電圧式人体通信研究の歴史

筆者の人体通信技術の研究経験と、その過程で得た知見と見聞にもとづいて作成した電圧式人体通信技術に関する年表を Fig. 1 に示す。前章でも述べたように、研究のスタートはアメリカ MIT である。その後、NTT ヒューマンインターフェース研究所 (当時) から NTT ドコモ マルチメディア研究所 (当時) を経て、一旦は NTT 厚木 R&D センターに開発主体が移ったが⁴⁾、開発方針の相違からその後さらに開発チームが枝分かれした。

筆者は、2003年からNTTドコモ総合研究所 (当時) と共同で研究を進め、2004年～2006年までは東京医科歯科大に在籍しつつ、人体通信の医療分野への応用について研究も進めた⁵⁾。途中、2005年には東京都立産業技術研究所のお招きを受け、日本で最初に人体通信技術の講演をさせて頂いた⁶⁾。その後、2007年のCEATECにおいては、世界初となる人体通信技術を搭載した端末電話の出展を実現した⁷⁾。このCEATEC 2007における発表や、その時期の新聞やテレビ報道によって、それまではNTTとドコモの関係者しか知らなかった人体通信技術が、広く一般に知られることとなった。Fig. 1 から、2007年頃を境に新たに人体通信の研究に興味を持つ企業や大学が増えたことがわかる。なお、Fig. 1 については、人体通信技術の萌芽期にフォーカスしているため、2010年頃までに人体通信技術に関する学術論文を発表している個人や企業を研究者と定義して記載しており、それ以降に研究を始めた研究者や学術論文を発表していない個人または企業については記載の対象としていない。余談になるが、CEATEC 2007の会場で初めて名刺

Fig. 1 The history of intra-body communication technology in Japan

を頂いた方が翌日から「人体通信に詳しい」との触れ込みで各種メディアの取材を受け、知らないはずの人体通信についてコメントしていたのには筆者および関係者一同が驚いたが、何としてもコメントしたいほどにインパクトのある技術であると感じて頂けたことは、文字通り開発者冥利に尽きるエピソードである。

NTT ドコモ総合研究所(当時)は2009年頃、NTT 厚木 R&D センターは2010年頃にそれぞれ研究を終えている。

2.2 電圧式人体通信の概略

Fig. 2 に示すのが、人体通信の原点とも言える、人体通信式ウェアラブル・コンピュータの実現を目標とした“非接地型電圧式人体通信”の概念図である⁸⁾。

人体は、低周波～10 MHz 程度の周波数領域においては導体とみなしてよく⁸⁾、また、人体通信の送受信電極は絶縁皮膜で覆われていることから、電極を皮膚に密着させた場合であっても電極と人体は容量性の結合となる。したがって、人体の任意の箇所送信機と受信機を装着することで以下のような通信が可能となる。

[送信電極]→容量結合→[人体]→容量結合→[受信電極]

このとき、利用者の身体に装着した送信機(Tx)から送信電極を介して利用者自身の身体に対して、通信データに基づいて生成される交流電圧(最小300 mVpp程度)を印加すると、利用者の身体表面から染み出すように信号電界が発生する。この電界は、通信データを含む近傍界の電界であり、発生源たる人体から空間に伝搬する距離に応じて急激に強度が減衰する特性を持つ。したがって、通信データは人体表面付近に留まり、遠方には到達することがない。また、通信の際に搬送波として用いる交流信号の周波数が低い(波長が長い)ほど、人体から空間に染み出す割合が少なくなることが分かっている⁶⁾ため、搬送波周波数が低いほど通信の秘匿性は高くなる。このように、人体通信は従来の無線通信とは異なり、電波(放射電磁界)を使わないことから、空間に電波を放射させる必要はなく、通信時

Fig. 2 Concept of wearable type intra-body communication

Fig. 3 Equivalent circuit of the non grounding type intra-body communication

の消費電力を低く抑えられる。また、送信用アンテナも不要になることから、通信装置の小型軽量化を図ることができる。

2.3 電圧式人体通信の分類

2.3.1 非接地型人体通信

前項で述べたように、電圧式人体通信は静電容量結合による情報伝達系であることから、Fig. 2 は Fig. 3 のように表わされる。これが、ウェアラブル型電圧式人体通信の電氣的等価回路となる⁸⁾。なお、以後の全ての回路図において、点線部分は空間を介した静電容量的な接続を意味し、実際にはケーブルは存在しないものとする。

Fig. 3 において、 C_{tx} は送信機(Tx)の電極と人体間の静

電容量を表わしており、 C_{rx} は受信機(Rx)の電極と人体間の静電容量を表わしている。また、 C_{bg} は人体と大地グラウンド(GND (Earth))間の静電容量を表わしている。人体表面の電界強度は電圧 V_b で表わされるものとし、電界センシング素子(Sensing Device)への入力電圧を V_{rx} で表わす。このとき、送信機(Tx)と受信機(Rx)の回路グラウンドに相当するCOM-txとCOM-rxは、それぞれ C_{tg} と C_{rg} によって直流的にGND (Earth)と分離され、不安定な状態(unstable)となっている。このように、COM-tx $\neq$ GND (Earth), COM-rx $\neq$ GND (Earth), COM-tx $\neq$ COM-rxが同時に成り立つ場合を「無接地型(Non Grounding Type)」と呼ぶ。すなわち、ウェアラブル対応型人体通信は「非接地型」人体通信を意味している。

ここで、各ノードの電圧変動が理解し易いように、Fig. 3をインピーダンス表示に変換してFig. 4とする。 C_{tx} と C_{rx} は、電極と人体間のインピーダンス Z_{tx} と Z_{rx} に変換され、 C_{bg} は人体とGND (Earth)間のインピーダンス Z_{bg} に変換される。また、人体から発生する電界強度は電圧 V_b で、センシング素子入力電圧は V_{rx} でそれぞれ表わされる。 Z_{tg} や Z_{rg} は、条件によっては数百 $k\Omega$ 以上の値となり、送信機(Tx)や受信機(Rx)とGND (Earth)との位置関係によって決まるため、利用者の動作に伴って頻繁に変動し、その変動幅も大きい。この不規則なインピーダンス変動が、非接地型人体通信の安定度を損なう最大の原因となる。

2.3.2 部分接地型人体通信

これまでに最も多く発表されているのが「部分接地型(Partial-grounding Type)」人体通信技術である⁸⁾。これは、Fig. 5のように、カード型送信機(Tx)を首から提げて携帯し、受信機(Rx)に接続された床電極(Rx Electrode)の上に立つと送信データが人体を経由して床電極に伝わり、自動ドアが開くようなアプリケーションとして示されることが多い。

また、Fig. 5のシステムはFig. 6のインピーダンス等価回路で表わされる。 Z_{tx} は送信機(Tx)の電極と人体間のインピーダンス、 Z_{rx} は受信機(Rx)の電極と人体間のインピーダンスを表わしている。また、Fig. 6は、Fig. 4の Z_{rg} を取り除いてGND (Earth)に接続した回路と等価になる。 Z_{rg} を

取り除くとは、受信機(Rx)の電子回路グラウンド(COM-rx)をGND (Earth)に接続することを意味する。具体的には受信機(Rx)の電源を商用電源(AC100 V)から供給すればよい。この場合、COM-rxの電位が安定することから、特殊な電界センシング素子が不要になり、技術開発の難度は格段に下がる。ただし、この場合にも送信機(Tx)は身に付けて使用することから、 Z_{tg} の不安定要素は依然として残るが、送信機(Tx)の出力電圧を高くするなどの“力技”で対応することが可能となる。

しかし、送信機(Tx)の出力電圧を高くすることは消費電力と電池容量の増大を伴うことから、実用化の際には十分な検討が必要となる。

この「部分接地型人体通信」は「非接地型人体通信」の次に難度の高い電圧式人体通信技術である。

2.3.3 完全接地型人体通信

最後に「両接地型(Full-grounding Type)」について述べる。これは文字通り、送信機(Tx)と受信機(Rx)の両方を接地して使う人体通信技術である⁸⁾。両接地型人体通信の装置は、Fig. 7に示すように、送信機(Tx)と受信機(Rx)の両方が商用電源に接続されることから、装置を身に付けて使用することができない。送信機(Tx)と受信機(Rx)の両方を携帯できない人体通信の用途は極めて限定されるが、原理デモ機や据え置き型のゲーム機器などへの応用は可能である。また、電気的にはFig. 8のインピーダンス等価回路で表わされる。このとき、 Z_{tx} は送信機(Tx)の電極と人

Fig. 5 Example of one-side grounding type intra-body communication

Fig. 4 Impedance equivalent circuit of Fig. 3

Fig. 6 Impedance equivalent circuit of Fig. 5

体間のインピーダンス, Z_{rx} は受信機 (Rx) の電極と人体間のインピーダンスを表わしている。この回路は, Fig. 6 から Z_{tg} を取り除くことで実現できる。 Z_{tg} を取り除くとは, 送信機 (Tx) の回路グラウンド (COM-tx) を大地グラウンド GND (Earth) に接続することを意味し, 具体的には送信機 (Tx) の電源を商用電源から供給すればよい。この理由は部分接地型の場合と同じである。もの珍しさも手伝って, 時折報道などで取り上げられることがあるが, この技術をウェアラブル用途に応用することは難しい。

なお, 両接地型人体通信には技術的に難しい要素が少なく, 人体通信技術について詳しい知識を持っていなくても比較的簡単に装置を構成できる。

2.3.4 電圧式人体通信の技術難度

電圧式人体通信技術の難度と応用分野の概略を Fig. 9 に

Fig. 7 Example of both grounding type intra-body communication

Fig. 8 Impedance equivalent circuit of Fig. 7

Type	Difficulty	Application
Non grounding	High	<ul style="list-style-type: none"> Wearable computing Two-way communication → All applications
Technical Barriers		
One-side grounding	Middle	<ul style="list-style-type: none"> Other than wearable computing One-way communication → Automatic door system etc..
Both grounding	Low	<ul style="list-style-type: none"> Principle demonstration Stationary game etc..

Fig. 9 Technical degree of difficulty

示す⁸⁾。特殊な電界センシング素子が必要となることから「非接地型」と「部分接地型」の間には大きな技術障壁が存在する。人体通信用の電界センシング素子には, 検出感度だけでなく製造コストや信頼性が要求されることから, 人体通信技術が世界で初めて発表された 1995 年以来, MIT を含めて人体通信技術の研究を中止した研究者は, 殆どの場合この障壁を越えられずに挫折しているようである。しかしながら, 最も難度の高い「非接地型人体通信」を実現できると, 当初 MIT の研究チームが目指した双方向人体通信によるウェアラブルコンピューティングが実現でき, 電界式人体通信技術が医療やセキュリティ, 交通系や自動販売機の料金決済システム, 各種アミューズメントなど, 考え得る全ての分野のアプリケーションに適用できる可能性が広がる。

本章においては, これまでビジネス上の秘密として明らかにされることがなかった, 電圧式人体通信技術における接地パターンによる難易度の分類について, 筆者の人体通信研究を通じて得られた知見に基づく等価回路を用いて解説した。

3. 人体通信ガジェット

3.1 受信ガジェット (Rx)

前章までに, 電圧式人体通信技術の萌芽期から草創期における研究の歴史と, 電圧式人体通信技術が実はさらに三種類に分類されることを述べた。本章においては筆者が開発した最新の人体通信ガジェットを紹介する。

Fig. 10 に示すのが, 電圧式人体通信の受信ガジェット (Rx) である。このガジェットは, 006P の乾電池一本で動作する 100%ASK 方式の人体通信受装置で, 非接地型人体通信を構成することを目的に開発した。回路の動作電圧は 3 V, 装置中央左側に実装されている 18 ピン DIP サイズの素子が, 筆者の開発した DCC-RS (Dispersion Capacitive Coupling Regenerative-circuit Sensor) である。この電界センサは, 人体を伝わる微弱な信号電界を特殊な方式で増幅する機能を持つが, センサについての詳細な解説は別稿に譲る。この

Fig. 10 Receiver gadget

Fig. 11-1 Transmitter gadget (Glass type)

Fig. 11-2 Transmitter gadget (Glass type)

Fig. 11-3 Transmitter gadget (Glass type)

電界センサの開発によって、筆者は Fig. 9 中に示した技術障壁をクリアした。

3.2 眼鏡型送信ガジェット (Tx)

Fig. 11-1～11-3 に示すのが、眼鏡型の人体通信送信ガジェット (Tx) である。通信方式は 100%ASK 方式で、搬送波周波数は 1.5 MHz である。送信電極から発生する電圧は約 3 V で、このガジェットも非接地型人体通信を構成することを目的に開発した。眼鏡の左側フレームに電池と回路基板が実装されており、フレーム内側には人体に電圧を印加するための送信電極が設けられている (Fig. 11-3)。送信電極はラバーで被覆されており、金属面は人体に接触しない構造となっている。電極面積は 4 mm × 48 mm で、その値は搬送波周波数や電極と人体間の距離など、複数のパラメータを独自の計算式に入力することで得られる。眼鏡右側のフレームに受信回路を取り付けることで、双方向人体通信ガジェットを実現できる。

3.3 指輪型送信ガジェット (Tx)

Fig. 12-1 と Fig. 12-2 に示すのが、指輪型の人体通信送信ガ

Fig. 12-1 Transmitter gadget (Ring type)

Fig. 12-2 Transmitter gadget (Ring type)

Fig. 13 The other gadgets

ジェット (Tx) である。通信方式は眼鏡型と同様に 100%ASK 方式で、搬送波周波数も 1.5 MHz である。送信電極から発生する電圧は約 2.5 V で、このガジェットも非接地型人体通信を構成することを目的に開発した。電子部品が実装されている回路基板の裏側に人体に電圧を印加するための送信電極が設けられている。指先から人体を経由して、Fig. 10 の受信ガジェットまでデータを伝送できる。このガジェットを応用すると、次世代の人体通信式ポインティング・デバイスやバーチャル・キーボードを構成できる。

3.4 その他のガジェット

筆者は、前述した眼鏡型や指輪型の他に送信用として、腕時計型、小型 (30 mm × 40 mm) などのガジェットなども開発しており、その概略を Fig. 13 として示す。なお、これらのガジェットは実際に動作することから、実際のアプリケーションへの適用も可能である。

4. むすび

本稿前半では、これまでビジネス上の秘密として明らかにされることのなかった、電圧式人体通信における接地パターンによる技術難度の分類について、筆者の研究を通じて得られた知見に基づく等価回路を用いて解説した。さらに、非接地型人体通信を実現するためには、特殊な電界センシング技術が必要であることを述べた。

また、後半では、筆者が近年開発した人体通信用ガジェットについて紹介し、その概略について解説した。今回は紙面の都合で、電界センシング素子や電極設計の詳細など、電圧式人体通信技術の核心部について述べることは叶わなかったが、今後機会があれば是非発表したいと考えている。

謝 辞

人体通信技術の研究を進める上で日頃より助言頂く、青山学院大学理工学部情報テクノロジー学科、佐久田博司教授に感謝する。人体通信と感性工学の融合について議論頂いた、資生堂化粧品基礎研究センター、川副智行博士に感謝する。

(2015.7.13- 受理)

文 献

- 1) T. G. Zimmerman: "Personal Area Networks (PAN): Near-field Intra-body Communication," Thesis of the Massachusetts Institute of Technology, September 1995

- 2) 福本雅朗, 外村佳伸: "ウェアラブル・コンピュータの世界," 信学技報, IN98-9, CS98-9, MVE98-9, pp. 57-63, 1998
- 3) 加藤康男, 品川 満: "EOS 技術を用いたデジタルオシロスコープ," 電子情報通信学会総合大会講演論文集, 1997 年, エレクトロニクス (2), p. 152, 1997
- 4) 佐々木愛一郎, 品川 満, 落合克幸: "人体通信用電気光学センサ," 電子情報通信学会総合大会講演論文集, B-5-177, p. 626, 2005
- 5) 加藤康男, 秋岡 幸, 三林浩二: "ユビキタス人体通信による脈拍計測," 信学技報, VE2005-37, pp. 61-64, 2005
- 6) <http://www.iri-tokyo.jp/joho/kohoshi/archives/tokyo21/documents/tcpdf0601.pdf>, p. 14
- 7) <http://www.itmedia.co.jp/mobile/articles/0710/02/news098.html>
- 8) 加藤康男, 佐久田博司: "電界式人体通信の分類と自動車への適用に関する一考察," 自動車技術会, 自動車技術会論文集, Vol. 44, No. 5, pp. 1315-1320, 2013

著者紹介

加藤康男 (かとう やすお)

1987 年 東海大学工学部通信工学科卒業。同年 NEC 通信システム入社。1994~2002 年 NTT グループ企業 (NTT-AT, NEL) 在籍。2003 年 (株) カイザーテクノロジー代表取締役。2006 年 東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科博士前期課程修了。2014 年 青山学院大学大学院理工学研究科博士後期課程修了。博士 (工学)。2015 年より青山学院大学客員教員。現在に至る。