

高信頼ミリ波帯 WBAN の研究

著者	秋元 浩平
学位授与機関	Tohoku University
URL	http://hdl.handle.net/10097/00127447

博士学位論文

高信頼ミリ波帯 WBAN の研究

Studies on Reliable Millimeter-Wave
WBAN

東北大学大学院 工学研究科
通信工学専攻

秋 元 浩 平

Studies on Reliable Millimeter-Wave WBAN

ABSTRACT :

Wireless body area network (WBAN) using millimeter wave is expected to solve inter-WBAN interference problem because higher free space loss and higher human body attenuation than that of microwave such as 2.4 GHz reduce interference power. The human body attenuation is important to reduce the interference especially in user-dense condition. Inter-WBAN interference is one of problems of WBAN which happens among nearby WBANs. When the number of WBAN users increase, many WBANs gather in small area so radio wave interference between WBANs is serious. There are four attenuations: (1) free space loss based on Friis formula L_{free} [dB] due to the propagation distance. (2) human body attenuation of interfered user (Rx user) L_{Rx} [dB] due to that Rx antenna is attached to the body. (3) human body attenuation of interfering user (Tx user) L_{Tx} [dB] due to the same principle of L_{Rx} . and (4) human body attenuation of user between Tx/Rx users L_{shadow} [dB]. These attenuations is larger when body of Tx user, Rx user, or user between Tx/Rx antenna blocks line-of-sight (LoS) of interference path. For example, the interference power is attenuated when Rx antenna attached on front of a body while interference signal is come from behind Rx.

In Chapter 2, we study that a human body blocking attenuation at 60 GHz which is key factor for suppressing inter-WBAN interference problem in crowded condition. We presented the inter-WBAN interference model that includes free space loss, human body blocking attenuation of interfered user (Rx user), that of interfering user (Tx user) and that of the user existing between Tx/Rx user. To evaluate the power of inter-WBAN interference using the model, two kinds of measurement were exhibited: One is the body attenuation of Rx user and the other is the body attenuation between Tx/Rx users. It was concluded that interference power of inter-WBAN is under received power sensitivity in most case at 60 GHz when Tx antenna and Rx antenna are NLoS. explain the measurement setups of human body blocking attenuation at 60 GHz. In this Chapter, additionally, the millimeter-wave inter-WBAN interference propagation model considering the human body attenuation is proposed and evaluated the interference environment in the user-dense condition by the computer simulation. The link budget considering the four kinds of attenuation of the interference power is introduced and the condition of the inter-WBAN interference is discussed. It is confirmed by the computer simulation that the number of the interference users per user converges as five interfering users in the user-dense condition. Therefore, the millimeter-wave WBAN is very effective to reduce the inter-WBAN interference.

In Chapter 3, we propose the directional millimeter-wave WBAN in the walking pause considering directional selectivity between intra-WBAN communication and inter-WBAN interference. The measurements of on-body propagation loss are shown at 60 GHz comparing with geometrical line-of-sight (LoS) experimentation using a flashlight for directional millimeter-wave WBAN. From the measurements result, there is no severe problem due to the body attenuation of intra-WBAN communication with the directional antenna for Tx and Rx antennas.

In Chapter 4, evaluations of line design and reliability of 60 GHz band WBAN using toe multihop is exhibited. We calculated the link budget based on the results in Section 3 and examined the required specifications for the antenna and showed that the proposed scheme can be realized by the dipole array antenna with 4 x 4 footsteps and 2 x 2 body surface. Establishment of calculation model of channel capacity in WBAN and evaluation of reliability of proposed system by Monte Carlo method reliable communication capable of ensuring at least 10 Mbit /s regardless of distance between sending and receiving nodes.

In Chapter 5, this paper is concluded. It is shown that the suppression effect of WBAN interference by application of 60 GHz band and clarifies the high reliability of WBAN using toe multihop and shows the feasibility of WBAN which can communicate reliably even in walking environment at dense user It was.

目次

第 1 章	序論	1
1.1	背景	1
1.1.1	モノのインターネット (IoT: Internet of things)	1
1.1.2	Wireless body area network (WBAN)	2
1.1.3	Massive Connect IoT 時代と WBAN への要求	13
1.1.4	従来のマイクロ波帯 WBAN	13
1.1.5	ミリ波 (60 GHz) 帯を用いた WBAN	14
1.1.6	足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN	16
1.2	先行研究	16
1.3	本論文の目的	17
1.4	本論文の構成	17
第 2 章	ユーザ密集環境における 60 GHz 帯 WBAN 間干渉特性	19
2.1	WBAN 間干渉伝搬における人体の減衰量の測定	19
2.1.1	WBAN 間干渉波減衰要因	19
2.1.2	WBAN 間干渉のリンクバジェットと干渉発生の定義	20
2.1.3	想定する WBAN 間干渉	21
2.1.4	WBAN 間干渉抑制のための干渉波減衰量の条件	22
2.1.5	測定環境	23
2.1.6	回折損失モデル	24
2.1.7	測定値のデータ処理	28
2.1.8	伝搬路上ユーザのブロッキング	30
2.1.9	被/与干渉ユーザ自身のブロッキング	30
2.2	実測に基づくミリ波帯 WBAN 間干渉モデル	33
2.3	ユーザ密集環境における WBAN 間干渉特性	34
2.3.1	シミュレーション環境	34

2.3.2	シミュレーション結果	37
2.4	まとめ	42
第 3 章	足先マルチホップ用 60 GHz 帯 WBAN 内電波伝搬の測定	43
3.1	可視光を用いた歩行時の伝搬特性の分類	43
3.1.1	動的環境における伝搬特性の変化	43
3.1.2	測定環境	43
3.1.3	測定結果	46
3.1.4	両足を考慮した時間率の考察	46
3.2	60 GHz を用いた足先マルチホップ通信用伝搬実験	49
3.2.1	測定環境	49
3.2.2	送受信点位置	49
3.2.3	平均人体減衰の計算	50
3.2.4	測定結果	52
3.3	まとめ	54
第 4 章	足先マルチホップを用いた高信頼 60 GHz 帯 WBAN システム	55
4.1	高信頼 60 GHz 帯 WBAN 内通信の回線設計	55
4.2	60 GHz 帯 WBAN 通信路容量の評価による信頼性の検討	57
4.2.1	60 GHz 帯 WBAN 通信路容量	57
4.2.2	評価条件	58
4.2.3	シミュレーション結果	60
4.3	まとめ	63
第 5 章	結論	65
5.1	結論	65
5.2	今後の展望	65
付録 A	略語表	67
参考文献		71
本研究に関する報告		79
謝辞		85

表目次

1.1	WBAN のアプリケーション	4
1.2	In-/On-body 型センサネットワーク通信の特徴 [28]	6
1.3	IEEE 802.15.6 物理レイヤ	8
1.4	WBAN に関連するプロジェクトの例 (1/4)	9
1.5	WBAN に関連するプロジェクトの例 (2/4)	10
1.6	WBAN に関連するプロジェクトの例 (3/4)	11
1.7	WBAN に関連するプロジェクトの例 (4/4)	12
2.1	ミリ波帯 WBAN システムパラメータ	21
2.2	測定器のパラメータ (E8267C PSG) (2 章)	23
2.3	測定器のパラメータ (FSU spectrum analyzer) (2 章)	23
2.4	電波暗室の寸法 (幅, 奥行き, 高さ)	24
2.5	電波吸収体性能	25
2.6	シールド性能 (仕様値)	25
2.7	電波暗室の不要入射特性 (自由空間定在波法, クワイエットゾーン直 径: ϕ 1.0 m 球/測定距離: 3.0, 5.0, 7.0 m)	25
2.8	回折損失モデルのパラメータ諸元	26
2.9	計算機シミュレーション諸元	37
3.1	測定器のパラメータ (E8267C PSG) (3 章)	49
3.2	測定器のパラメータ (FSU spectrum analyzer) (3 章)	49
4.1	足先マルチホップ通信のシステムパラメータ	57
4.2	シミュレーション条件	59

目次

1.1	ヒトとモノをつなぐ IoT: WBAN	2
1.2	Massive Connect IoT 時代における WBAN	13
1.3	従来のマイクロ波帯における WBAN 間干渉	14
1.4	従来のマイクロ波帯における人体のブロッキング	14
1.5	ミリ波帯波帯における WBAN 間干渉	15
1.6	ミリ波帯における人体のブロッキング	15
1.7	ミリ波帯波帯における WBAN 間干渉	16
2.1	提案するミリ波帯 WBAN 間干渉伝搬モデル.	20
2.2	想定する WBAN 間干渉	22
2.3	測定環境	24
2.4	測定用アンテナの角度を固定にした場合の伝搬路上ユーザのブロッキングの測定系	29
2.5	測定用アンテナの角度を可変にした場合の伝搬路上ユーザのブロッキングの測定環境	29
2.6	伝搬路上ユーザのブロッキングの測定環境	31
2.7	伝搬路上ユーザのブロッキングの測定結果	31
2.8	被/与干渉ユーザのブロッキングの測定環境	32
2.9	被/与干渉ユーザのブロッキングの測定結果	32
2.10	4 種類の 60 GHz 帯 WBAN 間干渉モデル	35
2.11	シミュレーションモデル	36
2.12	提案するミリ波帯 WBAN 間干渉モデルにおけるユーザ密度 $n = 50$ [人/100 m ²] のときの干渉環境のシミュレーション結果.	38
2.13	ユーザ 1 人あたりの平均干渉局数 (シミュレーション結果)	39
2.14	従来のレンジモデルの WBAN ユーザ 1 人あたりの干渉局数の CDF のシミュレーション結果.	40

2.15	提案のミリ波帯 WBAN 伝搬モデルの WBAN ユーザ 1 人あたりの干渉局数の CDF のシミュレーション結果.	41
3.1	足先マルチホップ通信の歩行時における伝搬特性の変化	44
3.2	測定環境（可視光を用いた歩行時の伝搬特性の分類）	45
3.3	右足先に取り付けた光源	45
3.4	測定結果（可視光による歩行時の伝搬特性の分類）	47
3.5	足先マルチホップ通信の時間遷移	48
3.6	測定環境（60 GHz を用いた伝搬実験）	50
3.7	人体を配置しない場合（リファレンス）	51
3.8	人体を配置した場合	51
3.9	60 GHz を用いた足先マルチホップ通信用伝搬実験結果	53
4.1	足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN の回線設計	56
4.2	アンテナの検討	56
4.3	直接通信による減衰	58
4.4	提案する足先マルチホップ通信	59
4.5	WBAN 内通信スループット	61
4.6	WBAN 内通信スループット CDF（シミュレーション結果）	62

第 1 章

序論

1.1 背景

1.1.1 モノのインターネット (IoT: Internet of things)

あらゆるものがインターネットにつながる IoT の時代では、モノ（物）がネットワークを介し情報を伝送あるいは交換する。IoT によりヒト・モノ・組織・地域などあらゆるものが「つながる」ことで新たな価値の創造が実現される [1]。膨大な数のモノがインターネットに接続するため、有線および無線のネットワーク技術の進化と変革が不可欠である。ここで、1979 年に我が国での移動体通信サービスの先駆けとして開始された商用自動車電話システム [2] に始まり、2019 年 2 月現在用いられている 4G [3] や、2018 年 6 月に Phase 1 が標準化され 2020 年からサービスが開始される 5G [4] に至るまで、無線通信 *¹⁾ は今や我々のライフスタイルやビジネススタイルの変革の原動力となっている。また WLAN *²⁾ [5] や WPAN *³⁾ [6] のように通信距離が短く小規模で自律分散的な無線ネットワークも活用されている。また WBAN [7] はより通信距離が短い人体領域での無線であり、我が国における高齢化 [8] の対策として注目されている。ここで WBAN はその性質上、1 人あたり複数の無線センサノードを所持することとなり、必然的に無線センサノードの空間的密度が高くなる。このような他にはない特徴を持った WBAN は、他の無線ネットワークとは異なった技術的発展が必要である。

*¹⁾ “無線”とは“線を使わない”という意味である。我が国の電波法施行規則 2 条 1 項 15 号 [9] によると、『「無線通信」とは、電波を使用して行うすべての種類の記号、信号、文言、影像、音響又は情報の送信、発射又は受信をいう。』とされており、電波を媒体として用いるものを無線通信と定義している。また広義には赤外線や可視光を用いる光無線通信や超音波を用いるものも含まれる。

*²⁾ デバイス間の相互通信を保証するワイファイ (Wi-Fi) という認証名でも知られる。

*³⁾ Bluetooth, IrDA, ZigBee など。

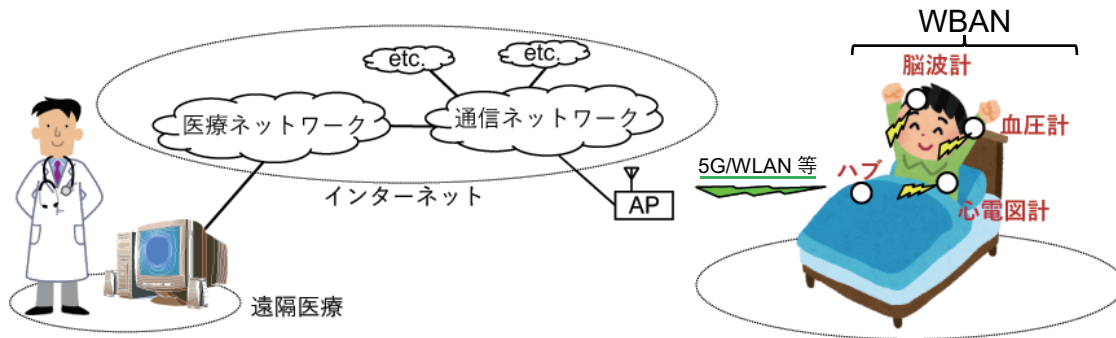


図 1.1: ヒトとモノをつなぐ IoT: WBAN

1.1.2 Wireless body area network (WBAN)

図 1.1 に示す WBAN は別名ヒトとモノをつなぐ IoT と言われており、ウェアラブルあるいはインプラント型のセンサノードによる人体領域通信である。各 WBAN ノードは WBAN ユーザの生体情報をセンシングし、遠隔医療や在宅医療、セルフケアによる生活習慣病の予防などに活用される [10], [11]。WBAN により通院や入院の頻度を抑えることができ、地方での医師不足の問題や医療費負担の低減に対して有効である。

人体領域の通信技術は始め、WPAN をより短距離、低消費電力および低コストにすることを主眼としていた [12]。しかし、より長いネットワーク寿命と医療用途への対応の観点から、人体領域の通信技術としての新しい規格が求められることとなった [13]。2006 年 1 月に IEEE 802 ワーキンググループの WG15 内に新しいトピックや方向性の検討を目的とした常設委員会 Wireless Next Generation (WNG) が設立された [14]。2006 年 5 月に、WBAN の利益団体 (IG-WBAN) が初めて設立され、IEEE 802 WG 15 の実行委員会は、IG-WBAN をスタディグループ (SG-WBAN) として正式に承認した [14]。2008 年 1 月に、SG-WBAN は IEEE 802.15 の下でタスクグループ (TG6) としてさらに認定された [7]。2008 年 5 月までに TG6 によりアプリケーションが募集され、纏められた [18]。2010 年 4 月に IEEE 802.15.6 ワーキンググループは、さまざまな医療および非医療用途の低消費電力の In-/On-body ノードに最適化した WBAN の通信規格の最初のドラフトを制定した [15]。そして 2012 年 2 月に IEEE 802.15.6 規格が承認された [7]。以下に IEEE 802.15.6 規格の目的を引用する。

“To develop a communication standard for low power devices and operation on, in or around the human body (but not limited to humans) to serve a variety of applications including medical consumer electronics, personal

entertainment and other.”

(著者訳) 医療，家庭用電化製品，および個人用エンタテインメントを含むさまざまな用途に役立つように，低消費電力デバイス用の通信規格を開発し，人体上，人体内，または人体の周囲で運用すること（ただし人間には限らない）。

表 1.1 に WBAN のアプリケーション例を示す。WBAN は医療用途と非医療用の両方をサポートする。医療用途は大きく分けてウェアラブル型，インプラント型，および遠隔操作型に分けられる。ウェアラブル型は兵士や警察官，消防隊員などの疲労検査 [16], [17]，アマチュアおよびプロのスポーツトレーニング [18]，睡眠管理 [19]，喘息管理，ヘルスマニタリング [18] などに活用される。インプラント型は心血管疾患やがんの早期発見などに活用される。遠隔操作型はセンサノードの情報や遠隔地にいる医師の命令により患者に作用をおよぼすものである。IoT と WBAN の組み合わせにより自宅でも医療ネットワーク [20] に繋がるアンビエントアシストリビング (AAL) [21]–[23] は，患者の自律的ケアを助長し，パーソナルケアへの依存を最小限に抑え，生活の質 (QoL) を高めるとともに社会的なコストを抑えることができる。AAL は，行動予測，コンテキストウェアネス *4)，ユーザフレンドリー，柔軟性などの特性を備えた新世代の IT システムを促進すると言われている [24]。非医療用途に関しては，音声や映像を伝送するリアルタイムストリーミングやエンタテインメントアプリケーションなどに活用される。

WBAN ノードは以下に示すように機能，実装，および役割の 3 つの視点から分類することができる [13], [27]。

機能による分類

個人用デバイス (PD)

PD はセンサやアクチュエータからの情報を収集する。また外とのやり取りを行う。PD はユーザにディスプレイや LEDなどで情報を知らせる。アプリケーションによってはハブノード，シンクノード，ゲートウェイノード，ボディコントロールユニット (BCU)，あるいは PDA とも呼ばれる [16]。

センサ

センサはある個人の体内外の生体情報を測定する。生理学的センサ，アンビエントセンサ，あるいはバイオキネティクスセンサがある [16], [25]。利用が想定されるものを以下に示す：筋電図 (EMG)，脳波 (EEG)，心電図

*4) 単純ながらも膨大な量におよぶ世の中の事象を，RFID などの技術を用いて人間が意識せずとも，水面下でコンピュータが能動的にデータを収集・処理を行い，情報化する技術およびそれらの概念。（“コンテキストウェアネス，” フリー百科事典『ウィキペディア日本語版』，2019 年 2 月）

表 1.1: WBAN のアプリケーション

医療用途	ウェアラブル型	兵士および隊員の疲労検査 [16], [17] スポーツトレーニング支援 [18] 睡眠管理 [19] 喘息管理 ヘルスマニタリング [18]
	インプラント型	心血管疾患 がん検出
	遠隔操作型	アンビエントアシストリビング (AAL) [21]–[23] 患者モニタリング 遠隔投薬システム
非医療用途	リアルタイムストリーミング エンタテインメントアプリケーション 緊急時呼び出し (非医療) [18]	

(ECG), 温度, 湿度, 血圧, 血糖値, SpO₂, CO₂, ガスセンサ, スパイロメータ *5), 脈拍, DNA センサ, 磁気生体センサ, ジャイロセンサ, 加速度センサ など.

アクチュエータ

アクチュエータは命令があるとユーザに何らかの作用を働かせる. 例えばセンサノードからの情報や遠隔医療による医師の判断により, 正確な用量の薬の体内への注入を行う [26].

実装による分類

インプラント (In-body) 型

インプラント型ノードは人体に埋め込まれたノードである. 皮膚のすぐ下やそれより深いところに置かれる.

体表 (On-body) 型

体表型は体表上およびそれより 2 cm のところに置かれる.

外部 (Off-body) 型

外部型ノードは体には装着されず, 体から 2 cm ~ 5 m 程度のところに置かれる.

*5) 呼吸機能を検査するための医療機器. 気管支炎喘息や肺気腫などの検査に用いる

役割による分類

コーディネータ

コーディネータノードは外部ネットワークや他の WBAN との通信をするためのゲートウェイとして働く。スマートフォンなどが該当する。

エンドノード

エンドノードはあらかじめ決められた役割を実行する。ただし、他のノードの情報はリレーしない。

リレーノード

リレーノードは他の WBAN ノードの通信を中継する。主に伝搬環境の悪いノードが存在する場合に中継を行う。

表 1.2 に In-/On-body 型センサネットワーク通信の特徴を示す [28].

表 1.2: In-/On-body 型センサネットワーク通信の特徴 [28]

タイプ	センサノード	データレート	時間稼働率	電力消費	QoS	プライバシー
In-body	グルコースセンサ	数 kbit/s	< 1%	極めて小	あり	高
	ペースメーカー	数 kbit/s	< 1%	小	あり	高
	カプセル内視鏡	>2 Mbit/s	< 50%	小	あり	中
On-body (医療)	心電図 (ECG)	3 kbit/s	< 10%	小	あり	高
	経皮的動脈血酸素飽和度 (SpO2)	32 bit/s	< 1%	小	あり	高
	血圧	<10 bit/s	< 1%	大	あり	高
On-body (非医療)	ワイヤレスイヤホン	1.4 Mbit/s	大	やや大	あり	低
	忘れ物モニタリング	256 kbit/s	中	小	なし	低
	SNS	>200 kbit/s	< 1%	小	なし	高

WBAN は 6m^3 あたり 10 個の WBAN および 256 個の WBAN ノードが共存しても動作する必要がある [29]–[32]. また 1 つの WBAN に存在できるのは 1 つのハブのみであり, ノード数は 64 を上限としている [33]. ただし, 同一人物が 2~4 個の WBAN を装着することが考えられるため [34], 1 人あたり最大で 256 個の WBAN ノードまで使用できる. 1 オクテット ($x00\sim xFF$ *⁶⁾) の WBAN 識別子 (WBAN ID) がアドレスとして割り当てられる [35].

IEEE 802.15.6 ワーキンググループでは WBAN を 1 ホップまたは 2 ホップのスタートポロジで運用することを想定している [12], [36]. 1 ホップ型では, エンドノードからコーディネータ (およびその逆) への送信が行われる [37]. 2 ホップ型では, エンドノードとコーディネータとの通信をリレーノードが中継する. 通信方式はビーコンモードと非ビーコンモードの 2 つが存在する. ビーコンモードでは, スタートポロジの中心のコーディネータが通信を制御する. コーディネータは, 既にネットワークに接続しているノードの同期と新しく接続するノードの制御を行うため, スーパーフレームの開始と終了を定義する定期的なビーコンを送信する. このビーコンサイクルの長さはユーザが指定することが可能である [37], [38]. 非ビーコンモードでは, ネットワーク内のノードは必要に応じて CSMA/CA による衝突回避を行いコーディネータにデータを送信する.

表 1.3 に IEEE 802.15.6 で規定される WBAN の物理層技術を示す. IEEE 802.15.6 規格は次の 3 つの物理層技術を定義している.

狭帯域 (NB) PHY

NB PHY は帯域幅が高々 1 MHz 程度の電磁波を用いた通信である. 体内のインプラント型ノードへの影響は比較的少ないが, 人体領域外まで不要な電磁波を放射する.

人体通信 (HBC) PHY

HBC は人体を伝搬路とした通信方式である. 体表に電極を触れさせる電流方式と, 電極を触れさせない電解方式がある [39]. 人体外部に電磁波を放射しないため秘匿性に優れているが, インプラント型ノードに影響をおよぼす可能性がある.

超広帯域 (UWB) PHY

UWB はマルチキャリア伝送 (MB-OFDM) またはごく短いパルス信号による直接拡散 (DS-UWB) により生成した超広帯域な信号による通信である. UWB は人体によるシャドウイングの影響が少ない [40]. NB と同様に, 体内のインプ

*6) 16 進数表記. 10 進数では 0~255.

表 1.3: IEEE 802.15.6 物理レイヤ

PHY	Frequency	Bandwidth	Modulation
NB	402–405 MHz (MICS band)	300 kHz	Differential B/Q/8-PSK
	420–450 MHz	300 kHz	GMSK
	863–870 MHz	400 kHz	Differential B/Q/8-PSK
	902–928 MHz	500 kHz	Differential B/Q/8-PSK
	956 MHz	400 kHz	Differential B/Q/8-PSK
	2360–2400 MHz	1 MHz	Differential B/Q/8-PSK
	2400–2438.5 MHz (ISM band)	1 MHz	Differential B/Q/8-PSK
HBC	16 MHz	4 MHz	OOK
	27 MHz	4 MHz	OOK
UWB	3.2 – 4.7 GHz	499 MHz	OOK, D-PSK
	6.2–10.3 GHz	499 MHz	OOK, D-PSK

ラント型ノードへの影響は比較的少ないが、人体領域外まで不要な電磁波を放射する。

WBAN ノードの送信電力は $0.1\text{ mW} \sim 1\text{ mW}$ ^{*7)} とされている。特に最大電力は米国の連邦通信委員会 (FCC) が定める人体の電力比吸収率 (SAR) の上限値である 1.6 W/kg [41] を超えないように設定されている。

これまで数多くの WBAN に関するプロジェクトが実施されており、その一部を紹介する (表 1.4–1.7)。

*7) デシベル表記では $-10\text{ dBm} \sim 0\text{ dBm}$

表 1.4: WBAN に関連するプロジェクトの例 (1/4)

プロジェクト	アプリケーション	WBAN 内通信	WBAN 間通信	外部ネットワークとの通信	センサ
Mobi-Health [42]	外来患者検診	任意	ZigBee/ Bluetooth	GPRS/UMTS	ECG, 脈拍, 血圧
AID-N [43]	集団外傷	有線	Mesh/ZigBee	WiFi/Internet/Cellular Networks	ECG, 脈拍, 血圧, 体温
MAHS [44]	ヘルスケア	Bluetooth	無線通信	Internet	スパイロメータ, 脈拍, 体温, 血圧
CodeBlue [45]	メデイカルケア	有線	ZigBee/Mesh		モニタリングセンサ, ECG, SpO2
LifeMinder [46]	リアルタイムセルフレア ケア	Bluetooth	Bluetooth	Internet	ガルバニック皮膚 膚反応 (GSR), 脈拍, 加速度センサ
SMART [47]	待合室でのヘルスマ ニタリング	有線	WiFi (IEEE 802.11b)	N/A	SpO2, ECG
Tele-medicare [48]	在宅医療	Bluetooth	Internet	Internet	ECG, SpO2, 体 温, 血圧

次項に続く

表 1.5: WBAN に関連するプロジェクトの例 (2/4)

プロジェクト	アプリケーション	WBAN 内通信	WBAN 間通信	外部ネットワークとの通信	センサ
CareNet [49]	遠隔ヘルスケア	N/A	ZigBee	Internet/Multi-hop 802.11	ジャイロスコープ, 3 軸加速度センサ
ASNET [50]	遠隔ヘルスモニタリング	有線 または WiFi	WiFi/Ethernet	Internet/GSM	体温, 血圧
IBBT IM3 [51]	遠隔医療, 遠隔投薬	N/A	N/A	Internet	呼吸計, ECG, 脈拍
MITHril [52]	ヘルスケア	有線	WiFi	N/A	ECG
BASUMA [53]	ヘルスモニタリング	UWB	N/A 間通信	N/A	ECG, 活性酸素センサ (ROS), SpO2, スパイロメータ
WHMS [54]	ヘルスケア	有線	WiFi	N/A	ECG
HUMAN++ [55]	スポーツ, エンタテインメント, 医療, AAL	UWB	N/A	N/A	ECG, EMG, EEG

次項に続く

表 1.6: WBAN に関連するプロジェクトの例 (3/4)

プロジェクト	アプリケーション	WBAN 内通信	WBAN 間通信	外部ネットワークとの通信	センサ
MiMoCA [56]	スポーツ, ジェスチャ検出	スタートポロジ型時間テーブル MAC プロトコル	Bluetooth	WiFi/Internet/Cellular Networks/Bluetooth	3 軸加速度センサ
AYUSHMAN [57]	ヘルスマニタリング	ZigBee	IEEE 802.11	Internet	EKG, 血圧, 酸素系, ジャイロセンサ, 加速度センサ, 足取りモニタリング
MIMOSA [58]	アンビエントインテリジェンス	RFID/ Bluetooth/ Wibree	UMTS/GPRS	Internet	RFID センサなど
UbiMon [59]	ヘルスケア	ZigBee	WiFi/GPRS	WiFi/GPRS	EKG, SpO2
LifeGUARD [60]	宇宙空間および地上用生体モニタリング	有線	Bluetooth/Internet	Bluetooth/Internet	EKG, 呼吸計, SpO2, 血液温度, 加速度センサ

次項に続く

表 1.7: WBAN に関連するプロジェクトの例 (4/4)

		前項の続き			
プロジェクト	アプリケーション	WBAN 内通信	WBAN 間通信	外部ネットワークとの通信	センサ
HealthService24 [61]	モバイルヘルスケア	有線	UMTS/GPRS	UMTS/GPRS/Internet	ECG, EMG, SpO2, 心拍数, 呼吸計, 体表温 度, 血流計
COI 東北拠点 *8) [62]	日常人間ドック *9)	WiFi, RFID など	WiFi など	WiFi/Cellular Networks/ Internet など	生体情報全般 (接 触/非接触/飲み 込み型センサ), 光学的手法での センシング, スト レスマーカーな ど

*4) さりげないセンシングと日常人間ドックで実現する理想自己と家族の絆が導くモチベーション向上社会創生拠点

*5) 健康とその要因の情報をさりげなく収集し, 体質の情報とともにクラウド上で一元管理することで理想自己の実現に向けた励まし, 指導, 家族の見守り, 緊急時の消息確認・連絡救助などさまざまな活躍させるアプリケーション [62].

以上

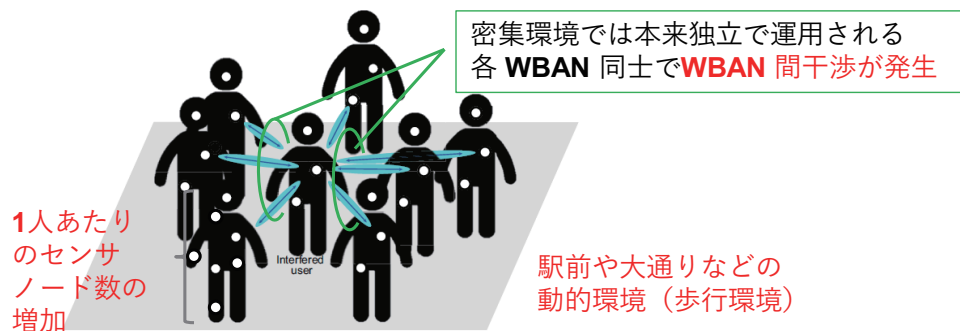


図 1.2: Massive Connect IoT 時代における WBAN

1.1.3 Massive Connect IoT 時代と WBAN への要求

IoT 技術が成熟しつつある昨今，コアネットワークの高性能化に伴い大量のノード（モノ）から環境データを収集しネットワーク側でのビッグデータ解析が一般的となる Massive Connect IoT 時代へ変化すると考えられている [63], [64]. Massive Connect IoT 時代における WBAN への要求は次の通りと考えられる。

- WBAN ユーザ密集，および動的環境
病院や在宅環境のみならず，駅前や大通りなど WBAN ユーザが密集する環境で運用されることが考えられる。WBAN ユーザが限られた空間に密集すると WBAN 間干渉の問題が発生する [65]–[68]。またこのような環境ではユーザは静止しているとは限らず，歩行などを行っている動的環境であると考えられる。
- WBAN ノード数の増加
あらゆる情報をネットワーク側が扱えるようになるに従い，WBAN ノードも体表のさまざまな場所に配置されることが考えられる。1人あたり 10 個から多い場合には数 100 個のセンサノードを装着する場合もある。

以上のようにあらゆる状況下でも任意の場所にあるノード同士が通信可能な高信頼な WBAN が求められる。

1.1.4 従来のマイクロ波帯 WBAN

図 1.3 に従来のマイクロ波帯における WBAN 間干渉の様子を示す。従来の WBAN は表 1.3 より 400 MHz 帯，800 MHz 帯，900 MHz 帯，および 2.4 GHz 帯のマイクロ波帯の使用を規定している。マイクロ波帯は人体幅に対して波長が十分短くないため回折により電波が回り込み，遠くのユーザまで干渉が届く。図 1.4 に 400 MHz 帯にお



図 1.3: 従来のマイクロ波帯における WBAN 間干渉

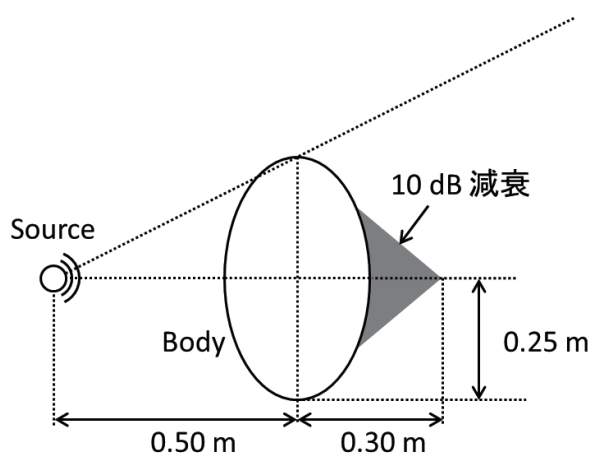


図 1.4: 従来のマイクロ波帯における人体のブロッキング

る人体による不感帯を示す。人体の中心から 0.5 m 離れた点から伝搬してくる電波が自由空間伝搬に比べて 10 dB 以上減衰する領域を灰色で示している。図 1.4 のように人体のブロッキングによる不感帯の領域が狭く干渉電波が人体により遮られにくいため、WBAN 間干渉が遠くのユーザまで伝搬する。したがって従来のマイクロ波帯 WBAN では WBAN 間干渉が深刻化する。

1.1.5 ミリ波（60 GHz）帯を用いた WBAN

図 1.5 にミリ波帯における WBAN 間干渉の様子を示す。ミリ波（60 GHz）を適用した WBAN は大きな人体ブロッキングの減衰によりユーザ密集環境において WBAN 間干渉を抑制可能であると考えられる。図 1.6 に 60 GHz 帯における人体による不感

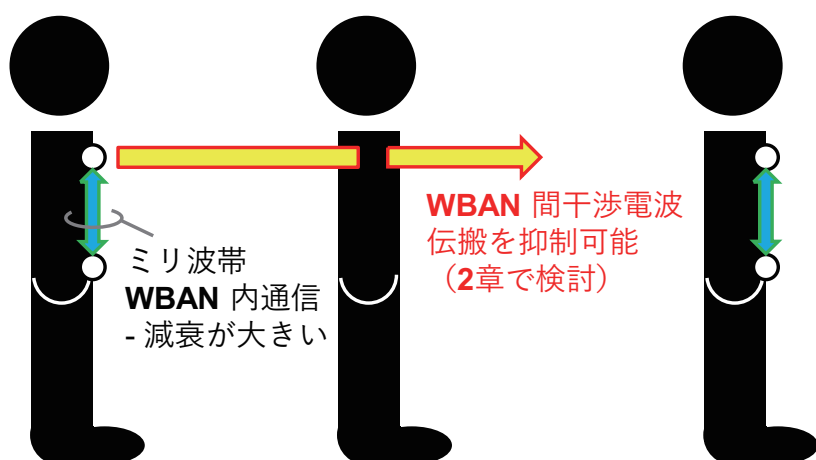


図 1.5: ミリ波帯における WBAN 間干渉

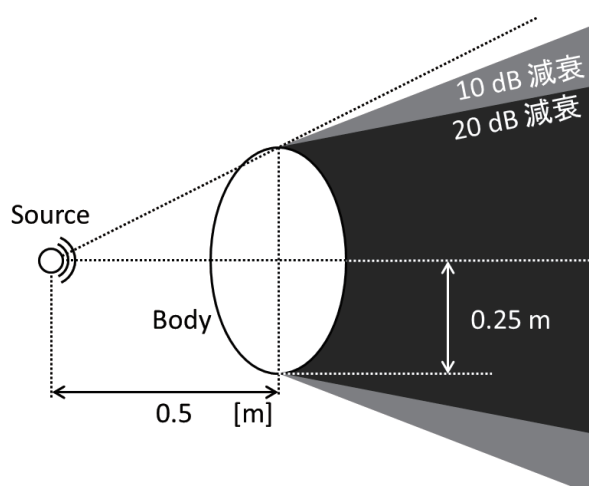


図 1.6: ミリ波帯における人体のブロッキング

帯を示す。人体の中心から 0.5 m 離れた点から伝搬してくる電波が自由空間伝搬に比べて 10 dB 以上減衰する領域を灰色，20 dB 以上減衰する領域を濃い灰色で示している。このように 60 GHz 帯における人体のブロッキングによる不感帯の領域が広く干渉電波は人体により遮られやすい。一方，WBAN 内通信は体表上のノード同士の通信のため伝搬路が体表に極めて近く，所望の WBAN 内通信も大きな人体ブロッキングの影響を受ける。

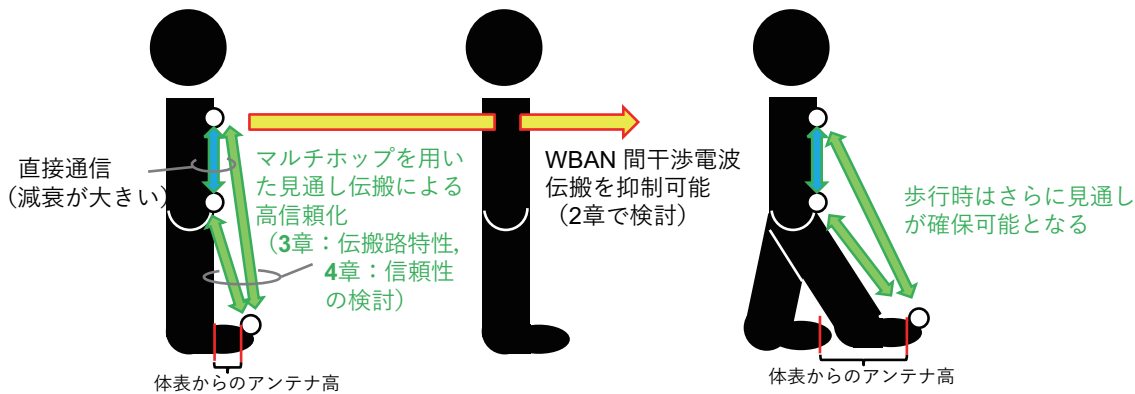


図 1.7: ミリ波帯波帯における WBAN 間干渉

1.1.6 足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN

本論文では、図 1.7 に示す足先ノードを中継局としたマルチホップ伝送を行う 60 GHz 帯 WBAN を提案する。一般に WBAN 内通信の伝搬路は人体表面に近接しており、60 GHz 帯では従来のマイクロ波に比べて通信が不安定になりやすい。一方で医療用途などの WBAN アプリケーションの実現のためには通信の高信頼性が必要である。本論文で提案する足先マルチホップ通信では、体表上のノード同士の直接通信に代わり、足先ノードを中継局とする通信を行う。足先ノードは体表に対してアンテナ高を稼ぐことができるため、体表ノード-足先ノード間の伝搬路が人体表面から離れ、人体の影響を抑えることが可能である。したがって、一見すると直接通信よりも延べ伝搬距離が長くなる足先マルチホップ通信のほうが高信頼な通信が可能となる。また典型的な混雑環境である歩行時には足先ノードがさらに前方に出されるため、より見通しに近い伝搬路を確保可能である。

1.2 先行研究

60 GHz 帯 WBAN 間干渉伝搬モデル (2 章)

60 GHz 帯の人体のブロッキング [69] では WPAN を想定しており、WBAN 間干渉伝搬を検討するのに必要な見通し線からの人体の距離による影響や WBAN を装着しているユーザ自身の影響など人体ブロッキングの詳細が未考慮である。また 60 GHz 帯を用いた WBAN 間干渉を想定した伝搬実験 [70] は、2 つの WBAN が約 2m の近傍に存在する場合を想定しておりユーザ密集環境を考慮していない。また干渉伝搬は見通

しを想定しており人体のブロッキングは未検討である。

60 GHz 帯 を用いた通信 (3 章, 4 章)

WLAN (IEEE 802.11ad) [5] や High-rate WPAN (IEEE 802.15.3c) [6] では人体領域外の AP による見通し伝搬路での通信が検討されている。しかしこれらのシステムは伝搬路の不安定性が生じた場合, AP の置局位置を改善すること対処している。これはすべての無線ノードを体表上に装着している WBAN では不可能である。また 60 GHz 帯を用いた WBAN 間干渉を想定した伝搬実験 [70] では, WBAN 内通信は送信側に頭部のノードを用いた見通し環境を想定しており, 非見通し環境については考慮していない。60 GHz 帯における WBAN 内通信の伝搬損失 [71] では表面波 (クリーピング波) モデルによる検討, および導体円柱と人体を用いた実測を行っている。クリーピング波モデルに基づく解析では垂直偏波と水平偏波で異なった特性であることを示している。解析値は単純な 1 次近似を用いていくつかの 60 GHz のアンライセンスバンドの周波数帯およびいくつかの曲率半径の条件において伝搬減衰特性を示している。また人体を用いた実測では, 導体円柱および人体に対して垂直偏波と水平偏波の 2 種類の偏波の測定を行い, クリーピングモデルと実測結果がよく一致していることを確認している。ここで文献 [71] において, 人体に対して垂直偏波のとき伝搬損失は 3.18 dB/cm であり, 人体に対して水平偏波のとき伝搬損失は 4.48 dB/cm と求められており, 直接通信では通信では非常に大きい伝搬損失となることを示している。

1.3 本論文の目的

本論文では, ユーザ密集環境でも高信頼に通信可能な WBAN の実現を目指す。従来のマイクロ波帯よりも人体のブロッキングが大きい 60 GHz 帯を適用することでユーザ密集環境における WBAN 間干渉の問題を解決するとともに, 人体の影響の少ない足先マルチホップにより体表上のあらゆるノード同士の通信を可能とする高信頼な WBAN の実現性を示す。

1.4 本論文の構成

本論文は 5 章構成である。

第 1 章は, 序論である。ここでは, IoT の発展である Massive Connect IoT 時代における WBAN への要求を述べ, ユーザ密集環境でも高信頼に通信可能な WBAN の実現が求められていることを説明した。

第2章では、人体による減衰の実測およびそれに基づく WBAN 間干渉モデルを提案し、ユーザ密集環境における 60 GHz 帯 WBAN 間干渉抑制効果を計算機シミュレーションにより明らかにする。

第3章では、人体の減衰の影響を受けにくい足先マルチホップの有効性を示すため、可視光による歩行時の足先からの伝搬特性の分類化を用いた 60 GHz 帯 WBAN 内伝搬実験を行う。

第4章では、足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN の回線設計および通信路容量の評価により提案システムの信頼性を計算機シミュレーションにより評価する。

第5章は、結論である。本論文の成果について述べる。

第 2 章

ユーザ密集環境における 60 GHz 帯 WBAN 間干渉特性

本章ではユーザ密集環境における WBAN 間干渉を課題として、実測に基づく 60 GHz 帯 WBAN 間干渉モデルを提案し、ユーザ密集環境における 60 GHz 帯 WBAN 間干渉の抑制効果を計算機シミュレーションにより明らかにする。

2.1 WBAN 間干渉伝搬における人体の減衰量の測定

2.1.1 WBAN 間干渉波減衰要因

図 2.1 に WBAN 間干渉伝搬モデルを示す。以降、本論文では、ある特定の WBAN ユーザの被干渉量に着目する場合に、そのユーザを被干渉ユーザ（図 2.1 中の Rx user）と呼び、また被干渉ユーザの周りに存在し WBAN 間干渉を与えうる WBAN ユーザを与干渉ユーザ（図 2.1 中の Tx user）と呼ぶ。被干渉ユーザの WBAN ノードが与干渉ユーザの WBAN ノードから受ける干渉電力には 3 種類の伝搬減衰が生じる。1 つはフリスの式に基づく自由空間減衰 L_{free} であり、減衰量は伝搬距離の 2 乗に比例する。残りの 2 つは人体による減衰である。人体による減衰のうち、伝搬路上ユーザによるブロッキング L_{shadow} は干渉源と被干渉点のノードを結ぶ見通し線上に他のユーザが存在する場合に発生する。特にある限られた空間に WBAN ユーザが密集した場合、被干渉ユーザおよび与干渉ユーザの間の伝搬路上に別のユーザが存在する確率が高くなり、この伝搬路上ユーザの人体による減衰の影響が大きくなる。被／与干渉ユーザによるブロッキング $L_{\text{Rx}}, L_{\text{Tx}}$ は WBAN ノードを人体に装着しているため発生する。例えば被干渉ユーザの WBAN ノードが腹部に装着されている場合、被干渉ユーザの背面から到来する干渉電力は被干渉ユーザ自身の人体のブロッキングによる減衰のため無視できる

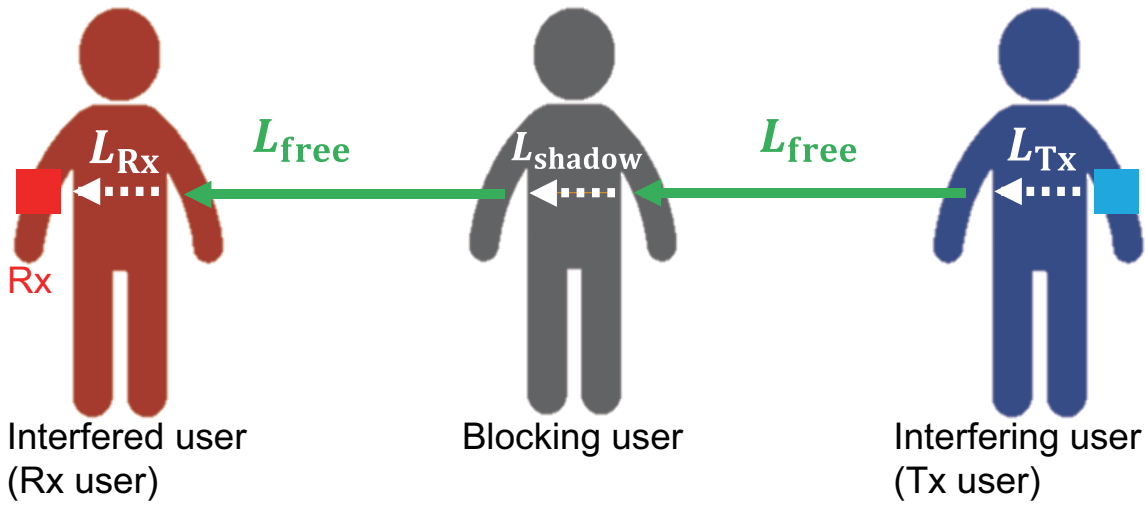


図 2.1: 提案するミリ波帯 WBAN 間干渉伝搬モデル。

場合がある。したがって L_{Rx} , L_{Tx} の量は WBAN ノードとそれを装着しているユーザおよび干渉波の到来方向に依存する。

60 GHz 帯 WBAN 間干渉モデルの構築のため、60 GHz における実効的人体の大きさを実測により求める。

2.1.2 WBAN 間干渉のリンクバジェットと干渉発生 の定義

式 (2.1) に被干渉ユーザ k が与干渉ユーザ l から受ける干渉電力のリンクバジェットを示す。

$$I^{(k,l)} = P_{Tx}^{(l)} + G_{Rx}^{(k)} + G_{Tx}^{(l)} - L_{free}^{(k,l)} - L_{Rx}^{(k,l)} - L_{Tx}^{(k,l)} - L_{shadow}^{(k,l)} \quad (2.1)$$

ここで $I^{(k,l)}$ は被干渉ユーザ k が与干渉ユーザ l から受ける干渉電力 [dBm], $P_{Tx}^{(l)}$ は与干渉ユーザ l の WBAN ノードの送信電力 [dBm], $G_{Rx}^{(k)}$ は被干渉ユーザ k の WBAN ノードのアンテナ利得 [dBi] および $G_{Tx}^{(l)}$ は与干渉ユーザ l の WBAN ノードのアンテナ利得 [dBi] である。 $L_{free}^{(k,l)}$, $L_{Rx}^{(k,l)}$, $L_{Tx}^{(k,l)}$ および $L_{shadow}^{(k,l)}$ の値は被干渉ユーザ k および与干渉ユーザ l の選び方に依存する。 $L_{free}^{(k,l)}$ は被干渉ユーザ k および与干渉ユーザ l の距離により決まり, $L_{Rx}^{(k,l)}$ および $L_{Tx}^{(k,l)}$ は互いの人体と WBAN ノードの位置関係に依存する。また $L_{shadow}^{(k,l)}$ は被干渉ユーザ k および与干渉ユーザ l の間に伝搬路上ユーザが存在するかどうかで決まる。

図 2.1 には被干渉ユーザ, 与干渉ユーザおよび伝搬路上のユーザがそれぞれ 1 人ずつのみ図示されているが, 実際には被干渉ユーザの周りには多くの与干渉ユーザおよび

表 2.1: ミリ波帯 WBAN システムパラメータ

RF frequency	60 GHz
Transmission power P_{Tx}	0 dBm
Tx antenna gain $G_{\text{Tx}}^{(l)}$	0 dBi
Rx antenna gain $G_{\text{Rx}}^{(k)}$	0 dBi
Channel bandwidth	100 MHz
Noise power density	-174 dBm/Hz
NF of receiver WBAN node	14 dB
Receiver sensitivity	-80 dBm

伝搬路上ユーザが存在している。また伝搬路上ユーザも与干渉ユーザとなり得る。したがって、ある与干渉ユーザに対する干渉電力は周りのすべての WBAN ユーザを与干渉ユーザと想定し、その干渉電力の合計値を考える必要がある。式 (2.2) に被干渉ユーザ k が周りのすべての WBAN ユーザから受ける干渉電力の合計値を示す。

$$I^{(k)} = 10 \log \left\{ \sum_l \left(10^{I^{(k,l)}/10} \right) \right\} \quad (2.2)$$

ここで $I^{(k)}$ は被干渉ユーザ k が周りの WBAN ユーザから受ける干渉電力の合計 [dBm] である。

表 2.1 に本稿で想定するミリ波帯 WBAN のパラメータを示す。以下、本章では議論の簡単化のため、全ての WBAN ノードの送信電力は一定で任意の l において $P_{\text{Tx}}^{(l)} = 0$ [dBm] とし、すべてのアンテナは任意の k, l において利得 $G_{\text{Rx}}^{(k)} = G_{\text{Tx}}^{(l)} = 0$ [dBi] の無指向性アンテナと仮定する。指向性アンテナを想定したミリ波帯 WBAN における干渉電力の検討は今後の課題である。また通信帯域幅を 100 MHz, 受信 WBAN ノードの NF (noise figure) を 14 dB と仮定し、受信感度を -80 dBm とする。この通信帯域は非医療用途のアプリケーションのための高速通信を想定している。

2.1.3 想定する WBAN 間干渉

図 2.2 に本論文で想定する WBAN 間干渉を示す。図 2.2 左 に被干渉ユーザによるブロッキングを示しており、左が与干渉ユーザ、右が被干渉ユーザである。また図 2.2 右 に伝搬路上ユーザによるブロッキングを示しており、左から与干渉ユーザ、伝搬路上ユーザ、被干渉ユーザである。被干渉ユーザおよび与干渉ユーザそれぞれのセンサノードとハブノードの通信を青矢印、ユーザ間でのハブノード同士の干渉を黄矢印で

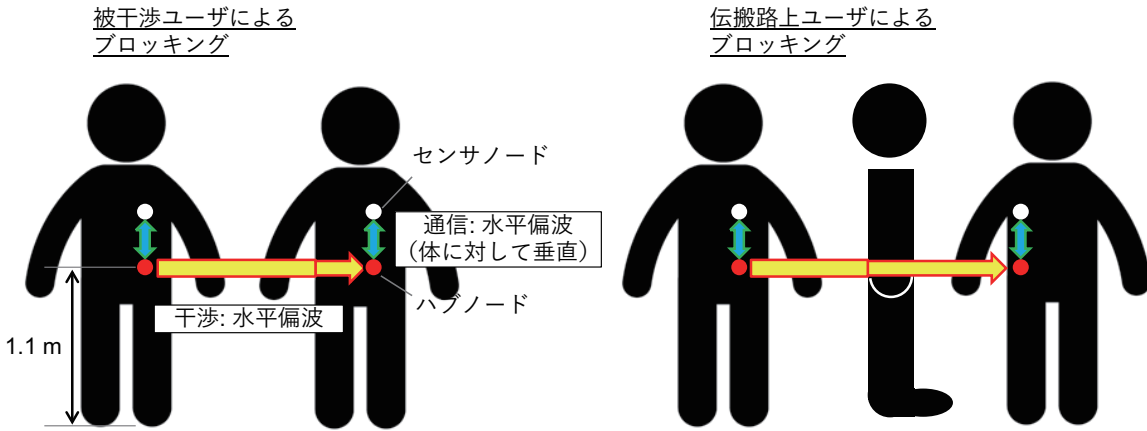


図 2.2: 想定する WBAN 間干渉

示す。以降，本章では胴体に装着されたハブノードによる干渉のみを想定する。干渉を考えるにあたり最悪条件としてハブノードは常に送信状態であるとする。また駅前や大通りなど混雑環境における典型的な姿勢である歩行，起立時を仮定する。人体のブロッキングは地面からの高さ 1.1 m の胴体のみを考慮する。また WBAN 内通信は人体表面に対し垂直偏波のほうが伝搬しやすいことが知られている [71] ため，本論文でも WBAN 内通信で胴体表面に対し垂直となる偏波を仮定する。すなわち，地面から見ると WBAN 内通信および WBAN 間干渉波はすべて水平偏波となる。

2.1.4 WBAN 間干渉抑制のための干渉波減衰量の条件

式 (2.1) および表 2.1 より，自由空間減衰および人体による減衰の合計が 80 dB 以上となるときの干渉電力は受信感度以下となる。隣り合う 2 つの WBAN ユーザ間の距離の最小値を 0.5 m と仮定し，以下，伝搬路上のユーザの有無で場合分けして WBAN 間干渉量の減衰の条件を考える。

case (i)

伝搬路上ユーザが存在する任意の被干渉ユーザと与干渉ユーザの場合では，自由空間減衰 L_{free} および人体による減衰 $L_{\text{Rx}}, L_{\text{Tx}}, L_{\text{shadow}}$ をすべて考慮する必要がある。被干渉ユーザと与干渉ユーザのユーザ間距離は，その間の伝搬路上ユーザとの距離がそれぞれ 0.5 m 以上であるため，最小値は 1.0 m であり，このときの自由空間減衰が約 68 dB である。したがって被干渉ユーザ，与干渉ユーザおよび伝搬路上ユーザの人体による減衰 $L_{\text{Rx}}, L_{\text{Tx}}, L_{\text{shadow}}$ が少なくとも 12 dB 以上のとき，干渉電力は受信感度以下となる。

表 2.2: 測定器のパラメータ (E8267C PSG) (2 章)

Output power	23 dBm
Frequency	60 GHz

表 2.3: 測定器のパラメータ (FSU spectrum analyzer) (2 章)

Center frequency	60 GHz
Span	5 kHz
RBW	500 Hz
Reference power	0 dBm

case (ii)

伝搬路上ユーザが存在せず，自由空間減衰 L_{free} に加え被干渉ユーザおよび与干渉ユーザの人体による減衰 L_{Rx} , L_{Tx} のみを考える場合では，ユーザ間距離の最小値 0.5 m のときの自由空間減衰が約 62 dB であるため，被干渉ユーザおよび与干渉ユーザの人体による減衰 L_{Rx} , L_{Tx} が少なくとも 18 dB 以上のとき，干渉電力は受信感度以下となる。

なお被干渉ユーザおよび与干渉ユーザの WBAN ノード同士が見通し状態で人体による減衰 L_{Rx} , L_{Tx} , L_{shadow} が生じず，自由空間減衰 L_{free} のみ生じる場合，60 GHz において 3 m 離れた場合の自由空間減衰 L_{free} がおよそ 80 dB であるため少なくとも 3 m 以上離れた WBAN からの干渉電力は受信感度以下となる。

2.1.5 測定環境

本評価はすべて 60 GHz の無変調波 (CW) を用いて行う。60 GHz CW の生成には Keysight Technologies E8267C PSG および S15MS-AG を用いる。受信電力の測定には Rohde & Schwarz FSU spectrum analyzer を用いる。Tx および Rx アンテナはどちらもアンテナゲインが 22.5 dBi の Quinstar QWH-VPRR00 の標準ホーンアンテナを用いた。Rx アンテナには同軸-導波管返還のための Keysight Technologies V281A waveguide to 1.85 mm (f) アダプタを取り付けた。測定機器の設定値を表 2.2 および表 2.3 にまとめる。

図 2.3 に測定環境の写真を示す。すべての測定は電波暗室で行う。電波暗室の寸法および性能を表 2.4, 表 2.5, 表 2.6 および表 2.7 にまとめる。測定対象の人体の身長

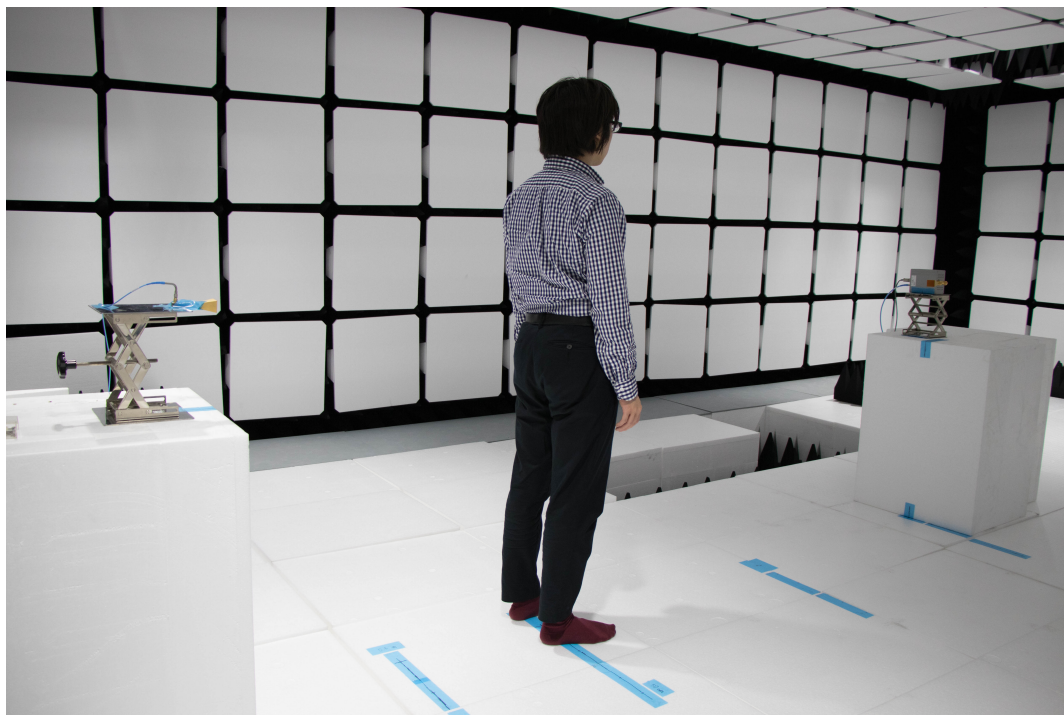


図 2.3: 測定環境

表 2.4: 電波暗室の寸法（幅，奥行き，高さ）

Length	8.8 m
Depth	5.4 m
Height	2.5 m

は約 1.7m，幅約 0.5m および厚さ約 0.2m である。

2.1.6 回折損失モデル

実測結果との比較のため使用する回折損失モデルについて説明する。本評価ではナイフエッジモデルおよび滑らかな山頂モデル [72] を使用する。表 2.8 に今回使用するパラメータの諸元をまとめる。

表 2.5: 電波吸収体性能

Frequency	Reflection gain
100 MHz	≤ -5 dB
1 GHz	≤ -45 dB
10 GHz	≤ -55 dB
100 GHz	≤ -55 dB

表 2.6: シールド性能 (仕様値)

Frequency	Shield attenuation
300 MHz – 10 GHz	90 dB
10 GHz – 40 GHz	70 dB
40 GHz – 100 GHz	50 dB

表 2.7: 電波暗室の不要入射特性 (自由空間定在波法, クワイエットゾーン直径: ϕ 1.0 m 球 / 測定距離: 3.0, 5.0, 7.0 m)

Frequency	3 m	5 m	7 m
300 MHz	≤ -20 dB	≤ -15 dB	≤ -10 dB
500 MHz	≤ -25 dB	≤ -20 dB	≤ -15 dB
800 MHz	≤ -30 dB	≤ -25 dB	≤ -20 dB
1 GHz	≤ -35 dB	≤ -30 dB	≤ -25 dB
2 GHz	≤ -40 dB	≤ -35 dB	≤ -30 dB
3 GHz	≤ -45 dB	≤ -45 dB	≤ -35 dB
5 GHz	≤ -50 dB	≤ -45 dB	≤ -40 dB
10 GHz	≤ -50 dB	≤ -50 dB	≤ -45 dB
40 GHz	≤ -50 dB	≤ -50 dB	≤ -45 dB
100 GHz	≤ -50 dB	≤ -50 dB	≤ -45 dB

ナイフエッジモデル (Knife-edge model)

ナイフエッジモデルは厚さが無視できる物体による理想的な回折を表したモデルである。式 (2.3)–(2.4) にナイフエッジモデルを示す [72].

表 2.8: 回折損失モデルのパラメータ諸元

体の幅 W [m]	0.5
体の厚さ D [m]	0.2
胴体の曲率半径 R [m]	0.1
アンテナ間距離 L [m]	1
人体と Rx アンテナとの距離 x [m]	0.5
人体と LoS 線との距離 y [m]	0.0–0.3

$$J_k(\nu_k) = 6.9 + 20 \log \left\{ \sqrt{(\nu - 0.1)^2 + 1} + \nu - 0.1 \right\} \quad (2.3)$$

$$\nu_k = h \sqrt{\frac{2}{\lambda} \left(\frac{1}{d_1} + \frac{1}{d_2} \right)} \quad (2.4)$$

ここで $J_k(\nu_k)$ はナイフエッジによる回折損失, h はナイフエッジの高さ [m], d_1 , d_2 はそれぞれエッジと Rx アンテナおよび Tx アンテナとの距離 [m], λ は波長 [m] である. パラメータ h , d_1 , d_2 はそれぞれ式 (2.5)–(2.7) のように計算される.

$$h = y - 0.25 \quad (2.5)$$

$$d_1 = \sqrt{x^2 + \left(y - \frac{W}{2}\right)^2} \quad (2.6)$$

$$d_2 = \sqrt{(L - x)^2 + \left(y - \frac{W}{2}\right)^2} \quad (2.7)$$

滑らかな山頂モデル (Smooth mountain model)

滑らかな山頂モデルは回折点の曲率が既知の場合に適したモデルである. 式 (2.8) に滑らかな山頂による回折損失モデルを示す [72].

$$Loss = J_m(\nu_m) + T(\rho) + Q(x) \quad (2.8)$$

式 (2.8) における右辺第 1 項 $J_m(\nu_m km)$ は式 (2.9)–(2.10) で与えられる.

$$J_m(\nu_m) = 6.9 + 20 \log \left\{ \sqrt{(\nu_m - 0.1)^2 + 1} + \nu_m - 0.1 \right\} \quad (2.9)$$

$$\nu_m = 2 \sin(\phi/2) \sqrt{\frac{2(d_1 + R \cdot \phi/2)(d_2 + R \cdot \phi/2)}{\lambda \cdot d}} \quad (2.10)$$

ここで d_1 , d_2 はそれぞれエッジと Rx アンテナおよび Tx アンテナとの距離 [m], ϕ は回折前と回折後のパスのなす角, R は回折点における人体の曲率半径である. R は胴体を円柱と仮定し 0.1 m とした. パラメータ d_1 , d_2 , ϕ はそれぞれ式 (2.11)–(2.13) のように計算される.

$$d_1 = \sqrt{x^2 + \left(y - \frac{D}{2}\right)^2} \quad (2.11)$$

$$d_2 = \sqrt{(L - x)^2 + \left(y - \frac{D}{2}\right)^2} \quad (2.12)$$

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{y - D/2}{x} \right) + \tan^{-1} \left(\frac{y - D/2}{L - x} \right) \quad (2.13)$$

式 (2.8) における右辺第 2 項 $T(\rho)$ は式 (2.14) で与えられる.

$$T(\rho) = 7.2\rho - 2\rho^2 + 3.6\rho^3 - 0.8\rho^4 \quad (2.14)$$

ここで,

$$\rho^2 = \frac{d_1 + d_2}{d_1 d_2} \sqrt[3]{\frac{\lambda}{\pi R}} R \quad (2.15)$$

である.

式 (2.8) における右辺第 3 項 $Q(a)$ は式 (2.16) で与えられる.

$$Q(a) = \begin{cases} T(\rho)a/\rho & (-\rho < a < 0) \\ 12.5a & (0 \leq a < 4) \\ 17a - 6 - 20 \log a & (4 \leq a) \end{cases} \quad (2.16)$$

ここで,

$$a = \sqrt{\frac{\pi R}{\lambda}} \phi \cong \sqrt{\frac{\pi}{2}} \nu \rho \quad (2.17)$$

である。ただし式 (2.17) の近似は $\phi \ll 1$ のとき成立する。

2.1.7 測定値のデータ処理

図 2.4 に測定用アンテナの角度を固定にした場合の伝搬路上ユーザのブロッキングの測定系を示す。中央の楕円は上からみた人体であり、左右にそれぞれ測定用の受信、送信アンテナがある。本測定は非常に狭ビーム幅（約 10° ）な測定用アンテナを用いた。そのため 1 度の測定では図 2.4 に示すように回折が発生しうるすべての範囲をカバーできず、回折損失を多く見積もってしまう。図 2.5 に測定用アンテナの角度を可変にした場合の伝搬路上ユーザのブロッキングの測定系を示す。本章での測定はすべて図 2.5 に示すように測定用アンテナのビーム幅に合わせてアンテナの角度を順番に振り、そのすべての領域における受信電力を測定した。測定された受信電力を電界加算し、その値を用いることで実質的に回折領域を広くカバーし、より正確な回折損失を求める。ただし各アンテナ角度における位相情報は測定していないため、電界加算は最悪ケースとしてすべて同位相である条件とした。またアンテナ角度を振る幅は第 10 フレネルゾーンをカバーするところまでとした。

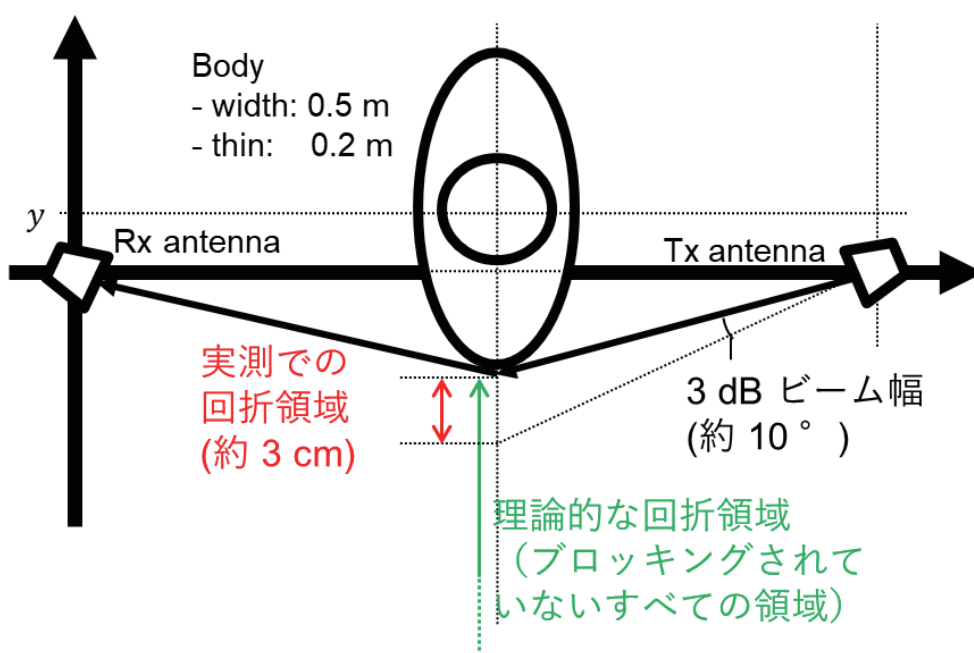


図 2.4: 測定用アンテナの角度を固定にした場合の伝搬路上ユーザのブロッキングの測定系

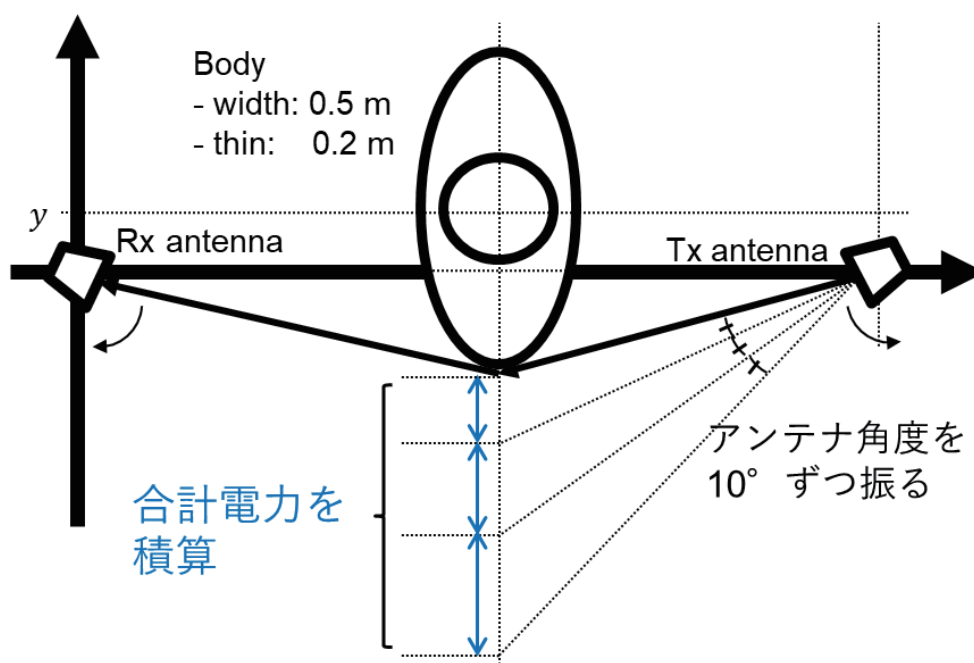


図 2.5: 測定用アンテナの角度を可変にした場合の伝搬路上ユーザのブロッキングの測定環境

2.1.8 伝搬路上ユーザのブロッキング

図 2.6 に伝搬路上ユーザのブロッキングの測定環境を示す。受信アンテナからの距離を x ，送受信アンテナを結ぶ見通し線と人体の中心点の距離を y とする。人体が存在する場合の受信強度と人体を除いた場合の受信強度の差分をとり，人体による減衰を評価する。

図 2.7 に伝搬路上ユーザのブロッキングの測定結果を示す。横軸は y m，縦軸は人体による減衰である。プロット点が実測結果，曲線はナイフエッジモデルである。実測結果はナイフエッジモデルにおおむね一致し，60 GHz 帯における伝搬路上ユーザのブロッキング損失は回折損失が主な要因であることがわかる。

2.1.9 被／与干渉ユーザ自身のブロッキング

図 2.8 に被／与干渉ユーザのブロッキングの測定環境を示す。胴体の正面方向に横向きに受信アンテナを装着し，人体を挟んで反対側から送信する。送受信アンテナと人体とのなす角を θ とする，人体が存在する場合の受信強度と人体を除いた場合の受信強度の差分をとり，人体による減衰を評価する。

図 2.9 に被／与干渉ユーザのブロッキングの測定結果を示す。横軸は θ deg，縦軸は人体による減衰である。プロット点が実測結果，曲線はナイフエッジモデルである。実測結果はナイフエッジモデルにおおむね一致し，60 GHz 帯における被／与干渉ユーザのブロッキング損失は回折損失が主な要因であることがわかる。

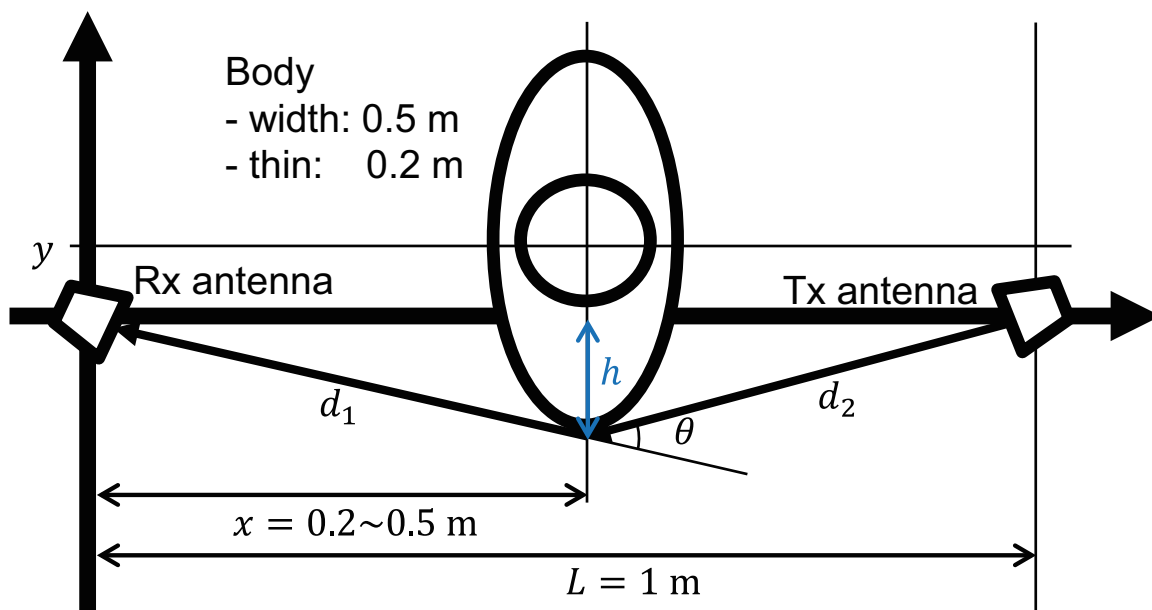


図 2.6: 伝搬路上ユーザのブロッキングの測定環境

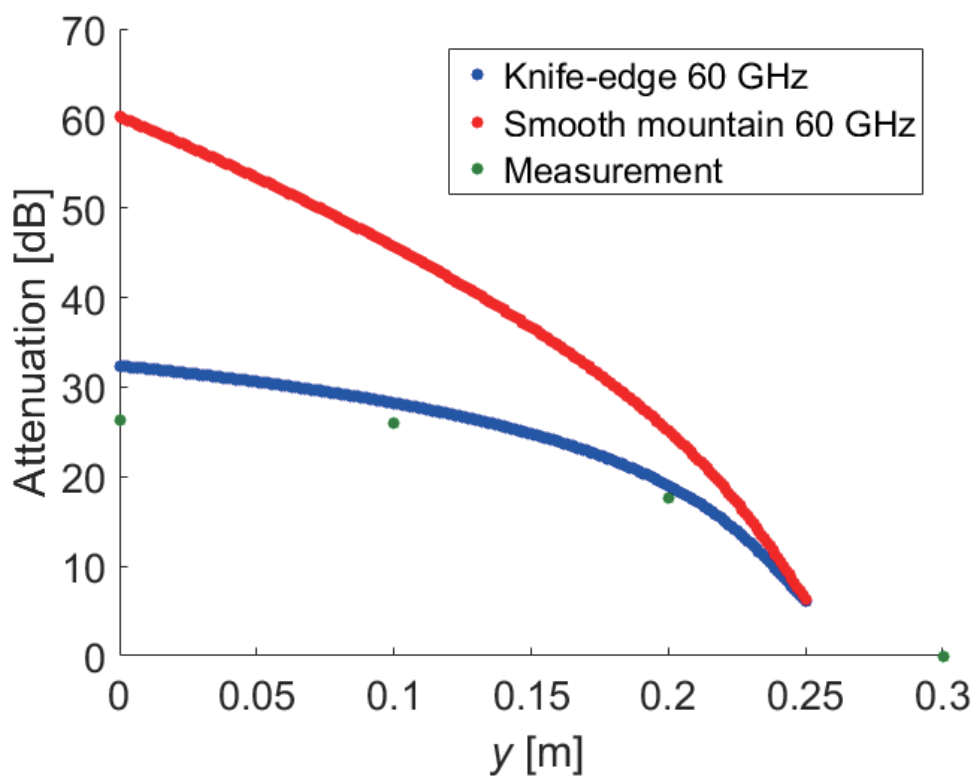


図 2.7: 伝搬路上ユーザのブロッキングの測定結果

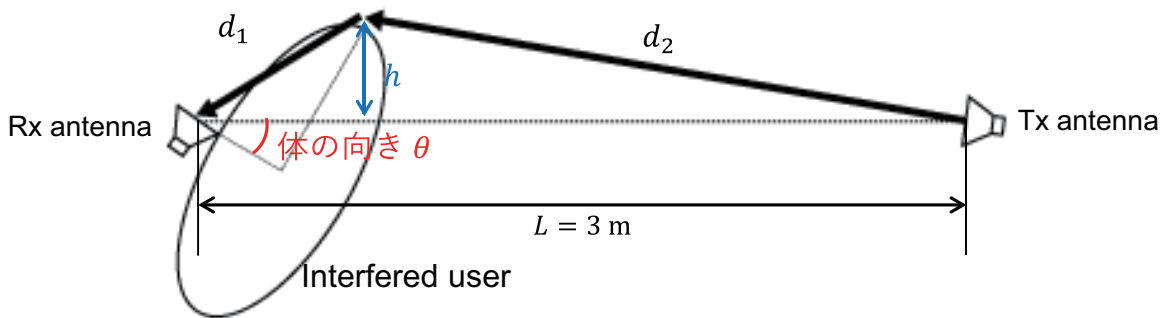


図 2.8: 被/与干渉ユーザのブロッキングの測定環境

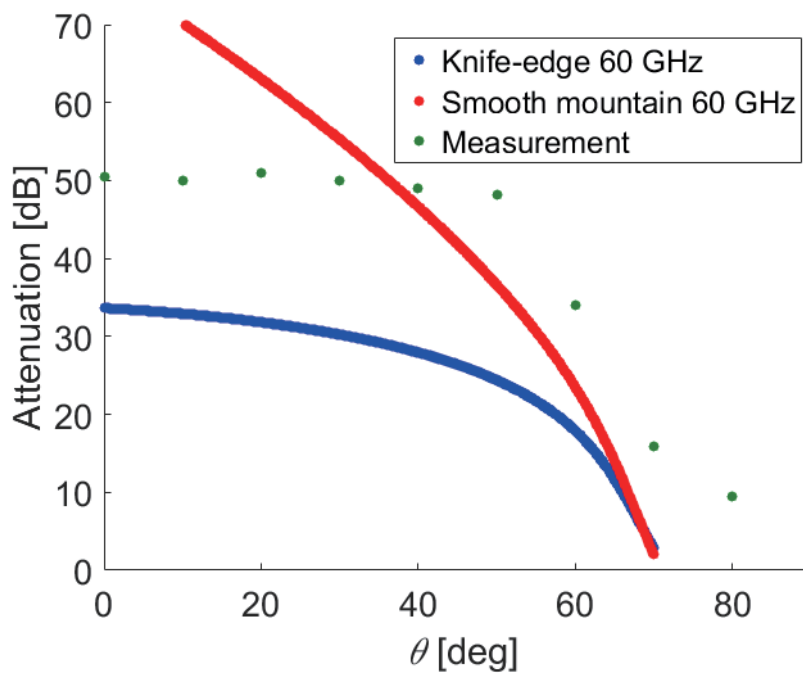


図 2.9: 被/与干渉ユーザのブロッキングの測定結果

2.2 実測に基づくミリ波帯 WBAN 間干渉モデル

以降、本章では人体の減衰特性が干渉波の到来方向および伝搬路上ユーザの位置に対し急峻であることを考慮し、第 2.1.4 節 で述べた条件に対し人体による減衰 L_{Rx} , L_{Tx} , L_{shadow} をそれぞれ個別に考える。

図 2.10 に実測結果に基づく 60 GHz 帯 WBAN 間干渉モデルを示す。赤、青および灰色の円は頭上からみた被干渉ユーザ、与干渉ユーザおよび伝搬路上ユーザの人体をそれぞれ表している。各 WBAN ユーザはそれぞれ 1 つずつ WBAN ノードを装着しており、図 2.10 において緑色で示している。次の 3 つの条件をすべて満たさない場合にその WBAN 同士は干渉すると定義する。

条件 (1) WBAN 間距離

互いの WBAN 間の距離 D が一定以上離れている場合、WBAN 間干渉電力は受信感度以下となる。このときの WBAN 間距離をしきい値 $D_{Threshold}$ とし、このしきい値以上離れた WBAN ユーザからの干渉は無視できるものとする。図 2.10 (a) 左は WBAN 間距離 D がしきい値 $D_{Threshold}$ より大きいため干渉は無視できるものとし、図 2.10 (a) 右は WBAN 間距離 D がしきい値 $D_{Threshold}$ より小さいため干渉が発生する。第 2.1.4 節 で述べた通り、WBAN ノードの受信感度が -80 dBm であり、60 GHz において受信感度 -80 dBm となる自由空間減衰はおよそ 3 m である。ただし単一の WBAN からの干渉電力が受信感度以下となる場合でも、式 (2.2) で示した通り複数の WBAN からの合計干渉電力が受信感度を上回る可能背がある。本評価では合成電力の影響を考慮し、WBAN 間距離しきい値 $D_{Threshold}$ はマージンを取り 4 m とする。 $D_{Threshold}$ 以上の距離となる WBAN 同士は干渉しない。

条件 (2) 被／与干渉ユーザのブロッキング

WBAN ノードは WBAN ユーザに装着されているため、被干渉ユーザおよび与干渉ユーザによる人体のブロッキングが発生する。第 2.1.4 節 で述べた通り、WBAN ノードからみて WBAN ユーザ方向 120° から到来する干渉電力は人体のブロッキングにより受信感度以下となるため、被干渉ユーザの後方 120° からの干渉は無視できるものとする。図 2.10 (b) 左は与干渉ユーザが被干渉ユーザの後方 120° に存在するため干渉は無視できるものとし、図 2.10 (b) 右は与干渉ユーザが被干渉ユーザの前方に存在するため干渉が発生する。また与干渉ユーザに対しても同様の伝搬特性となるため、与干渉ユーザの後方 120° へは干渉を与えないものとする。図 2.10 (c) 左は被干渉ユーザが与干渉ユーザの後方 120° に

存在するため干渉は無視できるものとし、図 2.10 (c) 右は被干渉ユーザが与干渉ユーザの前方に存在するため干渉が発生する。

条件(3) 伝搬路上ユーザのブロッキング

被干渉ユーザと与干渉ユーザの伝搬路の間に別のユーザが存在する場合、その伝搬路上ユーザによる人体のブロッキングが発生する。第 2.1.4 項で述べた通り、人体を 0.4m 径の円柱と仮定し、その円柱が被干渉ユーザおよび与干渉ユーザを結ぶ LoS 線を遮った場合、その与干渉ユーザからの干渉は無視できるものとする。図 2.10 (d) 左は与干渉ユーザと被干渉ユーザの LoS 線を遮る伝搬路上ユーザが存在するため干渉は無視できるものとし、図 2.10 (d) 右は与干渉ユーザと被干渉ユーザの LoS 線が遮られていないため干渉が発生する。

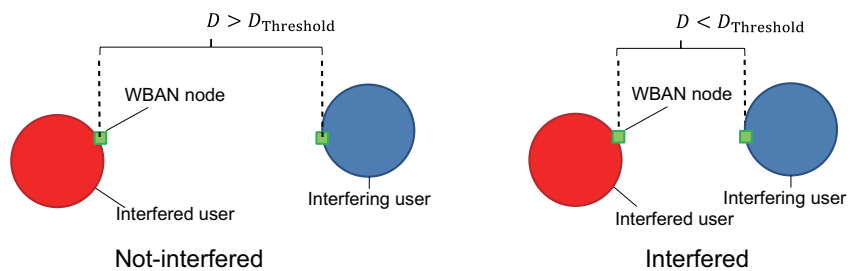
2.3 ユーザ密集環境における WBAN 間干渉特性

本節では第 2.2 節で提案したモデルに従い、計算機シミュレーションによりユーザ 1 人あたりの干渉局数を評価する。比較のため、従来手法としてマイクロ波帯 WBAN を想定し人体の影響のないレンジモデル（第 2.2 節 (1) のみ考慮）を評価する。

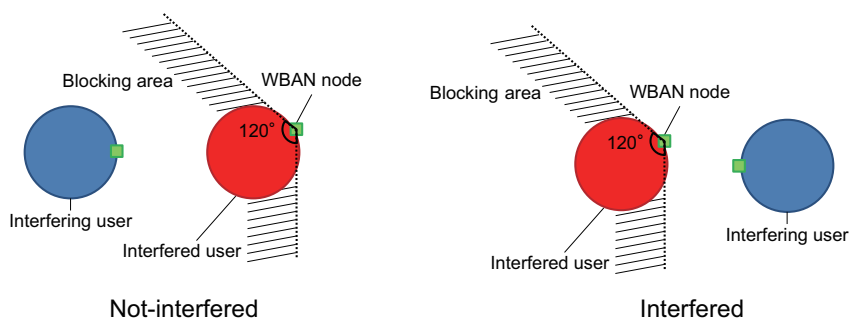
2.3.1 シミュレーション環境

図 2.11 にシミュレーションモデルを示す。10 × 10 m² の評価エリアに n ($1 \leq n \leq 200$) 人の WBAN ユーザを一様分布させる。各 WBAN ユーザはそれぞれ 1 つの WBAN ノードを装着しており、その方向は各試行ごとにランダムに設定する。ユーザ発生領域の境界に近いユーザは相対的に周りに他のユーザが存在する確率が小さくなるため、その影響を避けるため 20 × 20 m² のシミュレーションエリアを設定し、その中心に評価エリアが置かれ、評価エリアの外側のシミュレーションエリアにも評価エリアと同じ密度で WBAN ユーザを一様分布させる。ユーザ密度 n [人/100 m²] に対する評価エリア内の WBAN ユーザあたりの平均干渉局数および WBAN ユーザあたりの干渉局の累積分布 (cumulative distribution function: CDF) を評価する。

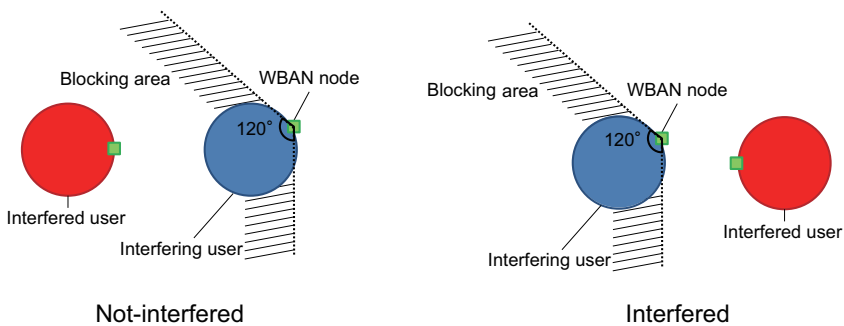
本評価において、第 2.2 節で示した条件 (a) のみを考慮したレンジモデルとの比較を行う。レンジモデルは従来のマイクロ波帯 WBAN の干渉環境に相当する。従来のマイクロ波帯を用いた WBAN では、WBAN 間干渉は人体による減衰の影響が小さいため、それぞれの WBAN 間距離が WBAN 間干渉に対する重要なパラメータである。一方ミリ波帯 WBAN では、WBAN 間距離に加えて人体の減衰による干渉の遮断が WBAN 間干渉に対する検討において重要である。



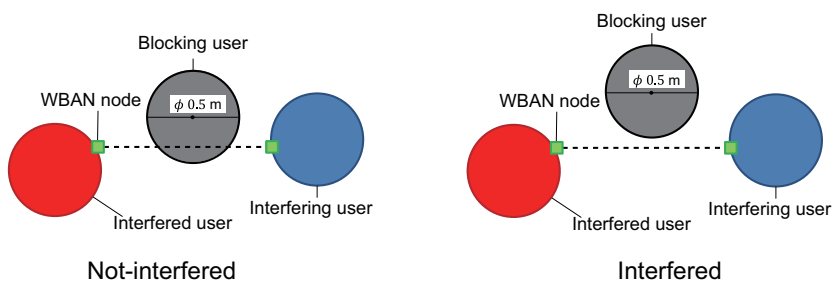
(a) Distance



(b) Direction of the interfered user



(c) Direction of the interfering user



(d) The user between interfered and interfering users

図 2.10: 4 種類の 60 GHz 帯 WBAN 間干渉モデル

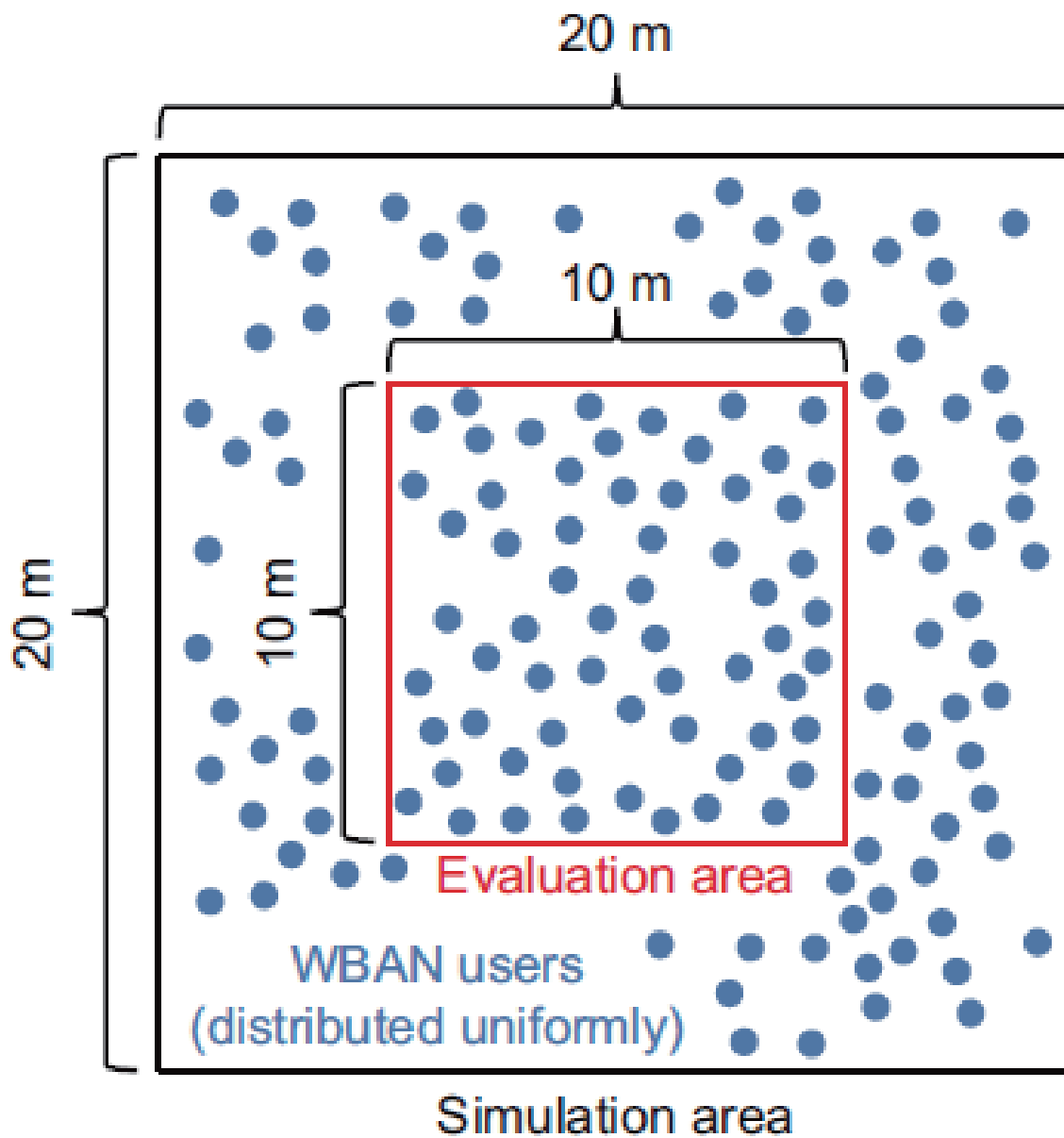


図 2.11: シミュレーションモデル

なお本評価では床面や壁などからの反射波の影響は考慮していない。また全ての WBAN ノードは胴体に装着されていることを想定している。

表 2.9 に計算機シミュレーション諸元をまとめる。第 2.1.4 項 で述べた通り $D_{\text{threshold}}$ を 3 m としている。また本評価では各ユーザ密度あたり 100 回の試行を行う。

表 2.9: 計算機シミュレーション諸元

User density n	1–200 users/100 m ²
$D_{\text{threshold}}$	4 m
Simulation area	20 × 20 m ²
Evaluation area	10 × 10 m ²
The number of trial times	100

2.3.2 シミュレーション結果

図 2.12 に提案するミリ波帯 WBAN 間干渉モデルにおけるユーザ密度 $n = 50$ [人/100m²] のときのシミュレーション結果を示す。青円、赤点はそれぞれ WBAN ユーザおよび WBAN ノードを示している。青線で結ばれている WBAN は第 2.2 節で述べた 3 つの条件をすべて満たし、互いが互いを干渉局として見えている様子を示している。図 2.12 は評価エリア内を図示しているが、評価エリア端の WBAN ユーザは評価エリア外の WBAN ユーザとも互いに干渉局として見えていることが確認できる。

図 2.13 にユーザ 1 人あたりの平均干渉局数のシミュレーション結果を示す。横軸はユーザ密度 n uses/100 m²、縦軸はユーザ 1 人あたりの平均干渉局数である。従来のレンジモデルはユーザ密度の増加に従い干渉局数がほぼ線形に増加している。これに対し提案するミリ波帯 WBAN 間干渉モデルでは干渉局数の増加が約 7 局に収束することが確認できる。これは第 2.2 節で述べた条件 (c) である伝搬路上のユーザの発生確率がユーザ密度の増加に従い高くなるためである。

図 2.14 に従来のレンジモデルにおける WBAN ユーザあたりの干渉局数の CDF を示す。凡例はユーザ密度 n [人/100m²] である。平均干渉局数がユーザ密度 n に対して線形に増加するため、CDF もユーザ密度 n に対し劣化する。

図 2.15 に提案のミリ波帯 WBAN モデルにおける WBAN ユーザあたりの干渉局数の CDF を示す。凡例はユーザ密度 n [人/100m²] である。平均干渉局数の結果と同様に、 $n \geq 100$ の高密度ユーザ環境において CDF もユーザ密度によらず概ね等しい分布となる。

以上より、従来のマイクロ波帯 WBAN ではユーザ密度の増加に従い干渉局数が線形に増加するのに比べ、ミリ波帯 WBAN ではユーザ密度が増加しても干渉局数がある一定値に収束することから、ミリ波帯 WBAN がユーザ密集環境において干渉抑制に効果的であることが示された。

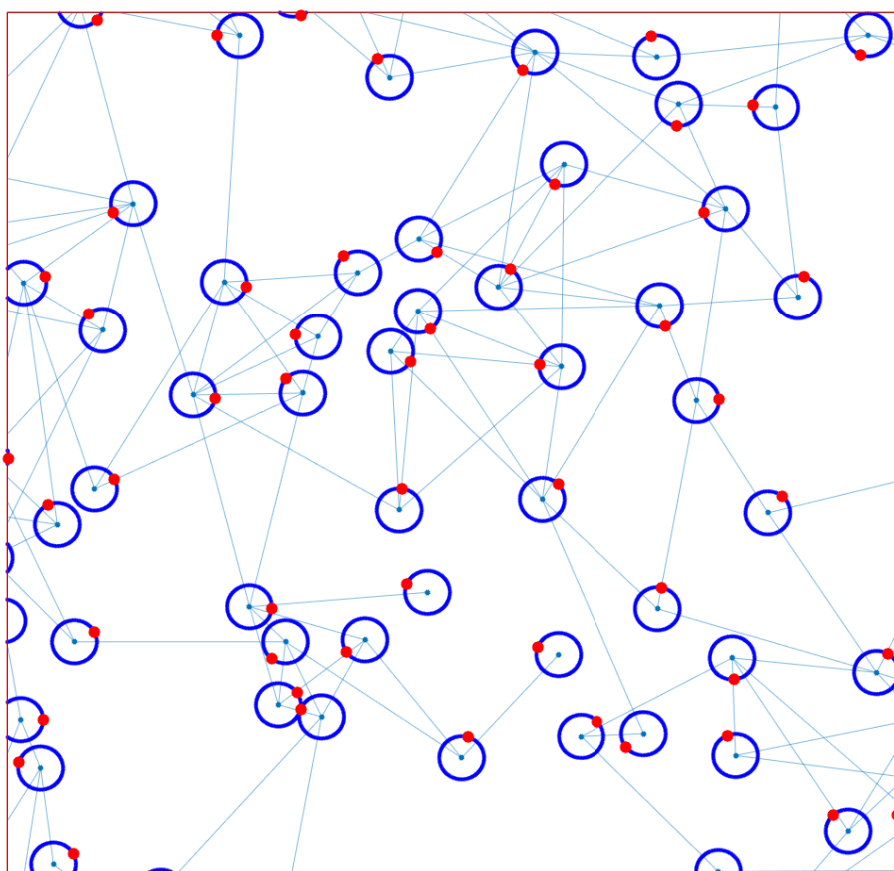


図 2.12: 提案するミリ波帯 WBAN 間干渉モデルにおけるユーザ密度 $n = 50$ [人/100 m²] のときの干渉環境のシミュレーション結果.

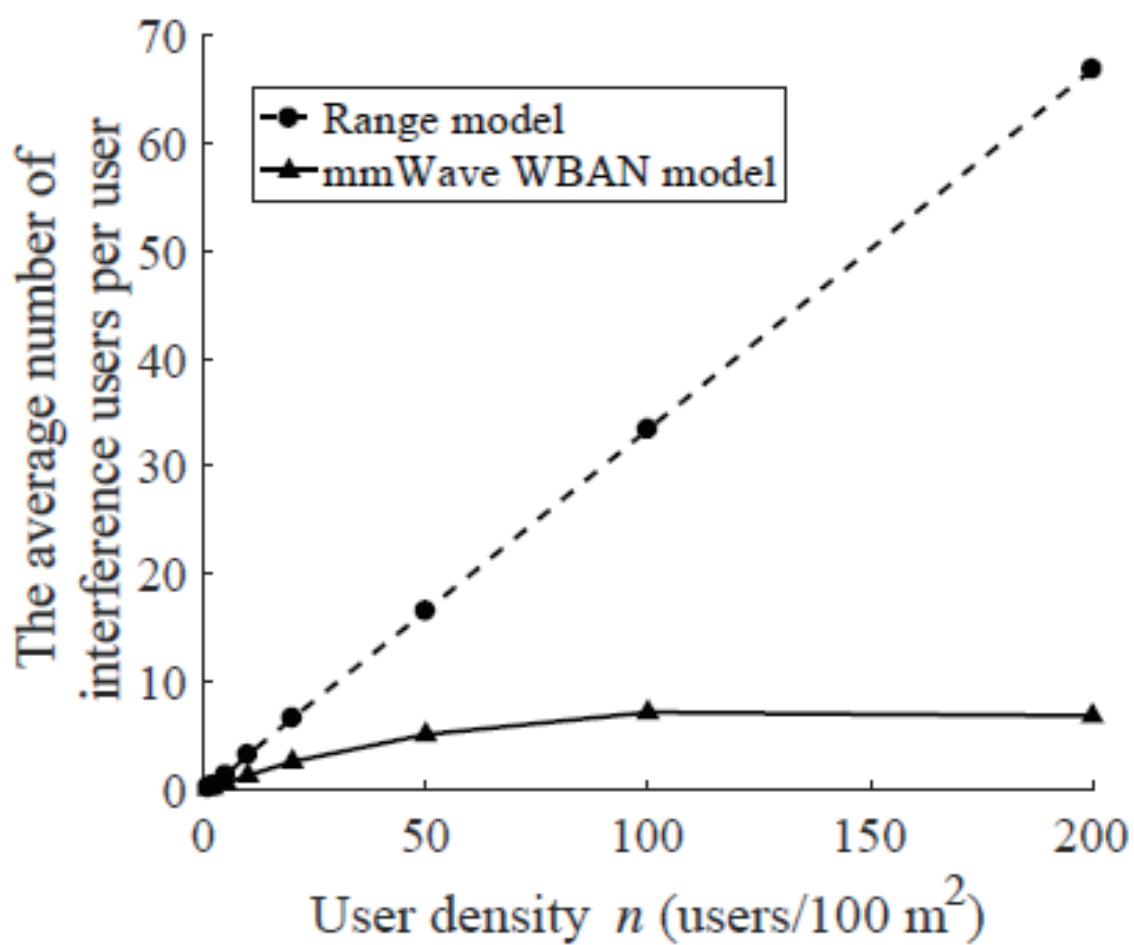


図 2.13: ユーザ 1 人あたりの平均干渉局数 (シミュレーション結果)

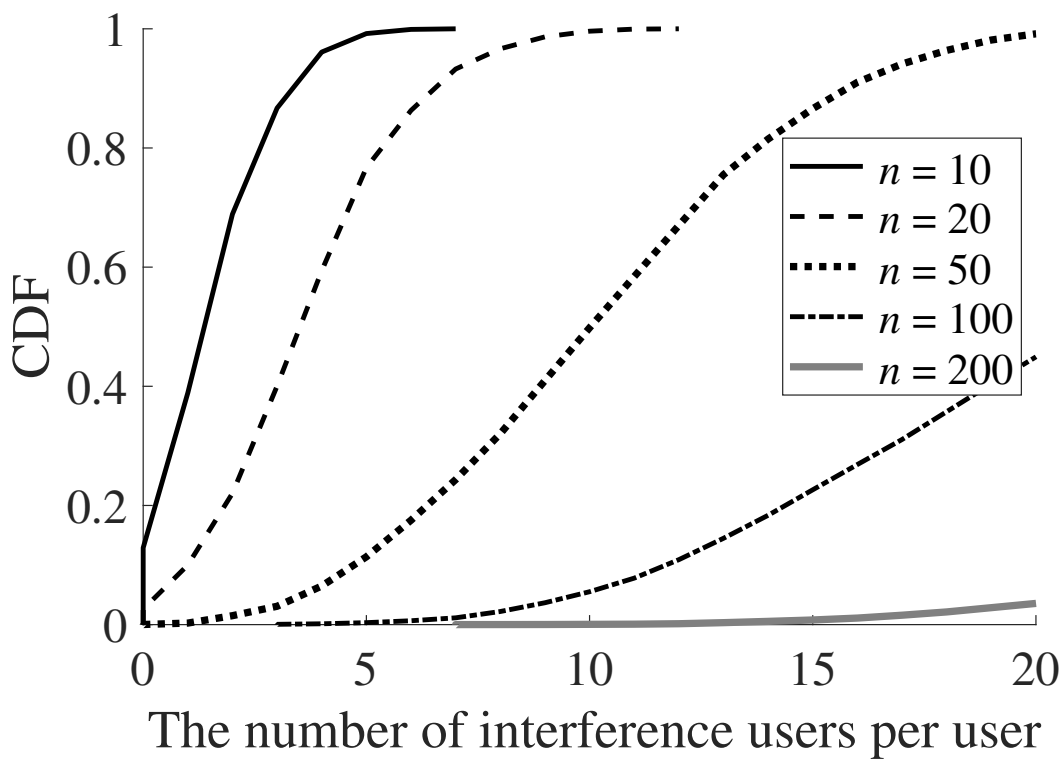


図 2.14: 従来のレンジモデルの WBAN ユーザ 1 人あたりの干渉局数の CDF のシミュレーション結果.

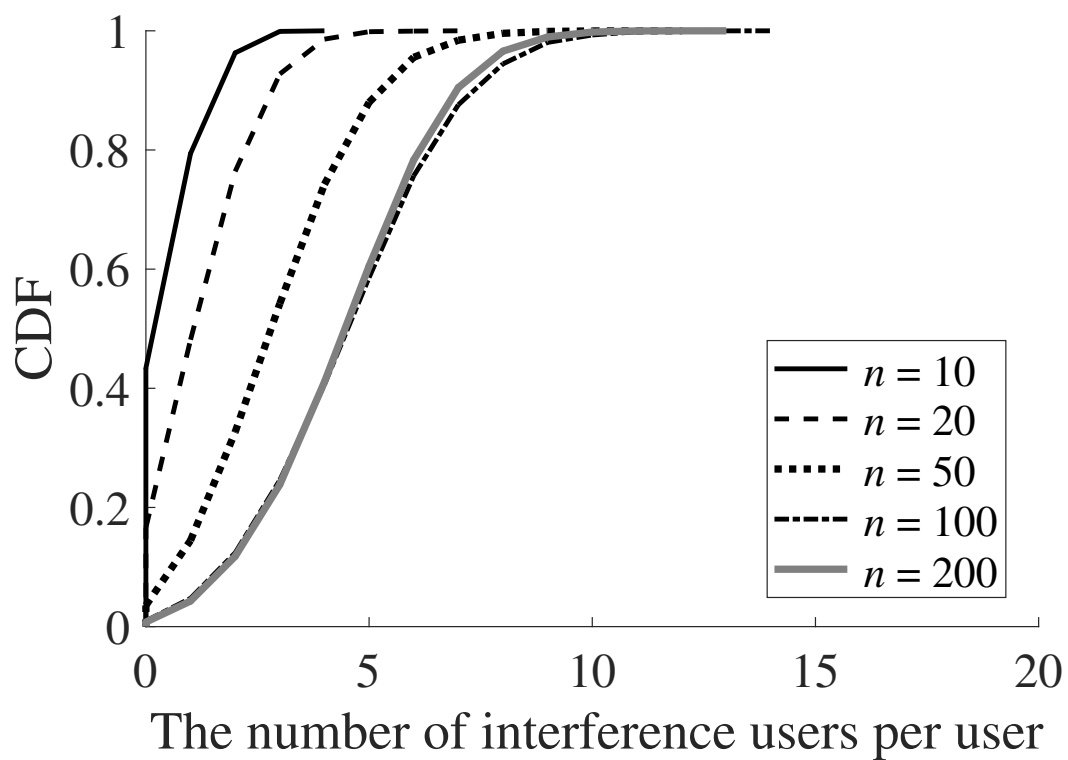


図 2.15: 提案のミリ波帯 WBAN 伝搬モデルの WBAN ユーザ 1 人あたりの干渉局数の CDF のシミュレーション結果.

2.4 まとめ

本章ではユーザ密集環境における WBAN 間干渉を課題として、実測に基づく 60 GHz 帯 WBAN 間干渉モデルを提案し、ユーザ密集環境における 60 GHz 帯 WBAN 間干渉の抑制効果を計算機シミュレーションにより評価した。

WBAN 間干渉電力の減衰要因である人体のブロッキング特性を 60 GHz 帯で測定し、干渉波の経路上に存在する他のユーザの人体により干渉波が遮蔽される幅は約 0.4 m であること、および人体正面に装着する WBAN ノードに対しその後方 120° 以上の角度から到来する干渉波はその人体により遮蔽されることを示した。

測定結果をモデル化した計算機シミュレーションにより、WBAN のユーザ密集環境における 1 人あたりの干渉局数を評価し、従来のマイクロ波帯 WBAN ではユーザ密度の増加に従い干渉曲数が線形に増加する一方、ミリ波帯 WBAN ではユーザ密度が高くなっても平均干渉局数が約 7 局に収束することを明らかにした。

以上より、提案するミリ波帯 WBAN がユーザ密集環境下において WBAN 間干渉に強く、従来のマイクロ波帯 WBAN に比べて高信頼な通信が可能であることを示した。

第3章

足先マルチホップ用 60 GHz 帯 WBAN 内電波伝搬の測定

本章では 60 GHz 帯 WBAN 内直接通信における人体の大きな減衰を課題とし，人体の減衰の影響を受けにくい足先マルチホップ通信の有効性を示すため，可視光による歩行時の足先からの伝搬特性の分類化を用いた 60 GHz 帯 WBAN 内伝搬実験を行い，足先マルチホップ伝搬路の減衰量を明らかにする。

3.1 可視光を用いた歩行時の伝搬特性の分類

3.1.1 動的環境における伝搬特性の変化

図 3.1 に足先マルチホップ通信の歩行時における伝搬特性の変化の様子を示す。歩行時は足先マルチホップ通信の伝搬路が変動する代表的な動的環境である。図 3.1 に示すように，歩行の 1 サイクル内においても足先ノードと体表上のノードの相対位置関係が常に変動する。一方，実際に動いている状態でのミリ波帯での連続的な測定が難しいことから，歩行時の姿勢パターンを分析し，典型的な姿勢を抽出し測定を行う。そのために，ミリ波帯と同様に直進性の強く実際に動いている状態でも連続的な測定が可能な可視光を用いてミリ波帯の歩行時の足先ノードからの伝搬環境を推察し，実測に必要な人体の姿勢を決定する。

3.1.2 測定環境

図 3.2 に測定環境を示す。本測定では足先からの体表に対する伝搬環境を検証するため，測定対象者の人体の右足先に取り付けられた光源からの光が体表を照らす領域を

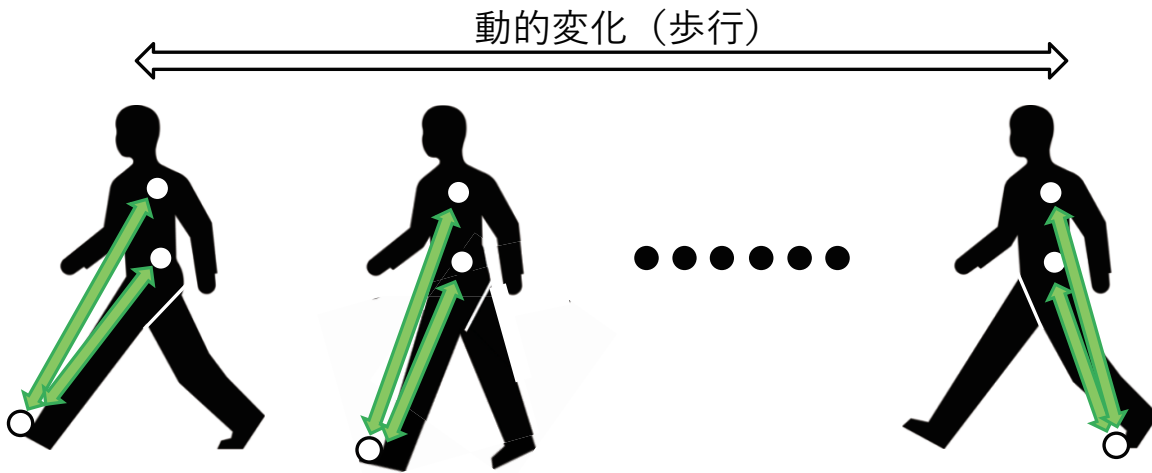


図 3.1: 足先マルチホップ通信の歩行時における伝搬特性の変化

観察する。光源のビームが体表を照らすように上方向に向けて装着している。また光源のビーム幅は体表面に対して十分広く、足先からの見通しが取れている場合には確実に照らされる。この状態で測定対象者が歩行し、光源が照らす体表上の領域を動画像で撮影する。動画像は1秒あたり30コマ(30 fps)で撮影し、時間率の計算には3回の撮影の平均値を用いた。図 3.3 に右足先に取り付けられた光源の写真を示す。光源はゴムバンドで右足親指の付け根付近に取り付けられている。

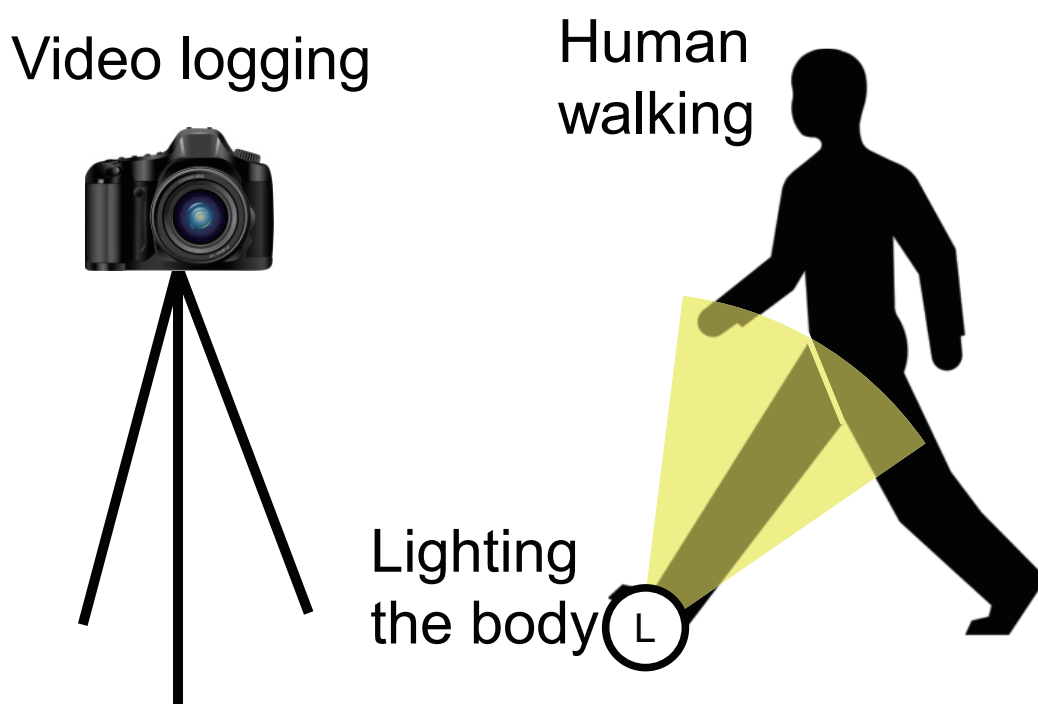


図 3.2: 測定環境（可視光を用いた歩行時の伝搬特性の分類）

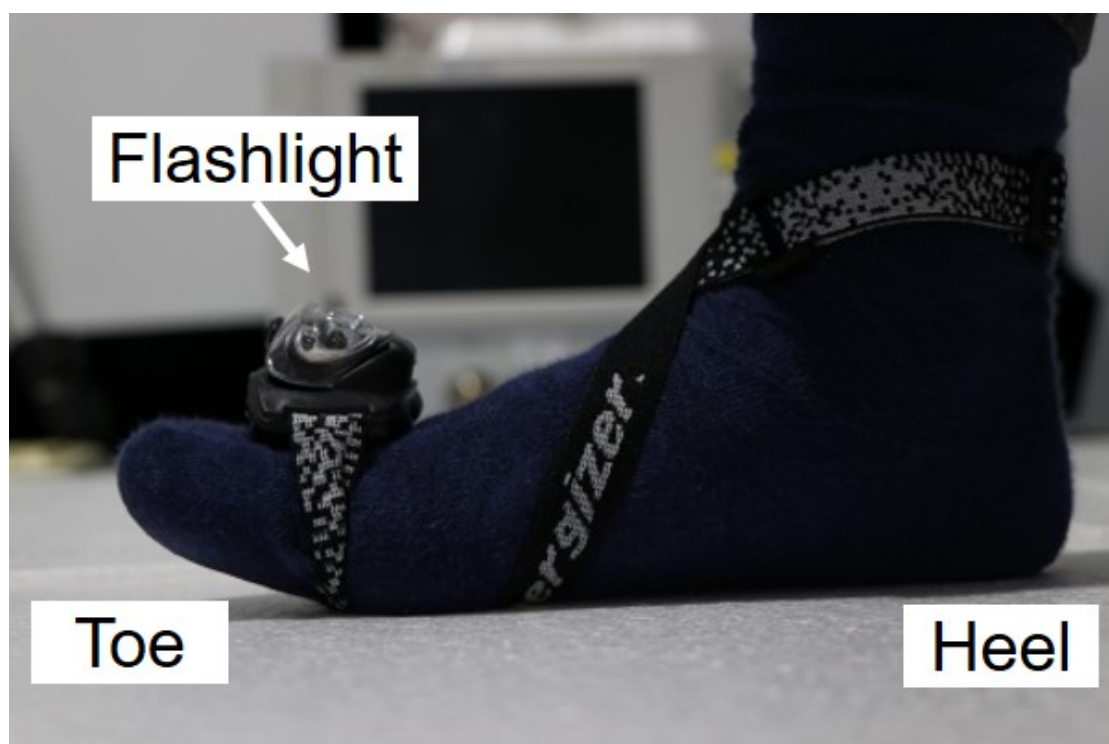


図 3.3: 右足先に取り付けた光源

3.1.3 測定結果

図 3.4 に可視光による歩行時の伝搬特性の分類の実験結果を示す。歩行時に、右足が出てから次にもう一度右足が出てくるまでを 1 サイクルと定義する。1 サイクル平均 0.80 秒 (24.0 コマ) であり、1 サイクルを 100% としたときの各状態の時間率を計算する。片方の足に光源を装着した場合、次の 3 種類の伝搬特性の状態に分類される：

Front-toe

図 3.4 (左) に Front-toe 状態の結果を示す。ここで Front-toe 状態は、光源のついた足全体および上半身全体が十分に照射されている状態と定義した。右足が Front-toe 状態となる時間は平均 0.209 秒 (6.33 コマ) であり、時間率は 26% である。

Center-toe

図 3.4 (中) に Center-toe 状態の結果を示す。ここで Center-toe 状態は、光源のついた足全体および光源のついた足側の腰まで照射されている状態と定義した。右足が Center-toe 状態となる時間は平均 0.340 秒 (10.3 コマ) であり、時間率は 43% である。

Back-toe

図 3.4 (右) に Back-toe 状態の結果を示す。ここで Back-toe 状態は、光源のついた足の膝下まで照射されている状態と定義した。また右足が Back-toe 状態となる時間は平均 0.242 秒 (7.33 コマ) であり、時間率は 31% である。

3.1.4 両足を考慮した時間率の考察

図 3.5 に両足を考慮した時間率の様子を示す。緑が Front-toe、青が Center-toe の状態を示す。片方の足が伝搬特性の悪い Back-toe の場合、もう片方が伝搬特性の良い Front-toe および Center-toe となる。したがってどちらか一方の良い伝搬特性の足でリレーする場合、その時間率は Front-toe 52%、Center-toe 48%、および Back-toe 0% となる。

Front-toe 26% Center-toe 43% Back-toe 31%



図 3.4: 測定結果 (可視光による歩行時の伝搬特性の分類)

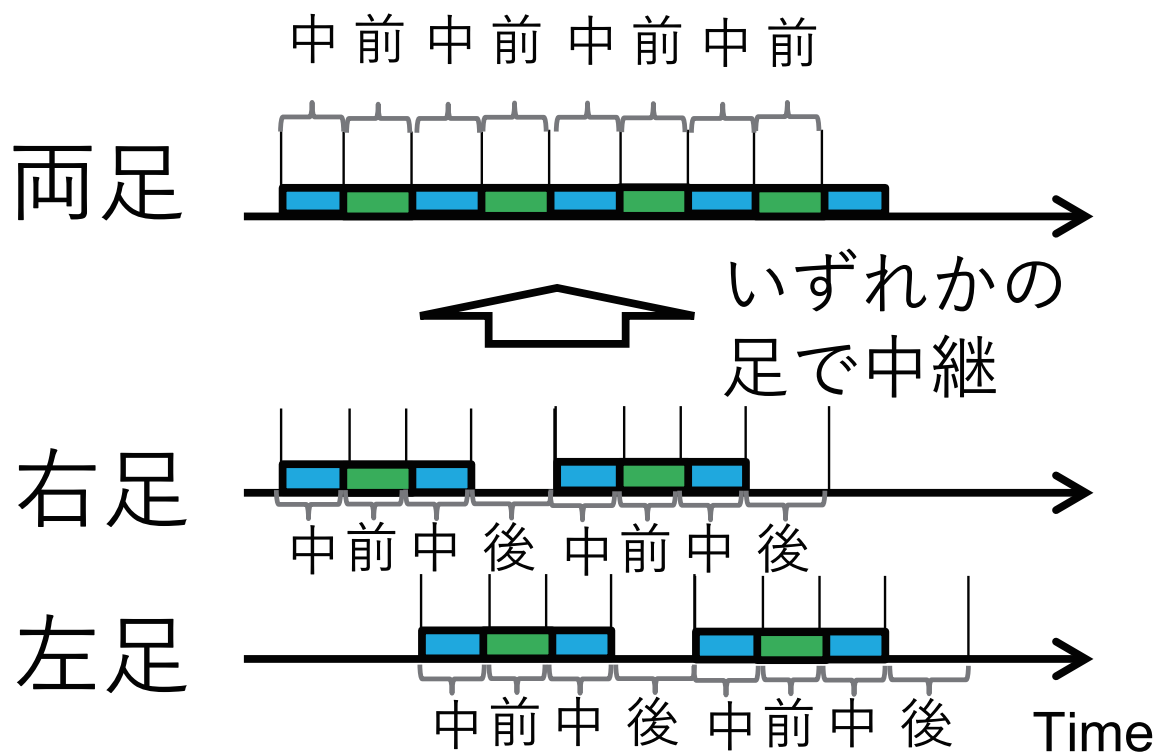


図 3.5: 足先マルチホップ通信の時間遷移

表 3.1: 測定器のパラメータ (E8267C PSG) (3 章)

Output power	23 dBm
Frequency	60 GHz

表 3.2: 測定器のパラメータ (FSU spectrum analyzer) (3 章)

Center frequency	60 GHz
Span	5 kHz
RBW	500 Hz
Reference power	0 dBm

3.2 60 GHz を用いた足先マルチホップ通信用伝搬実験

3.2.1 測定環境

本評価はすべて 60 GHz の無変調波 (CW) を用いて行う。60 GHz CW の生成には Keysight Technologies E8267C PSG および S15MS-AG を用いる。受信電力の測定には Rohde & Schwarz FSU spectrum analyzer を用いる。Tx および Rx アンテナはどちらもアンテナゲインが 22.5 dBi の Quinstar QWH-VPRR00 の標準ホーンアンテナを用いた。Rx アンテナには同軸-導波管変換のための Keysight Technologies V281A waveguide to 1.85 mm (f) アダプタを取り付けた。測定対象の人体の身長は約 1.7 m, 幅約 0.5 m および厚さ約 0.2 m である。

測定機器の設定値を 表 3.1 および 表 3.2 にまとめる。

3.2.2 送受信点位置

図 3.6 に送受信点位置を示す。送信点はすべて右足先で、右足の位置を Front-toe, Center-toe および Back-toe の 3 パターンとした。受信点は A: 腰の正面 (ハブノードを想定), B: 腰の側面 (ハブノードを想定), C: 胸部 (医療ノードを想定), D: 肩の上部, E: 右側頭部 (HMD などを想定) とした。なお D: 肩の上部は WBAN でのユースケースの想定はなく、最悪値として測定した。

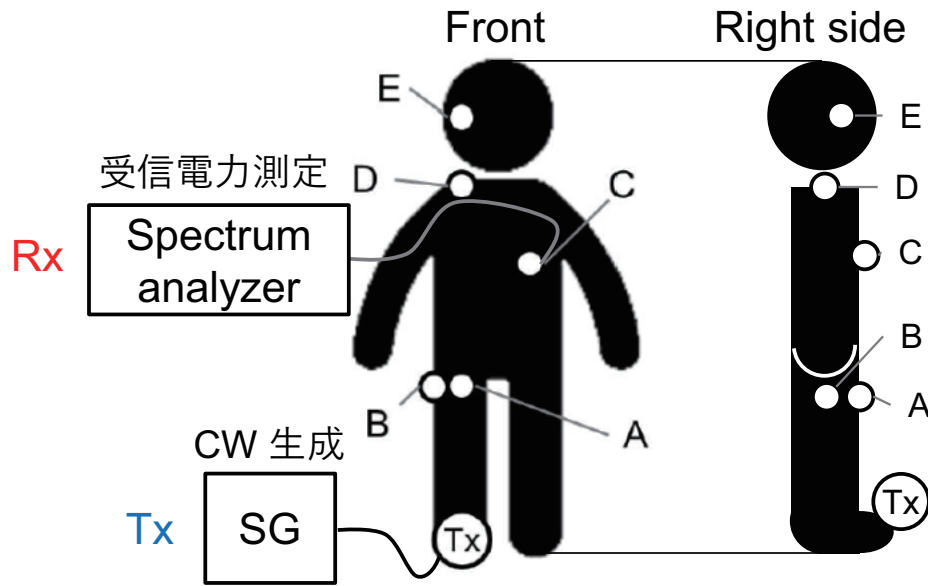


図 3.6: 測定環境 (60 GHz を用いた伝搬実験)

3.2.3 平均人体減衰の計算

式 (3.1) に人体による減衰量の計算式を示す.

$$\overline{L_{\text{body}}} = P_{\text{LoS}} - \overline{P_{\text{meas}}} \quad (3.1)$$

ここで P_{LoS} は 図 3.7 に示すように人体を配置しない場合の受信電力, $\overline{P_{\text{meas}}}$ は 図 3.8 に示すように人体を配置した場合の平均受信電力である. 式 (3.1) により, 測定アンテナ利得, 自由空間減衰およびその他の測定系の損失などを相殺しており, 人体の影響のみを抽出している.

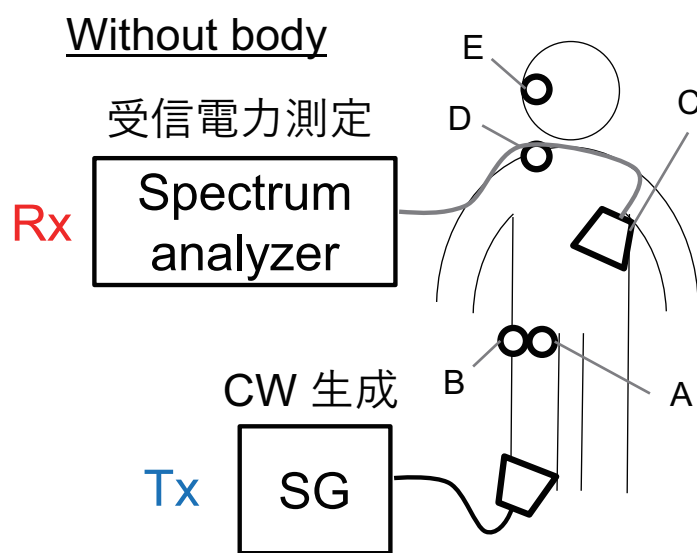


図 3.7: 人体を配置しない場合 (リファレンス)

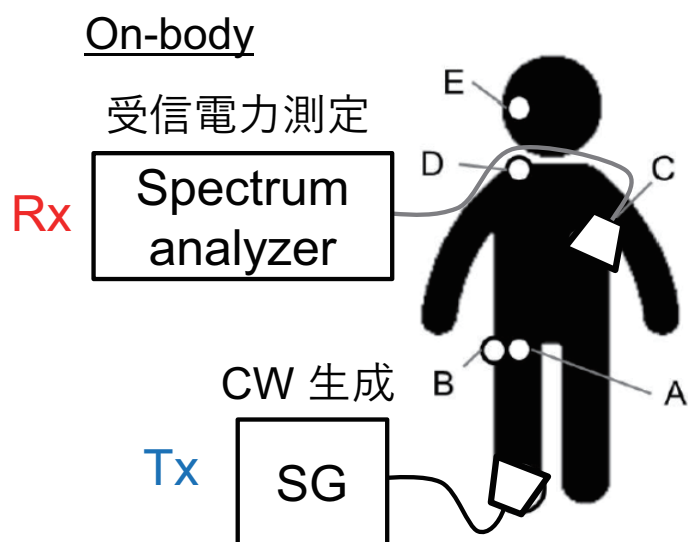


図 3.8: 人体を配置した場合

3.2.4 測定結果

図 3.9 に可視光による分類に基づいた 60 GHz を用いた伝搬実験の測定結果を示す。横軸は受信点の位置，縦軸は人体の影響による減衰量である。送信点の位置は右足先固定であり，青，緑，黄はそれぞれ Front-toe，Center-toe，および Back-toe の結果である。受信点 A の結果は Front-toe で人体による減衰が 6 dB 以下，Center-toe，および Back-toe の状態においても 10 dB～15 dB と減衰量が比較的少ない。一方，受信点 B では受信点 A と同じ地上高にもかかわらず Front-toe，Center-toe，および Back-toe のすべての状態において人体による減衰量が 20 dB 前後と比較的大きくなっている。これは受信点 A が体の正面に位置するのに対し，受信点 B は体の側面に位置するためである。受信点 C は体の正面にあるため Front-toe において 6 dB 以下と減衰量が小さく，Center-toe では減衰量がおおよそ 21 dB となっている。Back-toe では完全に見通しが遮られているため減衰量が 40 前後と大きい。受信点 D は Front-toe，Center-toe，および Back-toe のすべての状態においても見通しが遮られているためどの状態でも減衰量が 36 dB 以上と大きい。受信点 E は伝搬距離は最も長い，足先と同様に頭部も若干ではあるが第 1.1.6 節で述べた体表からのアンテナ高があるため，Front-toe および Center-toe において減衰量が 6 dB 以下と小さく，Back-toe 状態でも減衰量はおおよそ 23 dB である。

以上より，体の正面にあるノードは Front-toe の場合に人体の影響がほぼ無視でき，体の側面にあるノードおよび Center-toe の場合に人体による減衰量はおおよそ 20 dB となる。なお Back-toe 状態は足先マルチホップ通信では通常用いないため考慮しない。体表上の直接通信の際の人体の影響による減衰量が 3.18 dB/cm [71] であることを考えると，足先マルチホップによる人体の影響は小さい。

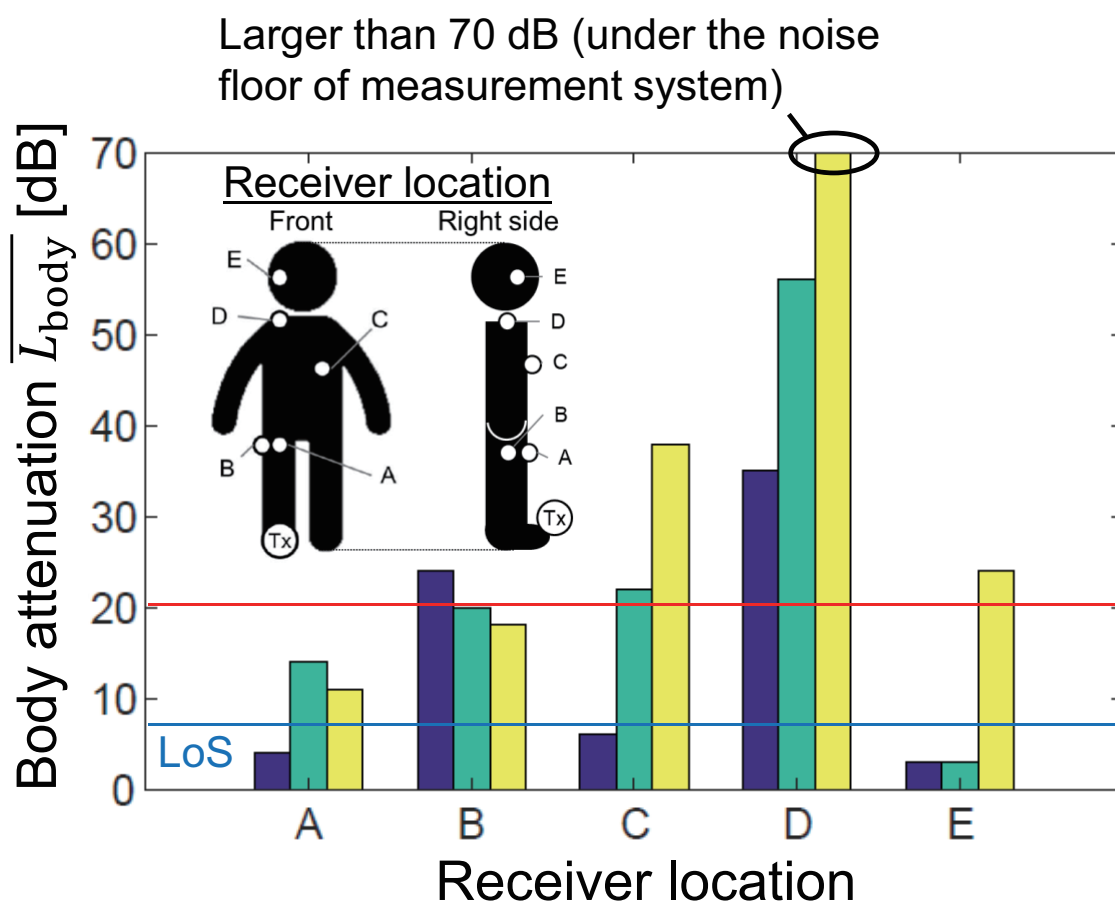


図 3.9: 60 GHz を用いた足先マルチホップ通信用伝搬実験結果

3.3 まとめ

本章では 60 GHz 帯 WBAN 内直接通信における人体の大きな減衰を課題とし、提案する人体の減衰の影響を受けにくい足先マルチホップの有効性を示すため、可視光による歩行時の足先からの伝搬特性の分類化を用いた 60 GHz 帯 WBAN 内伝搬実験を行い、足先マルチホップ伝搬路の減衰量を測定した。

連続的な歩行動作の最中にミリ波帯での測定が難しいことから、はじめに簡易的に光源を用いた測定を行った。これにより歩行時には足先から体表までの伝搬特性が3種類の状態に分類されることを示し、それぞれの時間率を測定した。

光源を用いた測定により明らかとなった伝搬特性の3状態において 60 GHz の信号を用いて足先からセンサーやハブノードが装着されることが想定される複数の体表上の点までの減衰量を実測した。その結果、体表上のセンサーノードとハブノードの直接通信に比べて、足先マルチホップはその通信路の人体による影響が小さいことを実証し、ミリ波帯 WBAN における足先マルチホップの有効性を示した。

第4章

足先マルチホップを用いた高信頼 60 GHz 帯 WBAN システム

本章では足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN システムの信頼性が不明であることを課題とし、足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN の回線設計および通信路容量の評価により提案システムが高信頼であることを示す。

4.1 高信頼 60 GHz 帯 WBAN 内通信の回線設計

図 4.1 に足先マルチホップを持ちいた 60 GHz 帯 WBAN の回線設計を示す。ここで帯域幅 100 MHz, 受信機の NF を 14 dB と仮定する。人体による損失 L_{body} は第 3 章によりおよそ 20 dB である。所望伝送速度を 10 Mbit/s とすると、この通信路容量確保のために必要なアンテナ利得は送受信あわせて 15 dBi 以上となる。

図 4.2 に想定するアンテナパターン [73] を示す。素子間隔 $\lambda/4$ の 2 次元ダイポールアレーアンテナを想定する。足先ノードはアンテナの寸法を広く取れるため、 4×4 の素子数のアレーアンテナを用いる。このときのアンテナの利得は 14 dBi であり、図 4.2 の赤色で示した 3 dB ビーム幅は体表を十分にカバーする。体表ノードは足先ノードほど大きくアンテナの寸法をとれないため、 2×2 の素子数のアレーアンテナを用いる。このときのアンテナの利得は 8 dBi となり、図 4.2 の赤色で示した 3 dB ビーム幅は足先を十分にカバーする。以上より、送受信アンテナの利得による回線利得は 3 dB ビーム幅を考慮し合計で 16 dBi となり要求の 15 dBi を満たす。

表 4.1 に本章で用いる足先マルチホップ通信のシステムパラメータをまとめる。

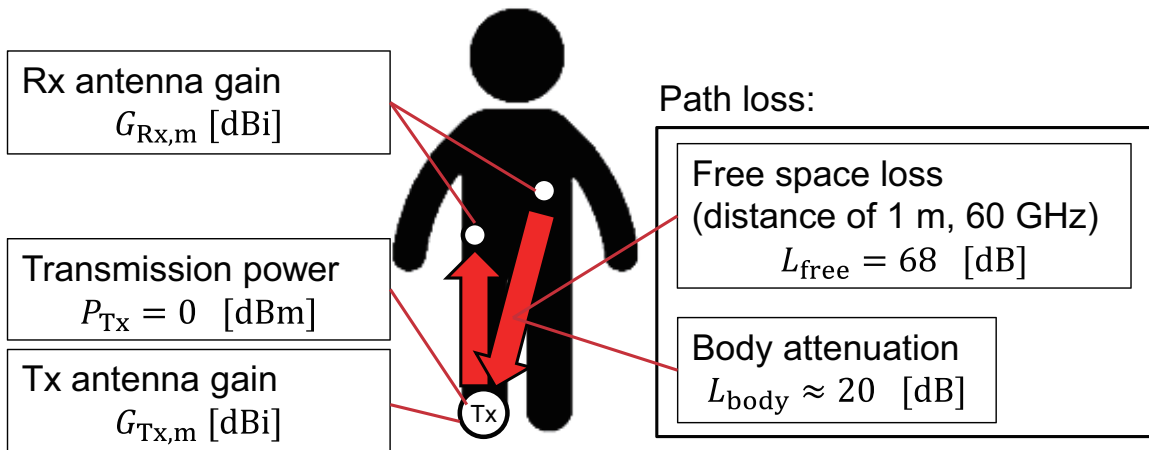


図 4.1: 足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN の回線設計

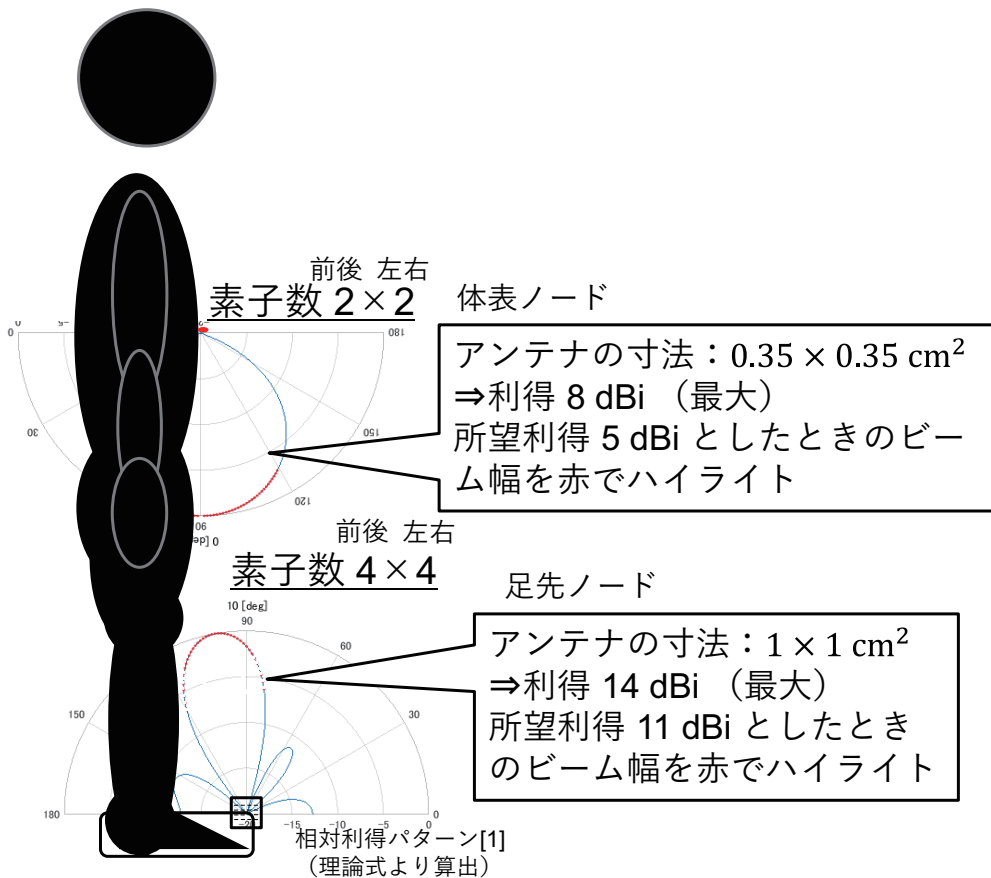


図 4.2: アンテナの検討

表 4.1: 足先マルチホップ通信のシステムパラメータ

Carrier frequency f_c	60 GHz
Channel band width B	100 MHz
Transmission power P_{Tx}	0 dBm
Antenna gain of on-body node G_{body}	5 dBi
Antenna gain of toe node G_{toe}	11 dBi
Noise power density N_0	-174 dBm/Hz

4.2 60 GHz 帯 WBAN 通信路容量の評価による信頼性の検討

本節では 60 GHz 帯 WBAN 内通信における提案方式の信頼性を計算機シミュレーションにより評価する。比較のため、従来手法として表面波伝搬する 60 GHz 帯 WBAN 内通信における直接通信を評価する。なお本節ではアクセス制御やルーティングなどの制御は理想的に行われるものとし、そのオーバーヘッドは考慮しない。またマルチホップによる電力効率の低下は考慮しない。

4.2.1 60 GHz 帯 WBAN 通信路容量

通信路容量は式 (4.1) に示すシャノンの通信路容量の式を用いる。

$$C = HB \log_2 \left(1 + \frac{S}{N} \right) \quad [\text{bit/s}] \quad (4.1)$$

$$S = 10^A \quad [\text{mW}] \quad (4.2)$$

$$A = \frac{P_{Tx} + G_{Tx} + G_{Rx} - L}{10} \quad (4.3)$$

$$N = 10^{N_0/10} B \quad [\text{mW}] \quad (4.4)$$

ここで H はマルチホップ係数であり、直接通信の場合は $H = 1$ 、足先マルチホップ通信の場合は $H = 1/2$ である。 G_{Tx} および G_{Rx} は送信および受信アンテナ利得で

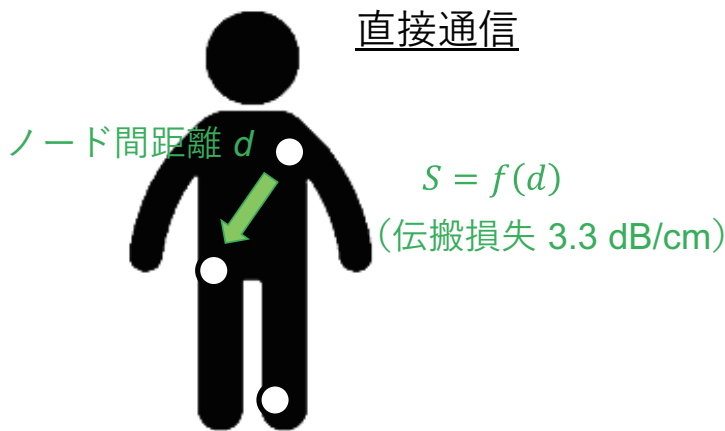


図 4.3: 直接通信による減衰

ある．直接通信の場合， $G_{Tx} = G_{Rx} = G_{body}$ であり，足先マルチホップ通信の場合， $G_{Tx} = G_{body}$ および $G_{Rx} = G_{toe}$ である． L は伝搬損失であり，直接通信の場合は

$$L = L_c d \quad [\text{dB}] \quad (4.5)$$

となり，足先マルチホップ通信の場合は

$$L = \left(\frac{4\pi f_c h}{3 \times 10^8} \right)^2 + L_{body} \quad [\text{dB}] \quad (4.6)$$

となる．

図 4.3 に従来の直接通信における受信電力の減衰の様子を示す．直接通信ではクリーピング波伝搬による減衰のため，送受信ノード間距離 d に伝搬損失の dB 値が比例する．

図 4.4 に提案する足先マルチホップ通信の受信電力の減衰の様子を示す．足先マルチホップ通信では送信ノードあるいは受信ノードと足先ノードとのリレー距離 h および Front-toe または Center-toe の状態により受信電力が減衰する．また直接通信と異なり伝搬損失は送受信ノード間距離 d に基本的に影響されない．ただしマルチホップ通信のため回線容量は送信ノード-足先ノードあるいは足先ノード-受信ノードのうち小さいほうがボトルネックとなる．送受信ノード間距離 d が大きいほど送信ノード-足先ノードと足先ノード-受信ノードの通信路容量の偏差が大きくなる可能性が高まる．

4.2.2 評価条件

本評価では次の 2 つについて評価する．

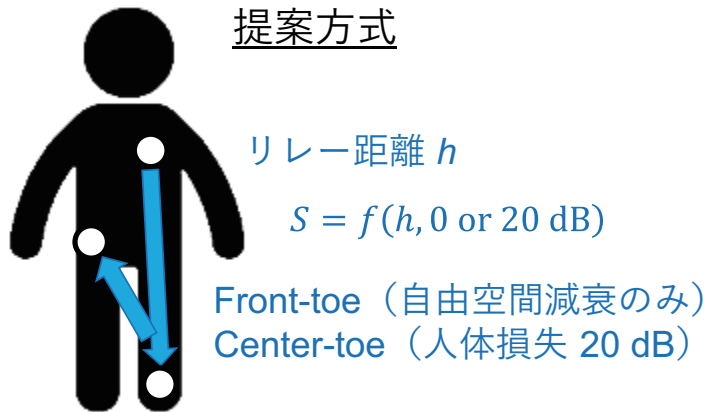


図 4.4: 提案する足先マルチホップ通信

表 4.2: シミュレーション条件

Distance between Tx and Rx nodes d	0.2 – 0.5 m
Average distance between the toe node and the body node h	0.5 – 1.0 m
Propagation loss of direct communication L_c	3.18×10^2 dB/m [71]
Body attenuation L_{body}	Front-toe pause 0 dB <hr/> Center-toe pause 20 dB
Occupied period of front-toe pause	52%
Occupied period of center-toe pause	48%
The number of trial	10000 times

- 送受信ノード間距離 d をパラメータとし、リレー距離 h および足の位置を固定した場合の通信路容量
- 送受信ノード間距離 d およびリレー距離 h をランダムとし、足の位置を 3 章で求めた時間率に従い変化させた場合のスループット CDF

表 4.2 に評価条件を示す。送受信ノード間距離 d を $0.2 \leq d \leq 0.5$ [m]、リレー距離 h を $0.5 \leq h \leq 1.0$ [m] とした。

4.2.3 シミュレーション結果

図 4.5 に直接通信と足先マルチホップ通信の回線容量を示す。横軸は送受信ノード間距離 d ，縦軸は回線容量である。黒破線が従来の直接通信，青，赤，黄および紫の実線が提案する足先マルチホップ通信である。図 4.5 より，従来手法は送受信ノード間距離 d が極めて短い状態では回線容量が高いが，送受信ノード間距離 d が長くなるにしたがい回線容量が著しく劣化する。一方，提案方式は送受信ノード間距離 d が増加しても回線容量がほとんど劣化しない。ただし送受信ノード間距離 d が増加すると送信ノード-足先ノードと足先ノード-受信ノードの通信路容量の偏差が大きくなり，その偏差をエラーバーとして表記した。

図 4.6 に直接通信と足先マルチホップ通信のスループットの分布特性を示す。横軸は WBAN 内通信スループット，縦軸はその CDF である。従来手法は通信距離が離れすぎている場合は通信ができないため，およそ 70% の通信のスループットが 1 Mbit/s 以下となっている。これに対し提案手法は 99.6% 以上の通信のスループットが 10 Mbit/s 以上となっていることから，体表上の任意のノード間での通信が可能であり，信頼性の高い通信が実現可能である。

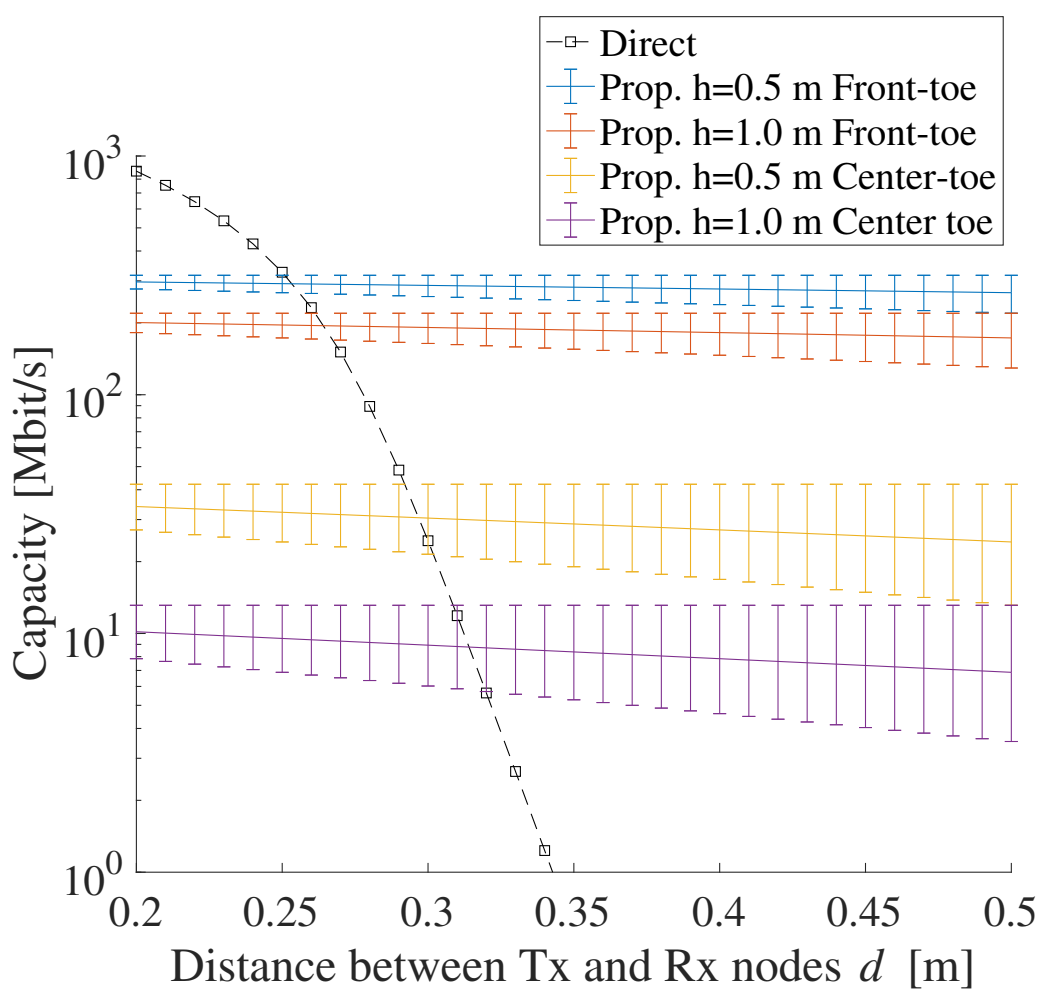


図 4.5: WBAN 内通信スループット

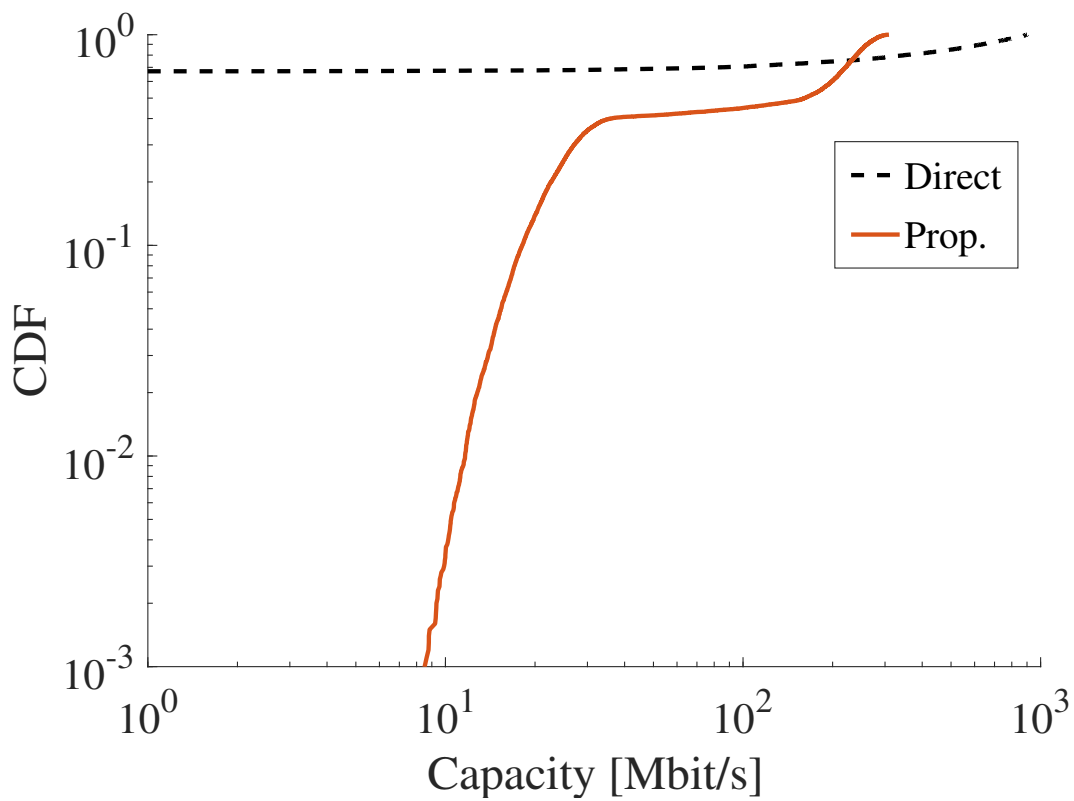


図 4.6: WBAN 内通信スループット CDF (シミュレーション結果)

4.3 まとめ

本章では足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN システムの信頼性が不明であることを課題とし、足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN の回線設計および通信路容量の評価により提案システムの信頼性を評価した。

第 3 章の結果に基づきリンクバジェットを計算し、アンテナへの要求スペックを検討し、足先: 4×4 , 体表: 2×2 のダイポールアレーアンテナにより提案方式が実現可能であることを示した。

また WBAN 内通信路容量の計算モデルを構築し、モンテカルロ法により提案システムの信頼性の評価により提案方式が送受信間距離によらず最低でも 10 Mbit/s を確保可能な信頼性のある通信が可能であることを明らかにした。

以上より本章では足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN システムの回線設計および通信路容量の評価を行い、提案システムの信頼性を明らかにした。

第5章

結論

5.1 結論

本論文では、ユーザ密集環境でも高信頼に通信可能な WBAN の提案と評価を行った。

第2章では、ユーザ密集環境における WBAN 間干渉という課題に対し、実測に基づく 60 GHz 帯 WBAN 間干渉モデルを提案し、計算機シミュレーションによりユーザ密集環境ではユーザあたりの干渉局数がほぼ一定値に収束し、60 GHz 帯 WBAN が干渉抑制に効果的であることを示した。

第3章では、60 GHz 帯 WBAN 内直接通信における人体の大きな減衰という課題に対し、提案する人体の影響の少ない足先マルチホップの有効性を示すため可視光による歩行時の伝搬特性の分類を用いた実測により足先マルチホップの減衰量を明らかにした。

第4章では、提案する足先マルチホップを用いた 60 GHz 帯 WBAN システムの信頼性が不明であるという課題に対し、回線設計および計算機シミュレーションによる通信路容量の評価により、提案システムが高信頼であることを示した。

以上より、本論文では 60 GHz 帯の適用による WBAN 間干渉の抑制効果を示すとともに、提案する足先マルチホップを用いた WBAN の高信頼性を明らかにし、ユーザ密集時の歩行環境でも高信頼に通信可能な WBAN の実現性を示した。

5.2 今後の展望

本研究では従来のマイクロ波帯よりも高い周波数帯のミリ波帯に着目した。ミリ波帯は波長が短い^{*1)}ことから、指向性アンテナと相性がよい。特に WBAN の性質上、所

*1) 60 GHz における波長は真空中で 5 mm

望の WBAN 内通信は鉛直方向，および不要な WBAN 間干渉は水平方向から伝搬してくることが多いため，WBAN 内通信と WBAN 間干渉に方向性の違いが生じる．本論文では固定のアンテナパターンを想定した検討を行ったが，人体の姿勢や周りの環境に応じた適応的なアンテナパターンの切り替えによりより干渉に強く高品質な WBAN 内通信路の確保が可能であると考えられる．

WBAN におけるアンテナ技術は，アンテナ設計 [74], [75] のほか，体表上での変形に耐える検討 [76]，人体とアンテナの間の電磁氣的相互作用の変化 [77] など多様な研究がなされているが，適応的にビームパターンを生成する検討はなされていない．

付録 A

略語表

4G:	Fourth Generation; 第4世代移動通信システム
5G:	Fifth Generation; 第5世代移動通信システム
AAL:	Ambient Assisted Living; アンビエントアシストリビング
AP:	Access Point; アクセスポイント
BCU:	Body Control Unit; ボディコントロールユニット
COI:	Center Of Innovation; センターオブイノベーション
CSMA/CA:	Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance; 搬送波感知多重アクセス/衝突回避方式
DNA:	DeoxyriboNucleic Acid; デオキリボ核酸
DS-UWB:	Direct Spread Ultra Wide Band; 直接拡散超広帯域通信
ECG:	ElectroCardioGram; 心電図
EEG:	ElectroEncephaloGram; 脳波
EMG:	ElectroMyoGram; 筋電図
FCC:	Federal Communications Commission; 連邦通信委員会
GMSK:	Gaussian Minimum Shift Keying; ガウス最小偏位変調
GPRS:	General Packet Radio Service; 第2.5世代移動通信システム
GSM:	Global System for Mobile communication; 第2世代移動通信システム
GSR:	Galvanic Skin Response; ガルバニック皮膚反応
ID:	IDentification;
IEEE:	The Institute of Electrical and Electronics Engineers; 米国電気電子学会

HBC:	Human Body Communication; 人体通信
IG-WBAN:	Interest Group of Wireless Body Area Network; WBAN 利益団体
IoT:	Internet of Things; モノのインターネット
IrDA:	Infrared Data Association; 赤外線による光無線データ通信
IT:	Information Technology; 情報技術
LED:	Light Emitting Diode; 発光ダイオード
LTE:	Long Term Evolution; 第 3.9 世代移動通信システム
LTE-Advanced:	Long Term Evolution-Advanced; 第 4 世代移動通信システム
MB-OFDM:	Multi Band Orthogonal Frequency Division Multiplexing; マルチバンド直交周波数多元接続
MICS:	Medical Implant Telemetry System; 体内埋込み型医療用遠隔監視システム
N/A:	Not Applicable; 該当なし
NB:	Narrow Band; 狭帯域
OOK:	On Off Keying; オンオフ変調
PD:	Personal Device; 個人用デバイス
PDA:	Personal Digital Assistant; 携帯情報端末
PHY:	Physical Layer; 物理層
PSK:	Phase Shift Keying; 位相偏位変調
QoL:	Quality of life; 生活の質
RFID:	Radio Frequency IDentification; 無線 ID タグ
ROS:	Reactive Oxygen Species; 活性酸素
SAR:	Specific Absorption Rate; 比吸収率
SG-WBAN:	Study Group of Wireless Body Area Network; WBAN 研究会
SNR:	Signal to Noise ratio; 信号対雑音電力比
SNS:	Social Networking Service; ソーシャル・ネットワーキング・サービス
SpO ₂ :	Saturation of Percutaneous Oxygen; 経皮的動脈血酸素飽和度
TG:	Task Group; タスクグループ
UMTS:	Universal Mobile Telecommunications System; ヨーロッパにおける第 3 世代移動通信システム
UWB:	Ultra Wide Band; 超広帯域
W-CDMA:	Wideband Code Division Multiple Access

WiMAX:	World wide Interoperability for Microwave Access
WBAN:	Wireless Body Area Network; 人体領域無線通信
WG:	Working Group; ワーキンググループ
WLAN:	Wireless Local Area Network; 特定区域内無線情報通信網
WNG:	Wireless Next Generation; 次世代無線
WPAN:	Wireless Personal Area Network; 近距離無線通信
:	;

参考文献

- [1] 総務省, 情報通信白書平成 30 年度版, <http://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/>
- [2] NTT ドコモ歴史展示スクエア, <http://www.std-mcs.nttdocomo.co.jp/history-s/index.html>
- [3] 3GPP, The Mobile Broadband Standard, LTE-Advanced, <http://www.3gpp.org/technologies/keywords-acronyms/97-lte-advanced>
- [4] 3GPP, The Mobile Broadband Standard, Release 15, <http://www.3gpp.org/release-15>
- [5] The Working Group for WLAN Standards, IEEE 802.11 Wireless Local Area Networks, <http://www.ieee802.org/11/>
- [6] IEEE 802.15 WPAN Task Group 3c (TG3c) Millimeter Wave Alternative PHY, <http://www.ieee802.org/15/pub/TG3c.html>
- [7] IEEE Standards Association, “IEEE Standard for Local and Metropolitan Area Networks - Part 15.6: Wireless Body Area Networks,” IEEE Std 802.15.6-2012, pp. 1–271, Feb. 2012.
- [8] 総務省統計局, 平成 27 年 (2015 年) 国勢調査.
- [9] 総務省法令データ提供システム, 電波法施行規則抄 (昭和二十五年十一月三十日電波監理委員会規則第十四号) http://www.tele.soumu.go.jp/horei/reiki_honbun/a720020001.html
- [10] 総務省東北総合局通信局, 医療における地域 ICT の利活用, 全国先進事業事例集, http://www.soumu.go.jp/soutsu/tohoku/joho/2009_03chiiki/index.html
- [11] 厚生労働省, 保健医療分野の情報化にむけてのグランドデザイン, <https://www.>

mhlw.go.jp/shingi/0112/s1226-1a.html

- [12] C. Tachtatzis, F. Franco, D. Tracey, N. Timmons, and J. Morrison, “An energy analysis of IEEE 802.15.6 scheduled access modes,” in IEEE GLOBECOM Workshops (GC Wkshps), pp. 1270–1275, Dec. 2010.
- [13] S. Movassaghi, M. Abolhasan, J. Lipman, D. Smith, and A. Jamalipour, “Wireless body area networks: A survey,” IEEE Communication Surveys & Tutorials, vol. 16, no. 3 Third quarter 2014.
- [14] A. W. Astrin, H.-B. Li, and R. Kohno, “Standardization for body area networks,” IEICE Transaction on Communication, vol. E92.B, no. 2, pp. 366–372, 2009.
- [15] K. Kwak, S. Ullah, and N. Ullah, “An overview of IEEE 802.15.6 standard,” Proceedings of in 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL), Nov. 2010.
- [16] B. Latre, B. Braem, I. Moerman, C. Blondia, and P. Demeester, “A survey on wireless body area networks,” Wireless Network, vol. 17, pp. 1–18, Jan. 2011.
- [17] S. Ullah, H. Higgins, B. Braem, B. Latre, C. Blondia, I. Moerman, S. Saleem, Z. Rahman, and K. Kwak, “A comprehensive survey of wireless body area networks,” Journal of Medical Systems, vol. 36, no. 3, pp. 1065–1094, June 2012.
- [18] D. Lewis, “IEEE 802.15.6 Call for Applications Summary,” <https://mentor.ieee.org/802.15/file/08/15-08-0407-00-0006-tg6-applications-summary.doc>, Oct. 2008.
- [19] N. D. Vicq, F. Robert, J. Penders, B. Gyselinckx, and T. Torfs, “Wireless body area network for sleep staging,” Proceedings of in IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BIOCAS 2007), pp. 163–166, Nov. 2007.
- [20] M. Lipprandt, M. Eichelberg, W. Thronicke, J. Kruger, I. Druke, D. Willemsen, C. Busch, C. Fiehe, E. Zeeb, and A. Hein, “Osamid: An open service platform for healthcare monitoring applications,” Proceedings of in 2nd Conference on Human System Interactions (HSI’ 09), pp. 139–145, 2009.
- [21] H. Sun, V. D. Florio, C. Blondia, A Design Tool to Reason about Ambient Assisted Living Systems Proceedings of the Sixth International Conference on

-
- Intelligent Systems Design and Applications (ISDA' 06), vol. 2, pp. 1136–1144 Oct. 2006.
- [22] A. Dohr, R. Modre-Opsrian, M. Drobics, D. Hayn, and G. Schreier, “The internet of things for ambient assisted living,” Proceedings of 2010 Seventh International Conference on Information Technology: New Generations, pp. 804–809 Apr. 2010.
- [23] P. Rashidi, and A. Mihailidis, “A Survey on ambient-assisted living tools for older adults,” IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, vol. 17, no. 3, pp. 579–590, May 2013.
- [24] J. Nehmer, M. Becker, A. Karshmer, and R. Lamm, “Living assistance systems: an ambient intelligence approach,” in Proceedings of 28th International Conference on Software engineering, pp. 43–50, ACM, 2006.
- [25] M. Hanson, H. Powell, A. Barth, K. Ringgenberg, B. Calhoun, J. Aylor, and J. Lach, “Body area sensor networks: Challenges and opportunities,” Computer, vol. 42, no. 1, pp. 58 –65, Jan. 2009.
- [26] S. Wang and J.-T. Park, “Modeling and analysis of multi-type failures in wireless body area networks with semi-markov model,” IEEE Communication Letters, vol. 14, no. 1, pp. 6–8, Jan. 2010.
- [27] J. Xing and Y. Zhu, “A survey on body area network,” Proceedings of 5th International Conference on Wireless Communications, Networking and Mobile Computing (WiCom' 09), Sept. 2009.
- [28] S. Ullah, P. Khan, N. Ullah, S. Saleem, H. Higgins, and K. S. Kwak, “A Review of wireless body area networks for medical applications,” International Journal of Communications, Network and System Sciences, vol. 2, no. 8, pp. 797–803, 2009.
- [29] B. Zhen, M. Patel, S. Lee, E. Won, and A. Astrin, “Tg6 technical requirements document (TRD) IEEE p802.15-08-0644-09-0006.,” Sept. 2008.
- [30] “IEEE p802.15.6/d0 draft standard for body area network,” IEEE Draft, 2010.
- [31] A. Zhang, D. Smith, D. Miniutti, L. Hanlen, D. Rodda, and B. Gilbert, “Performance of piconet co-existence schemes in wireless body area networks,” Proceedings of IEEE Wireless Communication and Networking Conference

- (WCNC), Apr. 2010.
- [32] L. Hanlen, D. Miniutti, D. B. Smith, D. Rodda, and B. Gilbert, “Co-channel interference in body area networks with indoor measurements at 2.4 GHz: Distance-to-interferer is a poor estimate of received interference power,” *International Journal of Wireless Information Networks*, vol. 17, no. 3–4, pp. 113–125, Dec. 2010.
- [33] M. Patel and J. Wang, “Applications, challenges, and prospective in emerging body area networking technologies,” *IEEE Wireless Communication*, vol. 17, no. 1, pp. 80–88, Feb. 2010.
- [34] D. Lewis, “IEEE p802.15.6/d0 draft standard for body area network,” <https://mentor.ieee.org/802.15/dcn/10/15-10-0245-06-0006-tg6^draft.doc>, May. 2010.
- [35] T. Zasowski, F. Althaus, M. Stager, A. Wittneben, and G. Troster, “UWB for noninvasive wireless body area networks: channel measurements and results,” *Proceedings of IEEE Conference on Ultra Wideband Systems and Technologies*, pp. 285–289, Nov. 2003.
- [36] R. Shah and M. Yarvis, “Characteristics of on-body 802.15.4 networks,” *Proceedings of 2nd IEEE Workshop on Wireless Mesh Networks (WiMesh)*, pp. 138–139, Sept. 2006.
- [37] M. Sukor, S. Ariffin, N. Fisal, S. S. Yusof, and A. Abdallah, “Performance study of wireless body area network in medical environment,” *Proceedings of Asia International Conference on Modeling & Simulation*, pp. 202–206, 2008.
- [38] “IEEE standard for information technology-telecommunications and information exchange between systems- local and metropolitan area networks-specific requirements part 15.4: Wireless medium access control (MAC) and physical layer (PHY) specifications for low-rate wireless personal area networks (WPANs),” *IEEE Std 802.15.4-2006 (Revision of IEEE Std 802.15.4-2003)*, pp. 1–305, 2006.
- [39] 根日屋 英之, “人体通信の最新動向と応用展開,” シーエムシー出版, 2011.
- [40] A. Boulis, D. Smith, D. Miniutti, L. Libman, and Y. Tselishchev, “Challenges in body area networks for healthcare: The mac,” *IEEE Communication Magazine*, vol. 50, no. 5, pp. 100–106, May 2012.

-
- [41] Federal Communications Commission, Cell Phones and Specific Absorption Rate, <https://www.fcc.gov/general/cell-phones-and-specific-absorption-rate>
- [42] K. Wac, R. Bults, B. V. Beijnum, I. Widya, V. Jones, D. Konstantas, M. Vollenbroek-Hutten, and H. Hermens, “Mobile patient monitoring: The mobihealth system,” Proceedings of Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), pp. 1238–1241, Sept. 2009.
- [43] T. Gao, T. Massey, L. Selavo, D. Crawford, B. Chen, K. Lorincz, V. Shnayder, L. Hauenstein, F. Dabiri, J. Jeng, A. Chanmugam, D. White, M. Sarrafzadeh, and M. Welsh, “The advanced health and disaster aid network: A light-weight wireless medical system for triage,” IEEE Transaction on Biomedical Circuits and Systems, vol. 1, no. 3, pp. 203–216, Sept. 2007.
- [44] E. Kang, Y. Im, and U. Kim, “Remote control multi-agent system for u-healthcare service,” Proceedings of 1st KES International Symposium on Agent and Multi-Agent Systems: Technologies and Applications (KES-AMSTA), (Berlin, Heidelberg), pp. 636–644, Springer-Verlag, 2007.
- [45] V. Shnayder, B. Chen, K. Lorincz, T. Fulford-Jones, and M. Welsh, “Sensor networks for medical care,” Harvard University Technical Report TR-08-05, 2005.
- [46] K. Ouchi, T. Suzuki, and M. Doi, “Lifeminder: a wearable healthcare support system using user’s context,” Proceedings of 22nd International Conference on Distributed Computing Systems Workshops, pp. 791–792, Nov. 2002.
- [47] D. Curtis, E. Shih, J. Waterman, J. Gutttag, J. Bailey, T. Stair, R. Greenes, and L. Ohno-Machado, “Physiological signal monitoring in the waiting areas of an emergency room,” Proceedings of the Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering (ICST) 3rd International Conference on Body Area Networks, Mar. 2008.
- [48] HealthManagement.org, <https://healthmanagement.org/c/it/event/telemedicine-2016>
- [49] S. Jiang, Y. Cao, S. Iyengar, P. Kuryloski, R. Jafari, Y. Xue, R. Bajcsy, and S. Wicker, “Carenet: an integrated wireless sensor networking environment

- for remote healthcare (bodynets),” Proceedings of the Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering (ICST) 3rd International Conference on Body Area Networks, Mar. 2008.
- [50] T. Sheltami, A. Mahmoud, and M. Abu-amara, “Warning and monitoring medical system using sensor networks,” Proceedings of the Saudi 18th National Computer Conference (NCC18), pp. 63–68, 2006.
- [51] Interactive Mobile Medical Monitoring (IM3), <https://www.slideshare.net/ibbt/im3-02-situering-im3-project-birgit-morlion>
- [52] Massachusetts Institute of Technology, MIThril, <http://www.media.mit.edu/wearables/mithril>
- [53] T. Falck, J. Espina, J.-P. Ebert, and D. Dietterle, “Basuma-the sixth sense for chronically ill patients,” Proceedings of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), pp. 4–6, Apr. 2006.
- [54] A. Milenkovic, C. Otto, and E. Jovanov, “Wireless sensor networks for personal health monitoring: Issues and an implementation,” Computer Communications, vol. 29, no. 13–14, pp. 2521–2533, Aug. 2006.
- [55] B. Gyselinckx, R. Vullers, C. Hoof, J. Ryckaert, R. Yazicioglu, P. Fiorini, and V. Leonov, “Human++: Emerging technology for body area networks,” Proceedings of the International Conference on Very Large Scale Integration (IFIP), pp. 175–180, Oct. 2006.
- [56] E. Farella, A. Pieracci, L. Benini, L. Rocchi, and A. Acquaviva, “Interfacing human and computer with wireless body area sensor networks: the wimoca solution,” Multimedia Tools and Applications, vol. 38, pp. 337–363, July 2008.
- [57] K. Venkatasubramanian, G. Deng, T. Mukherjee, J. Quintero, V. Annamalai, and S. S. Gupta, “Ayushman A wireless sensor network based health monitoring infrastructure and testbed,” Springer Lecture Notes in Computer Science, vol. 3560, pp. 406–407, 2005.
- [58] I. Jantunen, H. Laine, P. Huuskonen, D. Trossen, and V. Ermolov, “Smart sensor architecture for mobile-terminal-centric ambient intelligence,” Sensors and Actuators A Physical, vol. 142, no. 1, pp. 352–360, Mar. 2008.
- [59] Imperial College, Ubiquitous Monitoring Environment for Wearable and

- Implantable Sensors, <http://www.doc.ic.ac.uk/vip/ubimon/home/>
- [60] Stanford University, Stanford researchers go from heaven to Earth in 'LifeGuard' test, <http://med.stanford.edu/news/all-news/2004/06/stanford-researchers-go-from-heaven-to-earth-in-lifeguard-test.html>
- [61] HealthService 24 (eTEN-517352), <http://www.healthservice24.com>
- [62] 国立研究開発法人科学技術振興機構, センダー・オブ・イノベーション (COI) プログラム, ビジョン1 さりげないセンシングと日常人間ドックで実現する理想自己と家族の絆が導くモチベーション向上社会創生拠点, http://www.jst.go.jp/coi/site/vision/vision01_3.html
- [63] 亀田 卓, "Massive Connect IoT: 高精度時刻・位置情報を活用した多元接続方式," 信学技報, vol.117, no.185, CQ2017-54, pp.25-25, 2017年8月.
- [64] 亀田 卓, "Massive Connect IoT 時代における多元接続の基礎と応用," コミュニケーションクオリティ (CQ) 基礎講座ワークショップ, 2017年10月.
- [65] M. Yuce and J. Khan, "Wireless Body Area Networks: Technology, Implementation, and Applications," Pan Stanford Publishing, 2011.
- [66] W.-B. Yang and K. Sayrafian-Pour, "Interference mitigation for body area networks," Proceedings of 22nd International Symposium on Personal Indoor and Mobile Radio Communications (PIMRC), pp. 2193-2197, Sept. 2011.
- [67] B. D. Silva, A. Natarajan, and M. Motani, "Inter-user interference in body sensor networks: Preliminary investigation and an infrastructurebased solution," Proceedings of 6th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN), pp. 35-40, June 2009.
- [68] J. Dong and D. Smith, "Cooperative body-area-communications: Enhancing coexistence without coordination between networks," Proceedings of IEEE 23rd International Symposium on Personal Indoor and Mobile Radio Communications (PIMRC), pp. 2269-2274, Sept. 2012.
- [69] P. Karadimas, et al., "Human body shadowing characterization for 60-GHz indoor short-range wireless links," IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, vol. 12, pp. 1650-1653, Dec. 2013.
- [70] X. Wu, et al., "Interuser interference in adjacent wireless body area networks,"

- IEEE Transactions on Antennas and Propagation, vol. 63, No. 10, pp. 4496–4504, Oct. 2015.
- [71] L. Petrillo, et al., “Analytical Creeping Wave Model and Measurements for 60 GHz Body Area Networks,” IEEE Transaction on Antennas and Propagation, vol. 62, no. 8, pp. 4352–4356, May 2014.
- [72] 進士昌明, “無線通信の電波伝搬,” コロナ社, 1992.
- [73] 安達三郎, 米山務, “電波伝送工学,” コロナ社, 1981.
- [74] M. Kamarudin, Y. Nechayev, and P. Hall, “Performance of antennas in the on-body environment,” Proceedings of IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, vol. 3A, pp. 475–478, July 2005.
- [75] Z. Hu, M. Gallo, Q. Bai, Y. Nechayev, P. Hall, and M. Bozzettit, “Measurements and simulations for on-body antenna design and propagation studies,” Proceedings of the 2nd European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), Nov. 2007.
- [76] A. Arriola, J. Sancho, S. Brebels, M. Gonzalez, and W. De Raedt, “Stretchable dipole antenna for body area networks at 2.45 ghz,” Microwaves, Antennas Propagation, vol. 5, no. 13, 2011.
- [77] J. Kim and Y. Rahmat-Samii, “Implanted antennas inside a human body: simulations, designs, and characterizations,” IEEE Transaction on Microwave Theory Technologies, vol. 52, pp. 1934–1943, Aug. 2004.

本研究に関する報告

学術論文

- [1] 秋元 浩平, 本良 瑞樹, 亀田 卓, 本良 瑞樹, “人体の減衰を考慮した複数ユーザ環境における 60 GHz 帯 WBAN 間干渉環境のシミュレーション評価,” 信学論 (B), vol. J102-B, no. 2, pp. 44–51, Feb. 2019.
- [2] K. Akimoto, S. Kameda, and N. Suematsu, “Optimum allocation scheme for user fairness of location-based virtual sector method solving hidden terminal problem in WLAN,” IEEE Transactions on Vehicular Technology, vol. 67, no. 9, pp. 8363–8371, Sept. 2018.

国際学会（査読付き）

- [1] K. Mayama, K. Akimoto, S. Kameda, and N. Suematsu, “Evaluation of link level performance considering EVM of transmit signal for downlink NOMA,” Proceeding of 2018 Asia-Pacific Microwave Conference (APMC), TH4-K03, Nov. 2018.
- [2] K. Akimoto, M. Motoyoshi, S. Kameda, and N. Suematsu, “Measurement of on-body propagation loss for directional millimeter-wave WBAN,” Proceeding of Global Symposium on Millimeter Waves (GSMM) 2018, May 2018.
- [3] K. Akimoto, M. Motoyoshi, S. Kameda, and N. Suematsu, “Measurement of human body blocking at 60 GHz for inter-network interference of mmWave WBAN,” Proceeding of 2017 Asia Pacific Microwave Conference (APMC), WEP1-P.7, Nov. 2017.
- [4] H. Fukudome, K. Akimoto, S. Kameda, N. Suematsu, T. Takagi, and K. Tsubouchi, “Modeling indoor-outdoor propagation in wooden residential area at 2.5 GHz and 3.5 GHz bands,” 2017 International Conference on Computing, Networking and Communications (ICNC), pp. 277–281, Feb. 2017.
- [5] H. Fukudome, K. Akimoto, S. Kameda, N. Suematsu, T. Takagi, and K. Tsubouchi, “Measurement of 3.5 GHz band small cell indoor-outdoor propagation in multiple environments,” European Wireless 2016, S5, May 2016.
- [6] K. Akimoto, S. Kameda, A. Taira, N. Suematsu, T. Takagi, and K. Tsubouchi, “Location-based virtual sector method for interference control in WLAN multicell environment,” 2015 International Conference on Information and Communication Technology Convergence (ICTC2015), pp. 451–456, Oct. 2015.

国際研究会（査読なし）

- [1] K. Mayama, K. Akimoto, S. Kameda, and N. Suematsu, “Uplink non-orthogonal multiple access with single-carrier frequency domain equalization,” 信学技報, vol. 118. no. 274, SR2018-63, pp. 11–12, Oct. 2018.
- [2] H. Fukudome, K. Akimoto, S. Kameda, N. Suematsu, T. Takagi, and K. Tsubouchi, “Measurement of 3.5 GHz band small cell indoor-outdoor propagation: visualization method of RSSI in 3-dimensional geospace,” 信学技報, vol. 116. no. 29, SR2016-2, pp. 5–6, May 2016.
- [3] K. Akimoto, S. Kameda, N. Suematsu, T. Takagi, and K. Tsubouchi, “Evaluation of location-based virtual sector method for hidden terminal problem in WLAN,” 信学技報, vol. 116. no. 29, SR2016-19, pp. 69–70, May 2016.

国内研究会（査読なし）

- [1] 横内 汰地, 秋元 浩平, 本良 瑞樹, 亀田 卓, 末松 憲治, “混雑環境におけるミリ波帯 WBAN の通信路容量の評価,” 信学技報, vol. 118, no. 218, MW2018-63, pp. 23–28, 2018 年 9 月.
- [2] 秋元 浩平, 本良 瑞樹, 亀田 卓, 末松 憲治, “混雑環境における人体ブロッキングを考慮したミリ波帯 WBAN 間干渉環境の評価,” MIKA2018, 3-10, 2018 年 9 月.
- [3] 真山 健大, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, “下り回線非直行多元接続 (NOMA) における送信 EVM を考慮したビット誤り率特性の評価,” 信学ソ大, B-5-46, 2018 年 9 月.
- [4] 真山 健大, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, “下り回線非直交多元接続 (NOMA) における EVM を考慮した受信特性の評価,” 信学技報, vol. 118, no. 125, RCS2018-91, pp. 69–74, 2018 年 7 月.
- [5] 小野 謙人, 小野 貴博, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, “位置情報を用いた異種無線融合システムのネットワーク選択手法～トラヒックリレーによる大容量データ伝送遅延時間の評価～,” 信学技報, vol. 118, no. 126, SR2018-52, pp. 145–150, 2018 年 7 月.

- [6] 秋元 浩平, 本良 瑞樹, 亀田 卓, 末松 憲治, “混雑環境における人体ブロッキングを考慮したミリ波帯 WBAN 間干渉環境の検討,” 信学総大, B-17-7, 2018 年 3 月.
- [7] 真山 健大, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, “下り回線非直交多元接続 (NOMA) における不完全 SIC 時の通信路容量: 多値変調方式の評価,” 信学総大, B-5-83, 2018 年 3 月.
- [8] 小野 貴博, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, “位置情報を用いた異種無線融合システムのネットワーク選択手法: マルチユーザトラヒックリレーによる遅延伝送時間短縮効果の評価,” 信学技報, vol. 117, no. 456, RCS2017-361, pp. 235–240, 2018 年 2 月.
- [9] 秋元 浩平, 本良 瑞樹, 亀田 卓, 末松 憲治, “60 GHz 帯 WBAN 間干渉を想定した人体ブロッキングの実測評価,” 信学技報, vol. 117, no. 382, AP2017-156, pp. 31–36, 2018 年 1 月.
- [10] 真山 健大, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, “下り回線非直交多元接続 (NOMA) における不完全 SIC 時の通信路容量の評価,” 信学技報, SR2017-109, pp. 91–96, 2018 年 1 月.
- [11] 小野 貴博, 劉 沁寒, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, “位置情報を用いた異種無線融合システムのスループット改善手法: トラヒックリレーの提案と特性評価,” 信学ソ大, B-17-4, 2017 年 9 月.
- [12] 秋元 浩平, 本良 瑞樹, 亀田 卓, 末松 憲治, “人体ブロッキングによる減衰量の測定に基づくミリ波帯 WBAN 間干渉の検討,” 信学ソ大, B-17-31, 2017 年 9 月.
- [13] 劉 沁寒, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, “位置情報を用いた異種無線融合システムのネットワーク選択手法: トラヒックナビゲーションにおけるユーザ満足度の評価,” 信学技報, vol. 117, no. 11, RCS2017-20, pp. 101–106, 2017 年 4 月.
- [14] 劉 沁寒, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, “位置情報を用いた異種無線融合システムのネットワーク選択手法: トラヒックリレーの提案,” 信学技報, vol. 116, no. 480, SR2016-93, pp. 15–20, 2017 年 3 月.
- [15] 秋元 浩平, 本良 瑞樹, 亀田 卓, 末松 憲治, “ミリ波帯 WBAN のための簡易伝搬モデルを用いたユーザ間干渉量の評価,” 信学ソ大, B-17-15, 2017 年 3 月.
- [16] 福留 秀基, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “3.5 GHz 帯

- スモールセル屋内→屋外伝搬環境の実測評価: 木造住宅街における伝搬モデルの視覚的解析, ” 信学技報, vol.116, no.276, SR2016-59, pp.17-20, 2016年10月.
- [17] 劉 沁寒, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, “位置情報を用いた異種無線融合システムのネットワーク選択手法: トラヒックナビゲーションの評価, ” 信学技報, vol.116, no.276, SR2016-76, pp.121-126, 2016年10月.
- [18] 秋元 浩平, 福留 秀基, 亀田 卓, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “3.5 GHz 帯スモールセル屋内 → 屋外伝搬環境の実測評価: 木造住宅街における受信電力特性, ” CQ 研究会 (第二種研究会), 2016年10月.
- [19] 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “位置情報を用いた仮想セクタ方式による WLAN 隠れ端末問題の解消: シェドウイング環境におけるセクタ再分割手法の評価, ” 信学技報, vol.116, no.184, RCS2016-146, pp.95-100, 2016年8月.
- [20] 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “WLAN マルチセル環境における仮想セクタ方式によるさらされ端末問題の低減, ” 信学総大, B-17-16, 2016年9月.
- [21] 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “位置情報を用いた仮想セクタ方式による WLAN 隠れ端末問題の解消, ” 信学総大, B-17-33, 2016年3月.
- [22] 福留 秀基, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “3.5 GHz 帯スモールセル屋内 → 屋外伝搬環境の実測評価: 置局環境の違いによる受信電力特性の評価, ” 信学総大, B-5-88, 2016年3月.
- [23] 福留 秀基, 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “3.5 GHz 帯スモールセル屋内 → 屋外伝搬環境における通信距離の実測評価, ” 信学技報, vol.115, no.411, SR2015-86, pp.95-100, 2016年1月.
- [24] 秋元 浩平, 亀田 卓, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “WLAN マルチセル環境における位置情報を活用した干渉制御手法の評価, ” 信学ソ大, B-17-16, 2015年9月.
- [25] 秋元 浩平, 亀田 卓, 平 明德, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “WLAN マルチセル環境における位置情報を活用した干渉制御手法, ” 信学技報, vol.115, no.2, RCS2015-11, pp.53-58, 2015年4月.

- [26] 秋元 浩平, 三宅 裕士, 亀田 卓, 平 明德, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “QZSS ショートメッセージ SS-CDMA 通信における同期精度の実験的検証,” 信学技報, vol.114, no.435, SR2014-96, pp.13-18, 2015 年 1 月.
- [27] 秋元 浩平, 三宅 裕士, 亀田 卓, 末松 憲治, 高木 直, 坪内 和夫, “QZSS ショートメッセージ SS-CDMA 通信のレイリーフェージング環境における基本特性,” 信学技報, vol.114, no.86, RCS2014-37, pp.31-36, 2014 年 6 月.

謝 辞

本研究は、東北大学大学院工学研究科通信工学専攻の博士課程後期 3 年の課程において、東北大学電気通信研究所教授 末松 憲治先生の始終丁寧な御指導のもとに行われたものであり、ここに心から深く感謝の意を表します。

また、本論文をまとめるに際し、数々の有益な御教示を頂きました東北大学大学院情報科学研究科教授 加藤 寧先生、東北大学大学院工学研究科教授 陳 強先生に厚く感謝申し上げます。

本研究を進めるにあたり、終始辛抱強く適切な御指導と熱心なご議論を頂きました東北大学電気通信研究所准教授 亀田 卓先生に深く感謝いたします。

研究活動において、多大なるご協力、活発な御討論を頂きました鈴鹿工業高等専門学校教授 飯塚 昇先生、富山高等専門学校教授 小熊 博先生、釧路工業高等専門学校准教授 山形 文啓先生、東北大学電気通信研究所助教 本良 瑞樹先生に深く感謝いたします。

本研究を進めるにあたり、共同研究者として様々な御討論、ご協力を頂きました劉 沁寒氏（現 アクセンチュア（株））、大屋 慶氏（現 北海道電力（株））、福留 秀基氏（現（株）シグマクス）、小野 貴博氏（現 カルソニックカンセイ（株））、真山 健大氏、小野 謙人氏、横内 汰地氏、吉田 圭氏に心から感謝の意を申し上げます。

研究活動において公私ともに数々の有益な御討論を戴きました沖縄工業高等専門学校教授 谷藤 正一先生、前畠 貴氏（住友電気工業（株））、河合 邦浩氏（（株）NTT ドコモ）、大和田 健夫氏（現（株）日立ビルシステム）、斉藤 琢斗氏（現 東北電力（株））、則島 景太氏（現 北陸電力（株））、数野 将史氏（現（株）村田製作所）、桂 陽氏（現 エリクソン・ジャパン（株））、武田 尚之氏、古市 朋之氏、吉野 長浩氏、舟山 拓実氏、張 俊皓氏、呂 行氏、枝松 航輝氏、党 博文氏、Andrew Apostol 氏、Fabian Engemann 氏、Phanitta Chomsinsap 氏、Bjorn Langborn 氏に深く感謝いたします。

研究に関する事務処理などで大変お世話になりました、富澤 幸恵さん、山田 かおりさんに深く感謝いたします。

研究活動全般において、大変お世話になりました、MathWorks Japan の皆様に厚く感謝いたします。

日常生活において、様々な相談にのり、また励ましてくださった友人、知人の多くの方々に感謝いたします。

研究生活、日常生活ともに御支援、叱咤、激励を与えてくださった両親そして家族に心から感謝の意を申し上げます。

本研究は以上のように、多くの方々の御協力、御援助のもとで行われたものであります。最後に重ねて心から感謝いたします。