

ヘルスケア用センサをユースケースとした400MHz帯無線の伝搬特性評価と考察 Propagation characteristics of 400MHz Band Radio for health care

梅本 武司†
Takeshi Umemoto

村岡 和裕†
Kazuhiro Muraoka

柳生 健志†
Takeshi Yagyu

1. はじめに

近年センサ技術の技術革新が目覚ましく、様々な種類のセンサが実現している。またセンサの小型化も進んでおり、センサを常時携帯する、身体に常時装着するなどの利用方法が実現しつつある。身体に常時装着するセンサ（ウェアラブルセンサ）の用途の一つとしてヘルスケア用途がある。例えば血圧や運動量、心拍などを計測するウェアラブルセンサにより身体データを収集し、収集したデータを病気の予防や早期発見に利用するというようなシーンが実現するものと見込まれる。

運動量計測センサや血圧センサなどのヘルスケア用途においては、ウェアラブルセンサにより収集したデータを一旦近傍に配置した一次集約装置（例えばスマートフォンなど）に集約し、その後一次集約装置からデータベースに転送されるネットワークモデルが想定される（図1）。

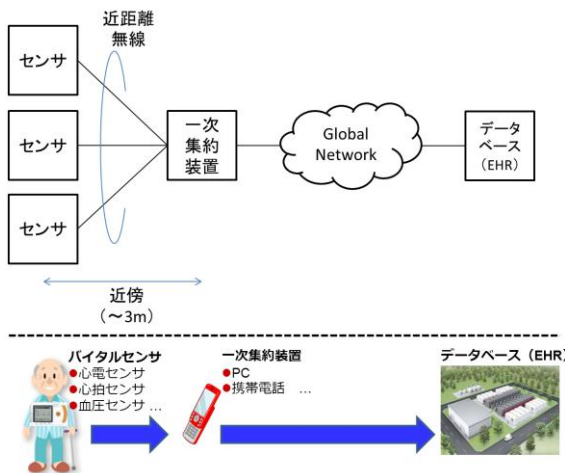


図1 ネットワークモデル

ウェアラブルセンサから一次集約装置までの通信経路は低消費電力な近距離無線の使用が有望である。近距離無線方式はいくつか存在するがそれぞれ使用可能な周波数帯が規定されている。代表的な近距離無線規格と利用する周波数帯について表1に示す。

表1 近距離無線規格と利用周波数帯

| | WiFi (IEEE 802.11) | Bluetooth (IEEE 802.15.1) | Zigbee (IEEE 802.15.4) | BAN (IEEE 802.15.6) |
|------|--------------------------|---------------------------------|------------------------------|---------------------------|
| 周波数帯 | 2.4GHz | 2.4GHz | 868M/ 915M/ 2.4GHz | 400M/ 900M/ 2.4GHz |
| 伝送距離 | 数 m~ 数百 m | 数 m~ 数百 m | 数 m~ 100m | 数 m~ 5m |

ウェアラブルセンサに近距離無線を搭載するにあたり、体近傍における伝搬特性及びセンサの性質を考慮した最適な無線通信方式、無線周波数帯の選択が必要となる。

本稿では900MHz帯及び2.4GHz帯と比較して電波の減衰面で身体近傍における優位性が高いとされる400MHz帯に着目し、前述したヘルスケア用途をユースケースとして体近傍における無線伝搬特性及び上記表中のIEEE 802.15.6 (Body Area Network, BAN) 機能について評価、考察した。

2. 評価の方法

■ 評価装置

伝搬特性の評価は400MHz帯無線の送信用装置及び受信装置を使用した。送受信装置の外観を図2に示す。



図2 試作機外観 (左:受信側, 右:送信側)

送受信装置の主要緒元を表2に示す。

表2 送受信装置主要緒元

| 項目 | 緒元 |
|---------|---|
| 周波数 | 420MHz~450MHz |
| 変調方式 | GMSK |
| シンボルレート | 187.5kbps |
| 最大送信電力 | -10dbm |
| アンテナ | ホイップアンテナ (受信側) チップアンテナ (送信側) |
| サイズ | 227mm×158mm×46mm (受信側) 140mm×90mm×45mm (送信側) |
| 重量 | 350g |

† 富士通九州ネットワークテクノロジーズ株式会社

無線通信方式としては IEEE 802.15.6 を想定しており、表中に示す周波数、変調方式、シンボルレート、最大送信電力は IEEE 802.15.6 の規定に準拠している。

評価は富士通川崎工場敷地内で行った(*1)。また評価は標準符号化試験信号 (PN 符号) を用いたビット単位のエラー率 (BER) 測定、受信装置側受信信号強度 (RSSI) 測定、パケット単位のエラー率 (PER) 測定及びパケット到達遅延測定により行った。また、評価条件を抽出するにあたり、ユースケースとしてヘルスケア用途のウェアラブルセンサを想定した。

(*1)評価は総務省が発行する実験試験用の無線局免許を使用。

■ BER 測定

BER 測定においては、送受信装置の装着位置については、受信装置 (一次集約装置側) は身体中央となる腰付近、送信装置 (センサ側) は腕を装着位置とした (図3)。

また装着者の動作条件としては、立位 (静止)、上半身歩行運動 (1 秒程度で一周期 (2 歩分))、上半身走行運動 (0.7 秒程度で一周期 (2 歩分)) を評価パターンとした (全て下半身は静止状態)。測定の場所はユースケースに沿って、屋内・屋外双方を対象とした。屋内における測定は部屋中央を測定位置とした (図4)。同様に屋外における測定は、壁や障害物がない状態を測定条件とした (図4)。



図3 送受信装置の取付け位置

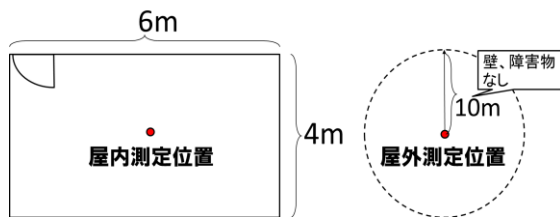


図4 屋内・屋外における測定位置

■ PER 測定

PER 測定における送受装置の装着位置は BER 測定と同様である。BER 測定の結果、屋外、屋内で大きな差がないことが分かったため、PER 測定は屋内のみ実施した。PER 測定においては、ウェアラブルセンサとして個人向け心電計を想定した通信モデルを定義した。

表3 通信モデル (個人向け心電計)

| 収集データ | |
|--------------------|---|
| 測定値 | Heart Rate, ECG Waveform |
| サンプリング周期 | 20msec |
| データサイズ (サンプリングあたり) | Time:8byte Heart Rate:1byte Lead I :1byte Lead II :1byte Lead III :1byte ⇒12byte |
| 送信周期 | 400msec |
| 送信データサイズ | 12×(400/20) =240byte |

IEEE 802.15.6 機能を表4に示す。

表4 IEEE 802.15.6 機能

| 機能 / 説明 |
|---|
| 誤り訂正(BCH) 【説明】 データに bit 単位の符号誤りが発生した場合に誤りを検出し bit 単位で訂正する機能。実データに対し訂正用の符号を追加で付与する。63bit(データ=51bit, 誤り訂正符号=12bit)中 2bit の符号誤り (およそ BER=3%の誤り率) まで訂正可能。 |
| 拡散(Spreading) 【説明】 拡散率に従い、同一データを bit 単位で複数回送信する拡散率=2 で拡散させると、同一 bit を 2 回ずつ送信する。受信側は 2 回の受信信号を合成し復元する。 |
| パケット再送 【説明】 誤り検出符号によりパケット単位で誤り検出し、パケット単位で送信側が再送する機能。本稿評価用装置における再送は、パケット受信が失敗したとき、パケット送信後次のパケット送信周期まで再送を繰り返す動作とした。 |

上記各機能の有効性を評価するための PER 測定実施条件を表5に示す。

表5 PER 測定実施条件

| 項目 No | 誤り訂正 | 拡散 | 再送 |
|-------|------|----|----|
| 1 | なし | なし | なし |
| 2 | あり | なし | なし |
| 3 | あり | あり | なし |
| 4 | なし | なし | あり |
| 5 | あり | なし | あり |
| 6 | あり | あり | あり |

3. 評価結果

BER 測定結果を図5に示す。

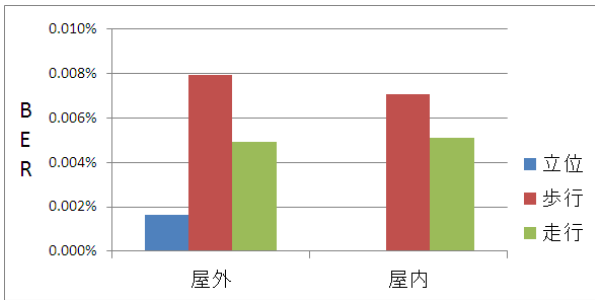


図5 BER測定結果

RSSI測定結果を図6, 図7に示す.

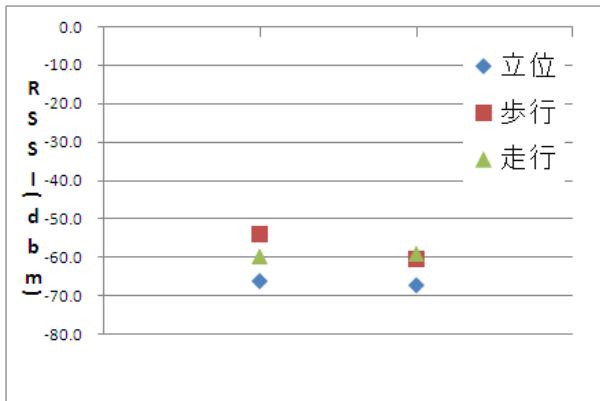


図6 平均RSSI (vs動作)

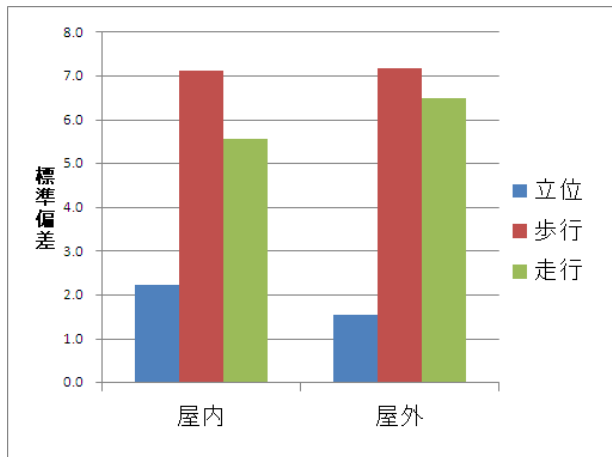


図7 RSSI標準偏差

PER測定結果を図8に示す.

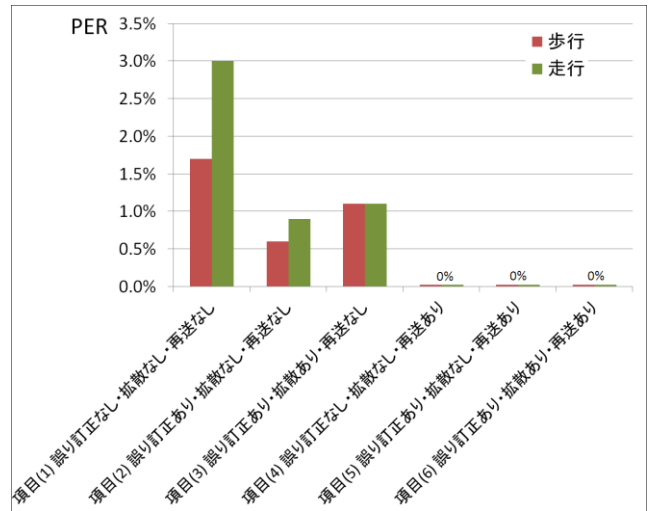


図8 PER測定結果

4. 評価結果の考察

■ BER及びRSSI測定結果の考察

- ① BER測定結果(図5)より、動作毎のBERについては立位時(静止時)と歩行時、走行時の差が大きく、送受信装置の装着者の動作が無線通信成功率に強く影響していると見られる
- ② 平均RSSI測定結果(図6)より、立位時の平均RSSIが歩行時、走行時の平均RSSIより低い。これは送信装置-受信装置間の見通し・遮蔽の状態に依存しているものと見られる。立位(静止)時(図9)は、送信装置と受信装置が身体により常に半遮蔽状態にあり低いRSSIとなる。歩行時(図10,左図)は、左腕の動作に合わせて身体前面に送信装置が位置するとき高いRSSIとなり、身体横に送信装置が位置するとき低いRSSIとなる。歩行時(図10,右図)は、左腕の動作に合わせて身体前面に送信装置が位置するとき高いRSSIとなり、身体横から身体背面に送信装置が位置するとき低いRSSIとなる。



図9 立位(静止)



図10 歩行(左)・歩行(右)

- ③ RSSI 標準偏差 (図7) より、歩行時、走行時と比較すると立位 (静止) 時の RSSI 標準偏差は低く、平均 RSSI 付近で安定していることがわかる。これは、立位 (静止) 時には送受信装置間の見通し・遮蔽の状態に変化がないためである。

以上の結果より、体近傍における 400MHz 帯無線の伝搬特性として以下が言える。

- 立位 (静止) 時には、身体遮蔽効果により平均 RSSI が低いが送受信可能なレベルに安定しているため BER が低い (伝搬の品質が良い)
- 歩行時または走行時には、動作に伴う身体遮蔽効果により時折送受信不可能なレベルの RSSI となるため BER が高い (伝搬品質が悪い)

■ PER 測定結果の考察

- ① 全機能なし (項目 (1)) の場合、歩行時、走行時の PER が 1.7%~3.0% である。これは頻繁にデータ損失が発生する状態であり、個人向け心電計としては通信信頼性が不足している。
- ② 誤り訂正の効果について。項目 (2) の結果より、項目 (1) (PER=1.7%~3.0%) と比較して、歩行時、走行時の PER が 0.6%~0.9% であり一定の PER 改善効果が確認できる。ただし、歩行、走行に伴うバースト的な誤り (3bit/63bit 以上の割合の誤り) に対して訂正できていない。
- ③ 拡散の効果について。項目 (2) と項目 (3) の結果の比較より、拡散については PER 改善効果がないことが分かった。本ユースケースにおいては、同一 bit を 2 回ずつ送信することの PER 改善効果が勝った結果と考えられる。
- ④ 再送の効果について。項目 (4) ~ (6) の結果より、再送によりデータ損失はほぼ救済されることが確認できた。
- ⑤ 再送による遅延について。パケット発生からパケット受信までの遅延は実測の結果以下である。

【再送未実施】

最大遅延= 平均遅延=55msec

【再送実施】

最大遅延=105msec, 平均遅延=56msec

上記は、パケット発生後次の送信周期 (400msec 後) になる充分前に送信が完了することを示しており許容できる遅延である。

- ⑥ パケット送信に伴う消費電力について。Frame 送信回数 (再送回数含む) 及び誤り訂正符号数、拡散係数より算出したパケット送信あたりの項目 (1) を基準とする消費電力比を図 11 に示す。PER=0% となる項目 (4) 「誤り訂正なし・拡散なし・再送あり」はパケット送信あたりの消費電力においても他の項目と遜色ない。

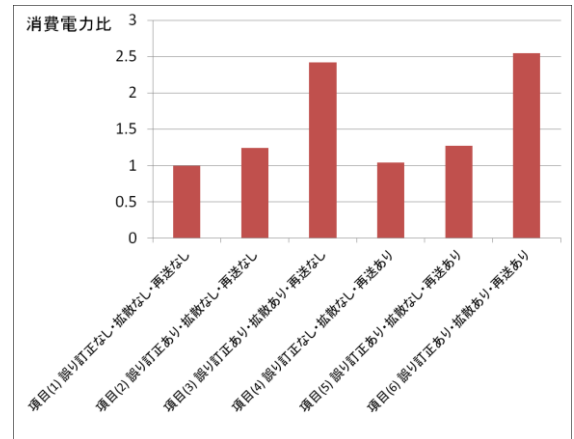


図 11 パケット送信あたりの消費電力比

以上の結果より、個人向け心電計をユースケースとし歩行時、走行時を人体の動作条件とした場合、以下が言える。

- 誤り訂正機能は一定の PER 改善効果があるもパケット損失全てを救済することはできない
- 拡散機能は PER 改善効果が見られない
- 再送機能は他機能の有無に関わらずパケット損失をほぼ全て救済する効果がある
- 遅延及び送信時の消費電力の考慮を含めると項目 (4) 「誤り訂正なし・拡散なし・再送あり」が最良の機能選択である

5. まとめ

本稿では 400MHz 帯に着目し体近傍における無線伝搬特性及び IEEE 802.15.6 の機能について評価・考察した結果を報告した。

無線伝搬特性の評価の結果、体近傍においては身体による遮蔽状態が伝搬品質に大きな影響を及ぼすことがわかった。

IEEE 802.15.6 の機能については、個人向け心電計をユースケースとして評価を実施した結果、再送機能が最も PER 改善効果があることがわかった。また消費電力を考慮した結果、再送機能のみ有効化し誤り訂正、拡散は無効とする機能選択が今回の評価条件においてはもっとも最適であることがわかった。

6. 参考文献

- 1) IEEE Std 11073-10406™-2011 Health informatics—Personal health device communication Part 10406: Device specialization—Basic electrocardiograph (ECG) (1- to 3-lead ECG).
- 2) IEEE Std 11073-10404™ Health informatics—Personal health device communication Part 10404: Device specialization—Pulse oximeter.
- 3) IEEE 802.15.6-2012 -IEEE Standard for Local and metropolitan area networks -Part 15.6:Wireless Body Area Networks, 2012.

以上