

UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE

VINICIUS CORRÊA FERREIRA

**AGENDAMENTO DE TRANSMISSÕES EM
REDES CORPORAIS SEM FIO CIENTE DE
MOVIMENTOS DO CORPO HUMANO**

NITERÓI

2021

UNIVERSIDADE FEDERAL FLUMINENSE

VINICIUS CORRÊA FERREIRA

**AGENDAMENTO DE TRANSMISSÕES EM
REDES CORPORAIS SEM FIO CIENTE DE
MOVIMENTOS DO CORPO HUMANO**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Computação da Universidade Federal Fluminense como requisito parcial para a obtenção do Grau de Doutor em Computação. Área de concentração: Ciência da Computação

Orientador:

DÉBORA CHRISTINA MUCHALUAT SAADE

Co-orientador:

CÉLIO VINICIUS NEVES DE ALBUQUERQUE

NITERÓI

2021

Ficha catalográfica automática - SDC/BEE
Gerada com informações fornecidas pelo autor

F383a Ferreira, Vinicius Corrêa
Agendamento De Transmissões Em Redes Corporais Sem Fio
Ciente De Movimentos Do Corpo Humano / Vinicius Corrêa
Ferreira ; Débora Christina Muchaluat-Saade, orientadora ;
Célio Vinicius Neves De Albuquerque, coorientador. Niterói,
2021.
101 f.

Tese (doutorado)-Universidade Federal Fluminense, Niterói,
2021.

DOI: <http://dx.doi.org/10.22409/PGC.2021.d.05700942755>

1. Redes Corporais Sem Fio. 2. Agendamento de Transmissões.
3. IEEE 802.15.6. 4. Wireless Body Area Networks. 5.
Produção intelectual. I. Muchaluat-Saade, Débora Christina,
orientadora. II. De Albuquerque, Célio Vinicius Neves,
coorientador. III. Universidade Federal Fluminense. Instituto
de Computação. IV. Título.

CDD -

VINICIUS CORRÊA FERREIRA

AGENDAMENTO DE TRANSMISSÕES EM REDES CORPORAIS SEM FIO
CIENTE DE MOVIMENTOS DO CORPO HUMANO

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Computação da Universidade Federal Fluminense como requisito parcial para a obtenção do Grau de Doutor em Computação. Área de concentração: Ciência da Computação

Aprovada em abril de 2021.

BANCA EXAMINADORA



Débora C. Muchaluat Saade, D.Sc. - Orientadora, UFF



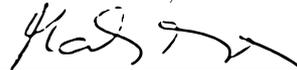
Célio V. N. de Albuquerque, Ph.D. - Co-orientador, UFF



Diego Gimenez Passos, D.Sc. - UFF



Aíra Conci, D.Sc. - UFF



Markus Endler, D.Sc. - PUC-Rio



Cristiano André da Costa, D.Sc. - Unisinos

Niterói

2021

Agradecimentos

À minha querida esposa, Flávia, pelo companheirismo, apoio e incentivo em todos os momentos. É um privilégio compartilhar minha vida com você.

Aos meus pais, Fernando e Sueli, por toda inspiração, carinho e suporte que me possibilitaram chegar até aqui.

Aos meus orientadores, Débora e Célio, por generosamente compartilharem seus conhecimentos, por toda paciência, dedicação e amizade.

Aos membros do Laboratório MidiaCom, por todo apoio e colaboração. É um enorme prazer aprender e trabalhar com vocês.

Aos meus amigos, familiares e todos demais que direta ou indiretamente participaram da minha formação, o meu muito obrigado.

Resumo

A fim de explorar plenamente os benefícios das tecnologias sem fio na telemedicina, um novo tipo de rede sem fio emergiu: as redes corporais sem fio ou as *Wireless Body Area Networks* (WBANs). No entanto, desafios técnicos e sociais devem ser tratados para permitir sua adoção prática. Alguns desses desafios já são conhecidos de outros cenários, como os requisitos de operação para uma rede sem fio, a eficiência energética, os poucos recursos computacionais e a composição heterogênea da rede. Alguns fatores como o uso do corpo humano como meio de propagação, os efeitos da radiação no tecido humano e variações na movimentação do corpo fazem das redes corporais sem fio um novo paradigma de redes de comunicação sem fio. A eficiência na comunicação é essencial, principalmente em cenários de saúde. Para atingir os requisitos das aplicações em WBANs, enquanto preserva a eficiência energética e diretrizes de segurança física do usuário destas redes, este trabalho propõe um mecanismo de suporte ao agendamento de transmissões baseado na movimentação do corpo humano. Uma avaliação de cenários típicos de movimentos do corpo, como estar parado, caminhando, correndo, embasam o escalonamento e agendamento de transmissões para a comunicação dos nós da rede. Em cenários de mobilidade periódica, o mecanismo proposto obteve desempenho até 25% superior na taxa de entrega de pacotes se comparado ao CSMA/CA, mecanismo de acesso aleatório, e 20% superior ao TDMA, agendamento sem a ciência do movimento. O mecanismo também melhora a eficiência energética. Uma redução de 20% na energia gasta para transmitir um bit de aplicação foi observada quando comparado com CSMA/CA e uma redução de 17% quando comparado com TDMA. Em cenários com mudanças de posturas, o tempo de reação observado foi de até 7 segundos e a quantidade de nós na rede não interferiu no comportamento do mecanismo.

Palavras-chave: Redes Corporais Sem Fio, WBANs, IEEE 802.15.6, Agendamento de Transmissões.

Abstract

In order to fully exploit the benefits of wireless technologies in telemedicine, a new type of wireless network has emerged: the Wireless Body Area Networks (WBANs). However, technical and social challenges must be addressed to allow their practical adoption. Some of these challenges are already known from other scenarios, such as operating requirements for a wireless network, energy efficiency, limited computational resources, and heterogeneous composition of the network. Some factors such as the use of the human body as a propagation media, the effects of radiation on human tissue, and human body postures and movements make WBANs a new paradigm of wireless communication networks. Communication efficiency is essential, especially in the healthcare scenario. To achieve the requirements of WBANs applications, while preserving the energy efficiency and physical security of users, this work proposes a communication based on the movement of the human body. An assessment of typical scenarios of body movements, such as standing, walking, and running, underlies the transmission schedule for network nodes. In periodic mobility scenarios, such as walking, the PDR is up to 25 % higher when compared to CSMA/CA random access and 20 % higher than TDMA, a scheduling without movement awareness. The mechanism also improves energy efficiency. A 20% reduction in energy spent per transmitted application bit was observed when compared to CSMA/CA and 17% reduction when compared to TDMA. In scenarios with posture changes, the reaction time is up to 7 seconds, and the number of network nodes did not interfere with the mechanism's PDR and energy efficiency performance.

Keywords: Wireless Body Area Networks, WBANs, IEEE 802.15.6, Transmission Scheduling.

Lista de Figuras

2.1	Arquitetura de rede em <i>Wireless Body Area Networks</i> (WBANs) [47]	11
2.2	Topologia das WBANs [27]	17
2.3	Modelo de Referência IEEE 802.15.6 [27]	17
2.4	Estrutura da unidade de dados da camada física (PPDU) [27]	18
2.5	Formato do Quadro MAC [27]	21
2.6	Medidas experimentais da perda de percurso de um link entre o pulso esquerdo e o quadril direito em diferentes atividades [62].	24
2.7	Posição dos sensores no experimento realizado em [63].	25
3.1	Média de idade dos dados em uma WBAN com mudanças posturais [49].	29
3.2	Mobilidade dos nós nos braços e pernas na proposta [60].	30
3.3	Composição do movimento de caminhada em [41].	31
3.4	Modelo de movimentação a partir das articulações [20].	31
3.5	Quinze segundos da aceleração (superior) e do sinal <i>Received Signal Strength Indicator</i> (RSSI) (inferior) referentes ao link criado entre o dispositivo final no pulso e o coordenador, enquanto o sujeito estava caminhando ao ar livre [13].	36
4.1	Visão global do <i>Channel-Aware Gait-cycle-based transmission mechanism</i> (CAG).	42
4.2	Série Temporal do RSSI.	43
4.3	Etapas da Análise de Frequência.	44
4.4	Exemplo de Análise de Frequência.	45
4.5	Etapas da Análise Temporal.	46
4.6	Sinal de RSSI usado no exemplo de Análise Temporal.	47

5.1	Estrutura básica do simulador Castalia.	51
5.2	Estrutura interna de um nó e suas interfaces.	51
5.3	Diagrama de classes implementadas no módulo IEEE 802.15.6 MAC.	53
5.4	Diagrama de sequência da interação Hub - Nó - CAG.	55
5.5	Módulos implementados na estrutura do simulador Castalia.	59
5.6	Diagrama de classes do modelo de mobilidade implementado.	60
5.7	Diagrama da classe do canal Goswami implementado.	62
6.1	Topologia Simulada.	64
6.2	<i>Packet Delivery Ratio</i> (PDR) da aplicação por nó.	68
6.3	Análise dos quadros de dados transmitidos.	69
6.4	Energia gasta pela aplicação para transmitir um bit.	70
6.5	Frequência de movimento inferida pelo CAG para o Nó 1.	71
6.6	Frequência de movimento inferida pelo CAG para o Nó 2.	72
6.7	Frequência de movimento inferida pelo CAG para o Nó 3.	72
6.8	PDR da aplicação por nó com mudanças de posturas.	73
6.9	Energia gasta pela aplicação para transmitir um bit com mudanças de posturas.	74
6.10	Topologia simulada com 12 nós.	74
6.11	PDR da aplicação por nó em topologia com 12 nós.	77
6.12	Energia gasta pela aplicação para transmitir um bit em topologia com 12 nós.	78

Lista de Tabelas

2.1	Sensores biológicos	10
2.2	Requisitos de taxa de dados para aplicações WBANs [51]	11
2.3	Restrições Básicas para limitação da exposição humana a campos eletromagnéticos de radiofrequências entre 10 MHz e 10 GHz estabelecidos pela ANATEL (W/kg)	15
2.4	Especificações de frequência e largura de banda das camadas físicas no padrão IEEE 802.15.6	23
2.5	Taxa de entrega de pacotes entre os nós da rede.	26
3.1	Tabela comparativa das propostas de comunicação baseada na mobilidade .	40
4.1	Notações de variáveis e termos utilizados.	42
4.2	Parâmetros configuráveis do mecanismo CAG e suas descrições.	49
6.1	Parâmetros configurados para avaliação.	65
6.2	PDR da aplicação por número de amostras de RSSI (L)	66
6.3	PDR da aplicação por Razão de Transmissão ($R_{transmit}$)	66
6.4	PDR da aplicação por Razão de Amplitude (A_r) - Parte I	66
6.5	PDR da aplicação por Razão de Amplitude (A_r) - Parte II	66
6.6	PDR da aplicação por Limiar de Probabilidade (L_f)	66
6.7	PDR da aplicação por Período de Análise de Frequência (T_{fa})	67
6.8	PDR da aplicação por Período de Reinicialização ($T_{refresh}$)	67
6.9	Parâmetros configurados para avaliação.	67
6.10	Nós sensores, suas posições e taxas de transmissão.	75

Lista de Abreviaturas e Siglas

ACK	Acknowledgement	68
ANATEL	Agência Nacional de Telecomunicações	14
ANSI	<i>American National Standards Institute</i>	14
BANs	<i>Body Area Networks</i>	16
BER	<i>Bit Error Rate</i>	11
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>	1
CAG	<i>Channel-Aware Gait-cycle-based transmission mechanism</i>	4
CCA	<i>Clear Channel Assessment</i>	17
CDMA	<i>Code Division Multiple Access</i>	20
CS	<i>Compressed Sensing</i>	13
CSMA/CA	<i>Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance</i>	20
DTW	<i>Dynamic Time Warping</i>	36
ECG	Eletrocardiograma	8
EEG	Eletroencefalograma	8
EMG	Eletromiograma	8
FDMA	<i>Frequency Division Multiple Access</i>	20
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>	43
HBC	<i>Human Body Communication</i>	17
HME	<i>Hub Management Entity</i>	17
ICNIRP	<i>International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection</i>	14
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>	14
ISM	<i>Industrial, Scientific and Medical</i>	3
LOS	<i>Line-of-Sight</i>	24
LPF	<i>Low Pass Filter</i>	43

LQI	<i>Link Quality Index</i>	34
MAC	<i>Media Access Control</i>	15
NB	<i>NarrowBand</i>	17
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i>	14
NLOS	<i>Non-Line-of-Sight</i>	24
NME	<i>Node Management Entity</i>	17
OLED	<i>Organic Light Emitting Diodes</i>	9
PDR	<i>Packet Delivery Ratio</i>	37
PHD	<i>Personal Health Device</i>	63
OMS	Oganização Mundial de Saúde	15
QoS	<i>Quality of Service</i>	10
RF	Radiofrequência	15
RSSI	<i>Received Signal Strength Indicator</i>	4
SAR	<i>Specific Absorption Rate</i>	14
TDMA	<i>Time Division Multiple Access</i>	20
UWB	<i>Ultra-WideBand</i>	17
WBANs	<i>Wireless Body Area Networks</i>	1

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Objetivos	4
1.2	Contribuições da Tese	6
1.3	Estrutura do Texto	6
2	Redes Corporais Sem Fio	8
2.1	Requisitos de Comunicação	10
2.2	Segurança para o Corpo Humano	13
2.3	IEEE 802.15.6	15
2.3.1	Camada Física (PHY)	17
2.3.2	Camada MAC	20
2.4	Dinâmica do canal sem fio	22
2.4.1	Experimento para Atestar a Qualidade do Canal sem Fio	24
3	Trabalhos Relacionados	27
3.1	Modelos de Mobilidade	27
3.2	Comunicação Baseada na Mobilidade	32
4	Proposta	41
4.1	Série Temporal de RSSI	42
4.2	Análise de Frequência	43
4.3	Análise Temporal	46
4.4	Execução no IEEE 802.15.6	48

5	Implementação	50
5.1	Módulo IEEE 802.15.6	51
5.2	Módulo CAG	54
5.3	Ferramentas de Avaliação	58
5.3.1	Módulo de Modelo de Mobilidade	58
5.3.2	Módulo de Modelo de Canal sem Fio	61
6	Avaliação	63
6.1	Cenário Base	63
6.1.1	Configuração de Parâmetros	65
6.1.2	Resultados da Simulação	67
6.2	Mudança de Posturas	70
6.3	Quantidade de Nós	73
7	Conclusão	79
7.1	Trabalhos Futuros	81
	Referências	83

Capítulo 1

Introdução

Redes corporais sem fio, ou *Wireless Body Area Networks* (WBANs), são redes que comumente englobam a utilização de uma coleção de dispositivos que possuem como características principais o baixo consumo energético, pequeno tamanho e peso, e capacidade de comunicação sem fio nas proximidades do corpo. Tais dispositivos podem ser implantados sobre, dentro ou nos arredores do corpo humano. Estes dispositivos podem ser sensores, que monitoram as funções do corpo ou as características do ambiente ao seu redor, ou até mesmo atuadores, que realizam alguma ação, caso necessário [15].

Uma das principais motivações para o surgimento de WBANs é o desenvolvimento de aplicações voltadas para a saúde [37]. Tendo em vista o aumento da população idosa mundial, em conjunto com o aumento de gastos relacionados à saúde e a necessidade de tratá-la de forma preventiva, o desenvolvimento de novas tecnologias escaláveis capazes de prover monitoramento de funções do corpo humano a baixo custo se torna interessante. Porém, a tecnologia não se restringe somente a aplicações médicas. Além dessas aplicações, campos como entretenimento, esportes, jogos, aplicações militares, dentre outros, podem se beneficiar desta nova tecnologia [53]. Esses sensores e atuadores são capazes de coletar amostras, monitorar, processar e comunicar diferentes sinais vitais e parâmetros fisiológicos, provendo informações em tempo real sem ocasionar desconforto ao usuário.

Alguns padrões de comunicação sem fio são considerados para a implementação de WBANs, dentre eles o IEEE 802.15.4 [26], o IEEE 802.15.6 [27] e o *Bluetooth Low Energy* (BLE) [5]. O padrão IEEE 802.15.4, publicado em 2006, especifica as camadas física e de controle de acesso ao meio para comunicações sem fio de curto alcance com baixo consumo energético, baixo custo e baixas taxas de transmissão. O BLE, publicado em 2010, é uma versão de baixo consumo energético do *Bluetooth* original, com o objetivo de operar em dispositivos alimentados por pequenas baterias, como sensores.

O padrão criado com propósito específico para WBANs é o IEEE 802.15.6, publicado em 2012, desenvolvido para comunicação sem fio dentro, sobre ou nos arredores do corpo humano. Neste padrão, os dispositivos sensores e atuadores são coordenados por um dispositivo concentrador, denominado *hub*, que coordena o acesso ao meio e gerenciamento de energia dos demais nós. As características principais do IEEE 802.15.6 são baixo consumo de energia, alta confiabilidade, e alcance na área ao redor do corpo humano, suportando diferentes taxas de transmissão, que são destinadas a diferentes tipos de aplicações.

Apesar dos avanços, para atender aos requisitos das aplicações e do novo cenário, desafios técnicos e sociais devem ser superados. Dentre os desafios sociais podemos elencar a facilidade de uso, a segurança e privacidade de dados, a interoperabilidade de dispositivos, o custo dos dispositivos, a segurança física e bem-estar dos usuários [16, 58]. Já do ponto de vista técnico, os desafios são as dinâmicas do meio sem fio, as restrições na capacidade computacional dos dispositivos miniaturizados, a eficiência energética e o funcionamento dos transceptores [47]. Alguns desses pontos já são conhecidos de outros cenários, como nas redes de sensores sem fio, porém, em WBANs, ganham novos contornos e são agravados. As especificidades do cenário incluem [35, 47, 9]:

- *Dinâmica do canal sem fio* – O corpo humano afeta a propagação do sinal, gerando maiores perdas de percurso. Nos casos de nós implantados, isso é agravado pela utilização do corpo como meio de propagação. Além disso, os movimentos do corpo criam um ambiente de desvanecimento acentuado no canal e as mudanças posturais ocasionam alterações na topologia da rede. Portanto, o ambiente é altamente dinâmico e instável, caracterizando um canal de comunicação específico que deve ser considerado no desenvolvimento dos protocolos de comunicação.
- *Segurança física do usuário* – Há impacto da transmissão sem fio no corpo humano, devido à absorção de parte do campo eletromagnético pelos tecidos do corpo. Por esse motivo, a potência de transmissão é limitada, assim como a quantidade de transmissões que um nó pode realizar em um determinado intervalo de tempo.
- *Eficiência energética* – A baixa capacidade energética dos nós, somada à dificuldade de acesso, em especial para nós implantados, fazem da eficiência energética um tópico de relevância nas WBANs. Produção de baterias mais eficientes, técnicas de colheita de energia (*energy harvesting*), mecanismos de controle de potência de transmissão, agendamento de transmissões e ciclos de trabalho (*duty cycle*) devem ser implementados para o prolongamento da vida útil dos dispositivos e segurança do usuário.

- *Coesistência com outras redes* – A potência de transmissão em WBANs é ordens de grandeza inferior à potência de transmissão de outras tecnologias, devido à segurança física do usuário e a busca por eficiência energética. Tendo em vista que WBANs são comumente implementadas na banda *Industrial, Scientific and Medical* (ISM) de 2,4GHz, a utilização concorrente do canal por outras tecnologias de comunicação sem fio também deve ser considerada para que não haja falha devido a ruídos no canal.

Propostas foram realizadas na tentativa de sanar tais problemas, como: métodos de acesso ao meio, como acesso aleatório, *polling*, acesso agendado e seu respectivo escalonador de transmissão; métodos de encaminhamento de mensagens por outros nós e a escolha do nó retransmissor; e técnicas de gerenciamento de energia e controle de potência de transmissão. Entretanto, poucas dessas propostas deram a devida atenção à dinâmica do canal sem fio no corpo humano.

A dinâmica da mobilidade afeta diretamente o desempenho das redes móveis em geral. Assim, a mobilidade é um tema de grande interesse neste contexto. A caracterização do canal de comunicação em redes corporais sem fio é altamente dependente da mobilidade e das posturas corporais [64]. Diferentes posições corporais, com seus possíveis movimentos e mudanças posturais, são essenciais para o projeto do protocolo de comunicação em WBANs.

Um cenário típico de mobilidade engloba os membros e o tronco durante a caminhada, que pode gerar uma resposta periódica no canal de comunicação de acordo com o padrão do ciclo da marcha [13, 73]. O uso dessas informações para inferir o ganho do canal de comunicação e agendar a transmissão tem mostrado potencial, com melhorias na taxa de entrega de pacotes e redução do consumo de energia, quando comparado ao agendamento por *polling* e acesso ao meio aleatório [14].

A flutuação de resposta do canal dinâmico durante a caminhada é de até 20 dB [13, 73], resultando em baixa qualidade do *link* e levando a erros de transmissão ou até mesmo uma desconexão temporária do link [39]. Dadas as configurações de baixa potência de transmissão dos sensores e suas limitações de recursos de energia, melhorar a eficiência energética torna-se um requisito.

Uma abordagem comum para economizar energia em WBANs é habilitar uma ferramenta para identificar o ciclo de trabalho, *duty cycling*. Para tornar o design simples, a maioria dos protocolos existentes adota ciclos de trabalho simplificados [39]. O *hub*

pode usar um quadro de *beacon*, quadro de controle enviado periodicamente pelo *hub* para anunciar a rede, para organizar as fases de acesso ao meio e como uma referência de tempo, dentro dos períodos entre *beacons*, conhecidos como *superframes*. Embora tais mecanismos de agendamento e o uso de diferentes fases de acesso melhorem a economia de energia, a dinâmica do canal, a flutuação do link e o uso de um agendamento ciente da qualidade do canal sob essas circunstâncias ainda estão em pesquisa [30, 14].

1.1 Objetivos

Esta tese de doutorado investiga a comunicação em WBANs considerando a dinâmica do canal sem fio de acordo com a movimentação do corpo humano. O presente trabalho busca caracterizar a qualidade dos enlaces de comunicação e a dinâmica do canal sem fio tendo em vista alguns padrões de movimento do corpo humano. A partir dessa caracterização, alguns padrões de movimento, como o ciclo de caminhada, têm a periodicidade como uma propriedade intrínseca. A partir da utilização dessas informações de movimento, realiza-se a comunicação entre os nós de uma forma mais eficiente. Propõe-se um mecanismo baseado na periodicidade do ciclo de marcha para transmissão ciente da qualidade do canal. Este mecanismo é denominado *Channel-Aware Gait-cycle-based transmission mechanism* (CAG), responsável pela identificação da periodicidade na qualidade do canal e ajuste do ciclo de trabalho baseado nesta periodicidade. A proposta é compatível com o padrão IEEE 802.15.6 e tem como objetivo aumentar a taxa de entrega de pacotes e melhorar a eficiência energética da comunicação em WBANs.

Em linhas gerais a proposta utiliza a transmissão de quadros *beacon* do *hub* para identificar *superframes* com condições de canal adequadas para transmitir. O sensor desperta para receber o *beacon* e armazena seu Indicador de Intensidade do Sinal Recebido – *Received Signal Strength Indicator* (RSSI). O histórico de RSSI é usado para identificar o padrão de mobilidade de caminhada e sua influência na resposta do canal. Uma análise de frequência do RSSI determina se há um componente de frequência principal e o período do sinal. Os sensores usam essas informações para decidir se este superquadro (*superframe*) representa um momento de boas condições de canal e acordam para transmitir em seu período de agendado. Caso contrário, se a perspectiva for de condições de canal ruim, o sensor permanece no modo de hibernação e aguarda o próximo superquadro para realizar uma nova verificação.

A proposta é avaliada através de simulação, utilizando o Castalia [7], simulador para

redes sem fio de baixa potência baseado no OMNeT++ [70]. Para realizar tal avaliação de forma realista, implementou-se:

- Um modelo de propagação baseado em experimentos com requisitos da camada física de WBANs [19];
- Um modelo de mobilidade baseado no MoBAN [49], criado para atender aos requisitos de movimentos corporais;
- Um extensão do modelo de camada MAC IEEE 802.15.6 para que ficasse mais próximo ao padrão;

Além das implementações, utilizou-se um modelo de aplicação baseado em sensores médicos [51, 1] no modo de operação sem confirmação do padrão para comunicação entre dispositivos médicos, de saúde e bem-estar e sistemas de computador externos ISO/IEEE 11073 [38].

Avaliou-se a eficiência energética da solução através dos parâmetros de taxa de entrega de pacotes pela aplicação, quantidade de quadros transmitidos e energia dispendida para transmitir um bit da aplicação. Além disso, verificou-se a adaptabilidade do mecanismo CAG a diferentes cenários e seu tempo de reação em casos com mudança de postura do corpo.

A solução busca atender aos requisitos de aplicações típicas do cenário de WBANs e fazer uma gestão adequada dos recursos da rede. Dado que o objetivo principal desta tese é uma proposta para comunicação em WBANs considerando a movimentação do corpo humano, os objetivos específicos são:

- Caracterizar o canal de comunicação em função dos padrões de mobilidade do corpo.
- Identificar movimentos periódicos, como o ciclo de caminhada, para auxílio na tomada de decisão.
- Utilizar informações extraídas do canal de comunicação e do padrão de mobilidade para escolha de momentos propícios para o envio de quadros.
- Atender aos requisitos de comunicação das principais aplicações do cenário de WBANs.
- Se manter compatível com o padrão IEEE 802.15.6.

1.2 Contribuições da Tese

As contribuições desta tese incluem:

- A apresentação de uma visão do cenário de redes corporais sem fio, seus requisitos, alguns dos protocolos utilizados, relação das dinâmicas do canal em WBANs e a mobilidade do corpo humano, além de trabalhos que exploram essa dinâmica para dar suporte a comunicação.
- A caracterização do canal de comunicação em função da mobilidade do corpo a partir da identificação de movimentos periódicos típicos do cenário de WBANs, como o ciclo de caminhada.
- A proposta de um mecanismo totalmente compatível com o padrão IEEE 802.15.6, que utiliza as informações extraídas do *beacon*, para identificar o padrão de mobilidade na comunicação e auxiliar na escolha de momentos mais propícios para as transmissões. O mecanismo proposto chamado CAG, contribuição principal desta tese, resulta no aumento da taxa de entrega de pacotes e melhora a eficiência energética dos nós sem fio.
- O desenvolvimento de um ambiente de simulação utilizando modelos criados para WBANs, facilitando a replicabilidade e permitindo posterior comparabilidade dos resultados.

1.3 Estrutura do Texto

O restante deste trabalho está organizado da seguinte maneira. O Capítulo 2 apresenta uma visão geral de WBANs e uma descrição do protocolo IEEE 802.15.6. Além disso, o capítulo também analisa a problemática da influência do movimento corporal e posturas na comunicação sem fio, a ser resolvida pela proposta deste trabalho.

No Capítulo 3, diferentes propostas que buscam resolver o problema da variabilidade no canal sem fio em WBANs são expostas. Há uma análise dos métodos utilizados e suas diferenças e similaridades com as propostas desta tese.

O Capítulo 4 descreve a proposta de solução desta tese de doutorado para o problema identificado. A solução consiste em uma identificação do comportamento periódico do

canal através da recepção de quadros *beacons* e seus respectivos RSSIs. Após a identificação da periodicidade do canal, efetua-se o tratamento adequado no agendamento de transmissões de acordo com a qualidade esperada do canal de comunicação.

A implementação da proposta, assim como dos módulos do simulador utilizados na avaliação da proposta, para a mobilidade de nós, o modelo de canal sem fio, e uma extensão da versão *draft* do padrão disponibilizada no simulador Castalia são detalhados no Capítulo 5.

Uma avaliação da proposta é realizada no Capítulo 6. São avaliadas métricas relacionadas à eficiência energética, a taxa de entrega de pacotes e energia utilizada para transmitir um bit na aplicação. Os cenários avaliados são o cenário típico de um sujeito caminhando, além de verificar a eficiência do mecanismo proposto em cenários de mudança de posturas e saturação da rede.

Finalmente, no Capítulo 7 são apresentadas as conclusões do trabalho, discutem-se as contribuições desta tese e os possíveis trabalhos futuros.

Capítulo 2

Redes Corporais Sem Fio

As Redes Corporais Sem Fio – *Wireless Body Area Networks* (WBANs) – consistem de vários dispositivos heterogêneos que se comunicam por meio de uma rede sem fio nos arredores do corpo humano. Esses dispositivos têm potencial para se comunicar com aplicativos em sistemas para monitoramento da saúde humana [57]. Os tipos de dispositivos em WBANs são:

1. *Nós sensores sem fio* – respondem a estímulos físicos, coletam dados, processam e relatam essas informações usando comunicação sem fio.
2. *Nós atuadores sem fio* – agem de acordo com dados recebidos de nós controladores, advindos de comandos externos ou interação do usuário.
3. *Nós controladores* – agem como agregadores das informações coletadas pelos nós sensores, assim como enviam comandos aos nós atuadores e controlam as redes.

Os principais componentes de nós WBANs são transceptor de rádio com uma antena para comunicação sem fio, microprocessador, memória, uma bateria para alimentação elétrica do dispositivo e os sistemas de monitoramento ou atuador, como sensores bioquímicos ou analógicos (por exemplo, Eletrocardiograma (ECG), Eletromiograma (EMG), Eletroencefalograma (EEG), medidor de glicose, medidor de temperatura), reservatórios de fármacos (por exemplo em uma bomba de insulina) e geradores de estímulos (como os sistemas geradores de estímulos elétricos para controle de crises de epilepsia). Esses nós normalmente usam um sistema operacional com capacidade de processamento limitada, poucos requisitos de memória e baixa sobrecarga do sistema.

Um dispositivo médico pode ser colocado no corpo humano com um pequeno adesivo ou implante, ou pode ser colocado sob a roupa, permitindo atividade ubíqua, medições

fisiológicas e ambientais no ambiente natural durante um longo período de tempo. Existem vários tipos de dispositivos médicos fisiológicos:

- *Comprimidos* – que contêm um transceptor sem fio e sensores que podem detectar enzimas, ácidos nucleicos, contrações do músculo intestinal, acidez intestinal, pressão e outros parâmetros, permitem monitoramento de doenças gastrointestinais de maneira não invasiva [21].
- *Dispositivos vestíveis* – são sensores portáteis com um transceptor sem fio montado na superfície do corpo humano, como por exemplo, os *smart watches* ou mesmo sensores em forma de anel usados no dedo para monitorar a frequência cardíaca.
- *Dispositivos fisiológicos implantáveis* – podem ser implantados no paciente para operar dentro do corpo humano, como por exemplo, sensores de nível de glicose ou atuadores para injeção de insulina.

A Tabela 2.1 fornece uma lista de várias tecnologias de sensoriamento, junto com seus dados medidos correspondentes, que podem ser integradas como parte de um sistema vestível de monitoramento de saúde. A interface de um sensor pode ser uma entrada local e/ou uma rede de comunicação. Para entrada local, sensores multitoque flexíveis foram desenvolvidos e exibidos através de uma variedade de tecnologias, desde dispositivos *Organic Light Emitting Diodes* (OLED) até *displays* eletrônicos.

A comunicação das WBANs pode ser classificada em três classes diferentes da seguinte maneira:

- *Classe 1* - Comunicação intra-WBAN: a comunicação entre os dispositivos que compõem as WBANs.
- *Classe 2* - Comunicação entre WBANs: a comunicação entre dispositivos de diferentes WBANs através de seus respectivos dispositivos pessoais.
- *Classe 3* - Comunicação além-WBAN: a comunicação entre o dispositivo pessoal e redes externas (e.g. WiFi, celular.).

A Figura 2.1 mostra essas classes de comunicação em WBANs. Este trabalho concentra-se na Classe 1, que inclui sensores, atuadores e outros dispositivos [35, 47]. Neste contexto, os próximos tópicos deste capítulo especificam os requisitos de comunicação, a segurança do usuário e uma descrição do padrão IEEE 802.15.6.

Tabela 2.1: Sensores biológicos

Bio-sinal	Tipo do sensor	Dado medido
ECG	Eletrodos de pele / tórax	Atividade do coração.
Pressão sanguínea	Monitor baseado em uma bolsa de ar posicionada no braço	Refere-se à força exercida pela circulação de sangue nas paredes dos vasos sanguíneos.
Temperatura do corpo	Sensor de temperatura	Medida da capacidade do corpo de liberar calor.
Taxa de respiração	Sensor piezoelétrico	Número de movimentos indicativos de inspiração e expiração por unidade de tempo.
Saturação de oxigênio	Oxímetro de pulso	Indica a oxigenação do sangue do paciente.
Frequência cardíaca	Resposta elétrica da pele	Frequência do ciclo cardíaco.
Transpiração	Resposta Galvânica da Pele	A condutividade elétrica da pele está associada à atividade das glândulas sudoríparas.
Sons cardíacos	Fonocardiografia	Registro de sons cardíacos.
Glicose no sangue	Medidores de glicose à base de tira	Medição da quantidade de glicose no sangue.
EMG	Eletrodos colocados sobre o músculo	Atividade elétrica dos músculos esqueléticos.
EEG	Eletrodos colocados no couro cabeludo	Medição da atividade elétrica cerebral involuntária e outros potenciais cerebrais.
Movimentos Corporais	Acelerômetro	Medição de forças de aceleração no espaço 3D.

2.1 Requisitos de Comunicação

A diversidade de aplicativos impõe vários requisitos para o desenvolvimento de WBANs. Os principais requisitos são recomendados pelo IEEE TG6 [74], como mostrado a seguir.

1. *Quality of Service* (QoS): a taxa de bits WBAN pode variar de 1 kbps (por exemplo, monitoramento da temperatura corporal) a 10 Mbps (por exemplo, *streaming* de vídeo). Uma WBAN pode conter um único ou vários links, sempre que mais de um dispositivo envia dados para um dispositivo pessoal, simultaneamente. No caso de vários dispositivos, mecanismos para QoS devem garantir a priorização do tráfego. As camadas física e de acesso ao meio oferecem métodos para correção de erros

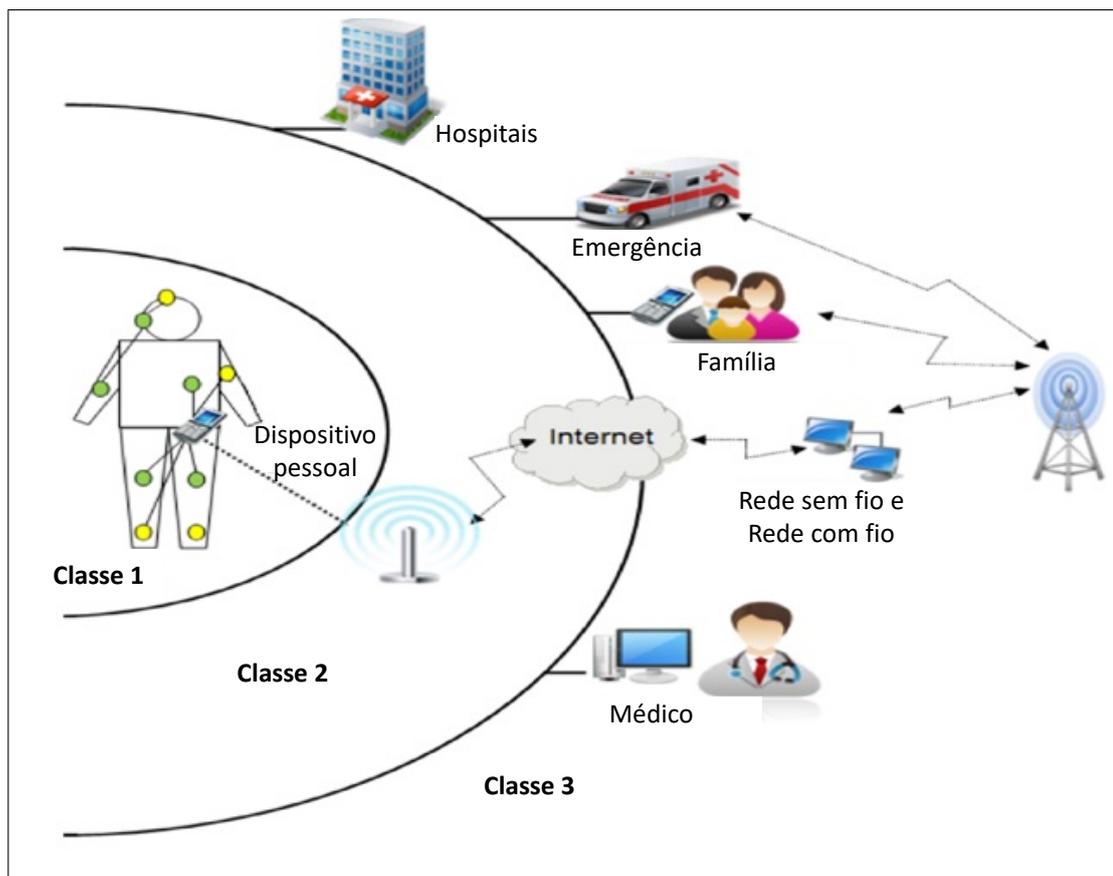


Figura 2.1: Arquitetura de rede em WBANs [47]

Tabela 2.2: Requisitos de taxa de dados para aplicações WBANs [51]

Aplicação	Taxa de dados	Atraso	BER
Monitor de Nível de Glicose	$< 1 \text{ kbps}$	$< 250 \text{ ms}$	$< 10^{-10}$
Voz	$50 - 100 \text{ kbps}$	$< 100 \text{ ms}$	$< 10^{-3}$
EEG	$86,4 \text{ kbps}$	$< 250 \text{ ms}$	$< 10^{-10}$
ECG	192 kbps	$< 250 \text{ ms}$	$< 10^{-10}$
Estimulação cerebral profunda	$< 320 \text{ kbps}$	$< 250 \text{ ms}$	$< 10^{-10}$
Endoscopia através da cápsula	1 Mbps	$< 250 \text{ ms}$	$< 10^{-10}$
Fluxo de áudio	1 Mbps	$< 20 \text{ ms}$	$< 10^{-5}$
Fluxo de vídeo	$< 10 \text{ Mbps}$	$< 100 \text{ ms}$	$< 10^{-3}$

e prevenção de interferência, a fim de reduzir a taxa de erro de bits – *Bit Error Rate* (BER). Outros parâmetros de transmissão importantes são a latência e o *jitter*. Também é esperado que a WBAN forneça uma resposta rápida e confiável em situações de emergência. A Tabela 2.2 lista alguns requisitos importantes em termos de taxa de bits e QoS para WBANs.

2. *Alcance*: a distância entre os dispositivos em WBANs não deve exceder seis metros [35]. Além disso, a topologia em estrela é a configuração de topologia mais típica para as WBANs. O corpo humano representa um obstáculo natural à pro-

pagação de RF, principalmente quando se refere a sensores implantados. Uma rede com múltiplos saltos sem fio (*multi-hop*) poderia atenuar esse problema. Neste tipo de rede, os dados são transmitidos de um nó sensor para um dispositivo pessoal através de seus vizinhos mais próximos. Cada WBAN contém vários sensores que podem variar por exemplo de 2 a 10 nós. Uma WBAN geralmente implementa um mecanismo confiável de associação, permitindo que um novo nó seja agregado ou separado de outros em um grupo de nós preexistentes, conforme exigido pelo usuário.

3. *Segurança*: a segurança de dados é um requisito primário para WBANs em aplicações médicas. A segurança é tratada em termos de privacidade, confidencialidade, métodos de autorização e integridade de dados. No entanto, o emprego dos mecanismos atuais de criptografia de dados é difícil em WBANs, uma vez que seus nós possuem recursos limitados de processamento, memória e consumo de energia [36, 40, 42].
4. *Antena e canal de rádio*: minúsculas dimensões dos nós WBAN levam a um projeto de antena altamente eficiente. Além disso, o corpo humano afeta o perfil da radiação da antena. Uma caracterização apropriada do canal de rádio é importante para projetar antenas com propriedades de radiação adequadas.
5. *Consumo de energia*: dispositivos WBAN geralmente têm energia da bateria e seu consumo de energia varia de acordo com a aplicação. Espera-se que a vida da bateria seja a de maior tempo possível, especialmente para dispositivos implantados. Isso é obtido usando transceptores de RF de baixa potência e colocando dispositivos WBAN no modo de espera sempre que não estiverem sendo usados. Existem também estudos que consideram o calor [24] e movimento corporal [71] como fonte de suprimento de energia.
6. *Coexistência*: como mencionado anteriormente, a maioria das WBANs é projetada para operar na banda ISM. Esta faixa de frequência é usada pela maioria dos dispositivos sem fio. Os principais padrões de transmissão sem fio que operam na banda de frequência ISM são: Wi-Fi (IEEE 802.11) [8], IEEE 802.15.1 (*Bluetooth*) e IEEE 802.15.4 (*ZigBee*) [3]. Quando redes sem fio operam na mesma faixa de frequência, a interferência entre elas aumenta a perda de pacotes e diminui o desempenho de WBANs. Isso é um problema especialmente quando ocorre durante eventos de risco à saúde, como por exemplo, um ataque cardíaco. Algumas soluções são tratadas na camada física para mitigar efeitos prejudiciais [22]. Existem pesquisas que

consideram atividades de outras redes para reforçar os sinais WBAN, ou mesmo retransmitir seus dados de sensores [23].

7. *Projeto do Hardware*: existem restrições significativas de tamanho para dispositivos WBAN. Os aspectos mais críticos são como incorporar a antena e a bateria em um dispositivo minúsculo, oferecendo boa radiação de antena e vida útil da bateria. Alguns nós em WBANs são projetados para serem acoplados a uma peça de roupa, flexível e confortável para o usuário, especialmente durante atividades esportivas ou campanhas militares.
8. *Processamento de sinais*: o consumo de energia pode ser o requisito mais restritivo para dispositivos WBAN. No entanto, técnicas de processamento de sinais mais eficientes podem melhorar o controle sobre o consumo de energia relacionado à aquisição e análise de sinais biológicos. Uma técnica chamada *Compressed Sensing* (CS) permite a amostragem de sinais a uma taxa sub-Nyquist, propiciando economia de energia sem a perda de informação [12]. Isso é usado em muitos cenários de WBANs, como EEG, ECG e EMG [11].

Dados os requisitos técnicos de comunicação, por se tratar de equipamentos que irradiam campos eletromagnéticos, podendo estar implantados no corpo, há ainda normas de segurança de uso que devem ser observadas.

2.2 Segurança para o Corpo Humano

Radiação é o processo pelo qual a energia é emitida como partículas ou ondas. A radiação eletromagnética inclui desde ondas de rádio a ondas gama. A radiação pode ser classificada como ionizante ou não ionizante, com base em se tem energia suficiente para eliminar os elétrons dos átomos com os quais interage e por conseguinte causar danos de menor energia, como quebrar as ligações químicas nas moléculas.

A radiação ionizante, que tem uma frequência mais alta do que a radiação não ionizante, representa uma ameaça à saúde humana. Dependendo dos níveis de exposição, a radiação ionizante pode causar queimaduras, câncer e danos genéticos. Na região do espectro acima de 10^{16} Hz (ultravioleta), a radiação pode ser tratada como ionizante, embora a faixa de frequências não seja muito bem definida.

A maioria das radiações não ionizantes, como a energia de rádio e micro-ondas, é considerada prejudicial à saúde humana para uma determinada quantidade de energia

térmica. A energia das partículas de radiação não ionizante é baixa, e ao invés de produzir íons alterados ao passar pela matéria, a radiação não ionizante tem energia suficiente para alterar a configuração de valência vibracional ou eletrônica de moléculas e átomos, produzindo efeitos térmicos. Possíveis efeitos não térmicos de radiação não ionizante em tecidos vivos foram estudados apenas recentemente. Uma dificuldade é que há controvérsias sobre se as frequências superiores de radiação não ionizante (radiação de micro-ondas e radiação de rádio) são capazes de fato de causar danos biológicos não térmicos. A Agência Internacional de Pesquisa sobre o Câncer sugere que pode haver algum risco de radiação não ionizante para os seres humanos [2].

Organizações governamentais e não-governamentais declararam alguns limites à exposição relacionada à radiofrequência ou campos eletromagnéticos de uma forma geral. A *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* (ICNIRP) recomenda algumas restrições de tempo de exposição do corpo humano a campos eletromagnéticos não ionizantes. Tais restrições são tipicamente definidas em termos da Taxa de Absorção Específica – *Specific Absorption Rate* (SAR). A SAR é definida como a taxa de absorção de energia eletromagnética por tecido corporal específico, medida por 6 minutos, e sua unidade é de W/kg . Considerando todo o corpo humano, a SAR estimada pelos dispositivos WBAN é insignificante. No entanto, deve ser dada alguma atenção à SAR local, em outros termos, a SAR medida em uma parte específica exposta do corpo humano aos campos eletromagnéticos. A SAR local depende da condutividade elétrica e densidade do tecido sob exposição. Portanto, os dispositivos WBAN devem minimizar a SAR local e obedecer a regulamentos internacionais e padrões regionais [25].

Outras organizações preocupadas em estabelecer limites para a exposição aos campos eletromagnéticos do tecido corporal são o *National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP), *American National Standards Institute* (ANSI) e *Institute of Electrical and Electronics Engineers* (IEEE). No Brasil, a Agência Nacional de Telecomunicações (ANATEL) estabeleceu alguns limites relacionados aos efeitos térmicos causados pela exposição desses campos. Os limites para faixa de frequências de 10 MHz até 10 GHz são mostrados na Tabela 2.3. A SAR do corpo corresponde ao nível de exposição ao corpo inteiro, enquanto os demais valores correspondem ao nível de exposição local, na cabeça e tronco, e nos braços.

A transmissão de dados de nós sensores sem fio, implantados ou sobre a pele, pode aumentar a temperatura do tecido local e causar efeitos indesejáveis no corpo humano, devido à exposição a transmissões ao longo do tempo [46, 59]. Os principais efeitos

Tabela 2.3: Restrições Básicas para limitação da exposição humana a campos eletromagnéticos de radiofrequências entre 10 MHz e 10 GHz estabelecidos pela ANATEL (W/kg)

Categoria	SAR do corpo	SAR cabeça/tronco	SAR braços
Ocupacional	0.4	10	20
Público geral	0.08	2	4

térmicos no corpo humano são:

- Redução do fluxo sanguíneo local.
- Danos térmicos aos órgãos mais sensíveis.
- Alguns tipos de crescimento bacteriano.
- Efeitos sobre os relacionamentos enzimáticos.

A Organização Mundial de Saúde (OMS) estabelece os limites de exposição definidos pela ICNIRP, que são seguidos pela ANATEL. No entanto, a OMS, assim como a ANATEL, considera apenas efeitos térmicos. Os efeitos não térmicos da exposição à radiação eletromagnética de radiofrequência, prejudiciais à saúde humana, ainda estão em fase de pesquisa. Assim, os riscos biológicos devidos à exposição prolongada ao campo eletromagnético de Radiofrequência (RF) devem ser mais bem controlados e compreendidos, para que os benefícios dos sensores sem fio em WBANs para a saúde sejam cada vez mais evidentes [59].

Definidos os critérios de comunicação e segurança de uso, os padrões de comunicação puderam ser desenvolvidos para atender a tais requisitos. Dentre os padrões de comunicação, o pioneiro e mais abrangente é o IEEE 802.15.6, no qual este trabalho se baseia. Portanto, uma breve descrição das principais características do padrão é realizada a seguir.

2.3 IEEE 802.15.6

A comunicação interna ou nas proximidades do corpo humano é um desafio para o projeto de protocolos para WBANs que sejam adaptáveis, dinâmicos e flexíveis. Portanto, baixo atraso, alta confiabilidade, baixo consumo de energia, baixa interferência eletromagnética no corpo humano e comunicação efetiva são extremamente importantes em WBANs [4].

Os objetivos mais comuns em WBANs, usualmente solucionados por um protocolo da camada *Media Access Control* (MAC), são atingir o máximo de vazão, o mínimo de atraso

e maximizar o tempo de vida da rede, controlando as principais fontes de desperdício de energia como a colisão de quadros, através da escuta inativa do canal (*overhearing*) e redução da sobrecarga de controle (*overhead*) [66].

Vários protocolos MAC foram estudados para fins específicos, mas foram adotados com algumas modificações para atender aos requisitos inerentes das WBANs. Esta seção apresenta uma visão geral do padrão IEEE 802.15.6, as possíveis camadas físicas (PHY) em que opera e as capacidades da camada de controle de acesso ao meio (MAC).

O padrão IEEE 802.15.6 [27] foi proposto para comunicação sem fio de curto alcance na vizinhança ou mesmo dentro do corpo humano (mas não limitado a humanos). Esta norma utiliza as bandas de radiofrequência ISM existentes, bem como faixas de frequências aprovadas por associações médicas e autoridades reguladoras locais.

Os requisitos padrão incluem suporte para qualidade de serviço QoS, baixa potência de transmissão, taxas de transmissão de dados de até 10 Mbps e conformidade com as diretrizes de não interferência.

A fim de minimizar a Taxa de Absorção Específica SAR do corpo e considerar adequadamente as mudanças nas características do canal de comunicação devido aos movimentos do usuário, as antenas portáteis e os padrões de radiação são modelados para considerar cada tipo de corpo humano (sexo, índice de massa corporal, etc).

A rede é composta de nós e concentradores (*hubs*), que são organizados em conjuntos lógicos, referidos como *Body Area Networks* (BANs). Os nós são coordenados por seus respectivos *hubs* para acesso ao meio e gerenciamento de energia. Haverá um e apenas um *hub* em uma BAN e vários nós, compondo uma topologia em estrela de um salto, como na Figura 2.2(a).

Opcionalmente, um nó com funcionalidade de retransmissão pode ser usado para estender a topologia de estrela para uma topologia de dois saltos, como na Figura 2.2(b). As trocas de quadros devem ocorrer diretamente entre os nós e o *hub* da BAN ou, opcionalmente, através do nó com capacidade de retransmissão.

Todos os nós e *hubs* seguem o modelo de referência IEEE 802, tendo uma camada física (PHY) e em uma subcamada de controle de acesso ao meio (MAC). O modelo de referência dentro de um nó ou um hub é mostrado na Figura 2.3. No modelo de referência, a subcamada MAC fornece seu serviço ao cliente MAC (camada superior) por meio do ponto de acesso de serviço (*Service Access Point* - SAP) para a camada MAC, denominado MAC SAP. Enquanto isso, a camada PHY fornece seu serviço para a subcamada MAC

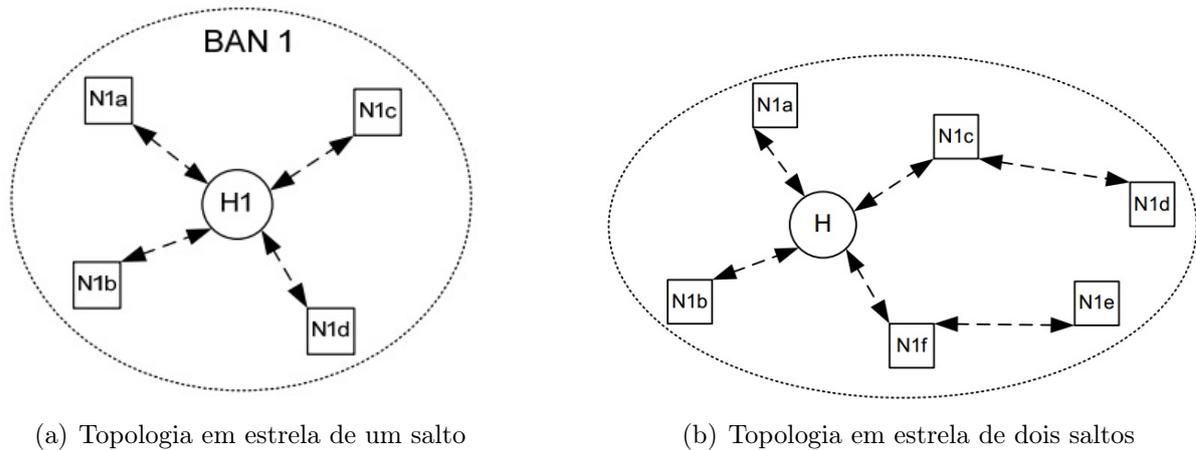


Figura 2.2: Topologia das WBANs [27]

através do PHY SAP. O cliente MAC passa unidades de dados de serviços MAC (MSDUs) para a subcamada MAC via MAC SAP, e a subcamada MAC passa quadros MAC, como unidades de dados de protocolo MAC ou MPDUs, para a camada PHY via PHY SAP.

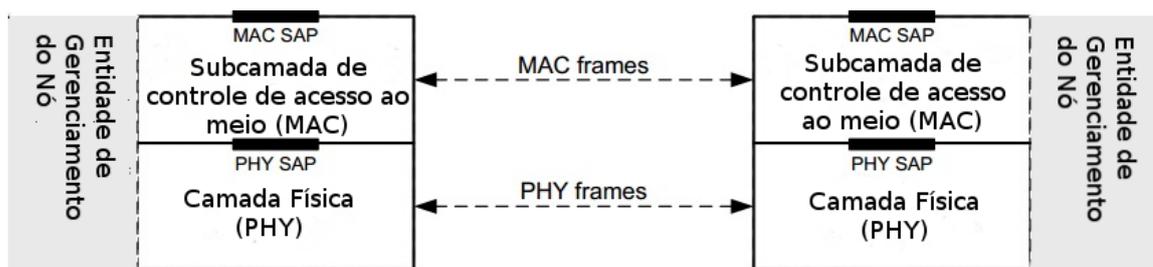


Figura 2.3: Modelo de Referência IEEE 802.15.6 [27]

A entidade de gerenciamento de nó, *Node Management Entity* (NME), e a entidade de gerenciamento de *hub*, *Hub Management Entity* (HME), são interfaces de informações de gerenciamento de redes lógicas para trocar informações entre camadas. Elas não são obrigatórias, nem seu comportamento é especificado pelo padrão.

2.3.1 Camada Física (PHY)

A camada PHY é responsável pelas seguintes tarefas: ativação e desativação do transceptor de rádio, verificação de uso do canal sem fio *Clear Channel Assessment* (CCA), transmissão de dados e recepção.

A camada PHY fornece um procedimento para transformar uma unidade de dados de serviço da camada física (PSDU) em uma unidade de dados de protocolo da camada física (PPDU). O IEEE 802.15.6 especificou três diferentes camadas físicas: *NarrowBand* (NB), *Ultra-WideBand* (UWB) e *Human Body Communication* (HBC).

Na PHY NB, o PSDU é pré-anexado com um preâmbulo de camada física e um cabeçalho de camada física para criar a PPDU, como na Figura 2.4. Esses componentes são:

- Preâmbulo da camada física: o protocolo de convergência da camada física (PLCP) é usado para auxiliar o receptor durante a sincronização para recepção e a recuperação do deslocamento da portadora.
- Cabeçalho da camada física: o cabeçalho PLCP transmite as informações necessárias sobre os parâmetros PHY para auxiliar na decodificação da PSDU no receptor decomposta em um campo RATE, um campo LENGTH, um campo BURST MODE, um campo SCRAMBLER SEED, bits reservados, uma sequência de verificação de cabeçalho (HCS) e bits de paridade BCH. O cabeçalho PLCP deve ser transmitido usando a taxa de dados de cabeçalho especificada na faixa de frequência em operação.

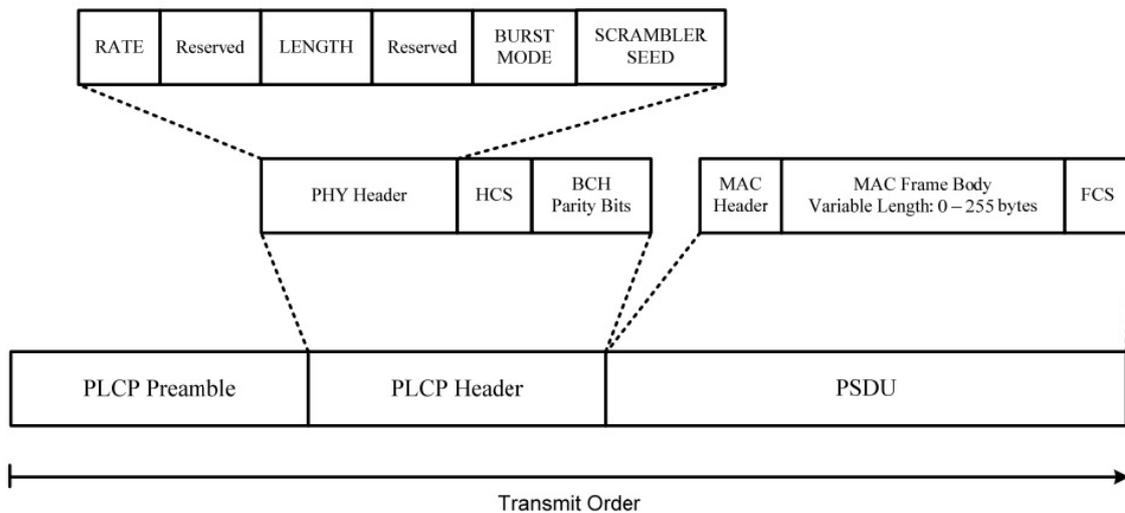


Figura 2.4: Estrutura da unidade de dados da camada física (PPDU) [27]

Um dispositivo compatível com PHY NB deve ser capaz de suportar transmissão e recepção em pelo menos uma das seguintes bandas de frequências: 402 MHz a 405 MHz, 420 MHz a 450 MHz, 863 MHz a 870 MHz, 902 MHz a 928 MHz, 950 MHz a 958 MHz, 2360 MHz a 2400 MHz e 2400 MHz a 2483,5 MHz.

A PHY NB usa as técnicas de modulação diferencial por deslocamento de fase DBPSK, DQPSK e D8PSK, exceto em 420-450 MHz onde usa GMSK (*Gaussian Minimum Shift Keying*). A taxa de dados da informação pode ser de até 971.4 kbps na PHY NB.

A especificação PHY de banda ultralarga (UWB) foi projetada para oferecer um desempenho robusto para as BANs e fornecer um grande escopo para oportunidades de implementação de alto desempenho, robustez, baixa complexidade e operação em baixa potência. O interesse em UWB reside no fato de que os níveis de potência do sinal estão na ordem daqueles usados na banda do Serviço de Comunicação de Implante Médico (*Medical Implant Communication Service* - MICS). Portanto, fornece níveis seguros de energia para o corpo humano e baixa interferência em outros dispositivos.

Existem dois tipos diferentes de tecnologias UWB utilizadas pelo padrão: por impulsos de rádio (IR-UWB) e modulação de frequência (FM-UWB). Em ambas as tecnologias, o PLCP constrói a unidade de dados de protocolo de camada PHY (PPDU) concatenando o cabeçalho de sincronização (SHR), cabeçalho de camada física (PHR) e unidade de dados de serviço de camada física (PSDU), respectivamente. Além disso, os bits PPDU são convertidos em sinais de RF para transmissão no meio sem fio.

O campo PHR contém informações sobre a taxa de dados do PSDU, comprimento do quadro MAC, formato do pulso, modo burst, HARQ e a semente do embaralhamento. O cabeçalho de sincronização (SHR) deve ser dividido em duas partes. A primeira parte é o preâmbulo, destinado à sincronização de temporização, detecção de pacotes e recuperação de deslocamento de frequência da portadora. A segunda parte é o delimitador de início de quadro (SFD) para sincronização de quadros. O UWB pode operar em dois grupos de bandas de frequência, banda baixa e banda alta, existem várias frequências opcionais e as seguintes frequências obrigatórias: 3993,6 MHz em banda baixa e 7987,2 MHz em banda alta.

A camada física de comunicação no corpo humano (PHY HBC) usa a tecnologia de comunicação de campo elétrico (EFC). Espera-se que ela tenha uma ampla gama de aplicações, como controle de entrada de salas, segurança de escritório, assistência médica, logística, serviços pessoais avançados e entretenimento. No campo de segurança de escritório, por exemplo, um usuário poderia especificar o documento que deseja imprimir apenas tocando o dispositivo com o arquivo desejado e a impressora, ocorrendo uma transmissão através de seu corpo.

O pacote HBC é composto por preâmbulo PLCP, delimitador de início de quadro (SFD), cabeçalho PLCP e carga PSH (PSDU). No PLCP, uma sequência de preâmbulo é transmitida quatro vezes para conseguir a sincronização de pacotes. O campo SFD / RI é usado como delimitador de início de quadro (SFD) para o pacote não-*burst* ou é usado como um indicador de taxa (RI) para o pacote *burst* (rajada). O cabeçalho do PLCP

contém informações sobre taxa de dados, informações do sinal piloto, um sinalizador do modo rajada, comprimento do quadro MAC e um campo CRC8. Um dispositivo compatível deve ser capaz de suportar transmissão e recepção na faixa de 21 MHz.

2.3.2 Camada MAC

Entre as principais razões para o desperdício de energia em redes sem fio estão: (1) colisão de quadros, que ocorre quando mais de um quadro é transmitido ao mesmo tempo, aumentando o consumo de energia com as retransmissões desses quadros perdidos; (2) *idle listening* (escuta ociosa), que ocorre quando um nó escuta um canal ocioso para receber dados; (3) *over hearing*, que ocorre quando um nó escuta o canal para receber quadros que são destinados a outros nós; (4) *packet overhead*, refere-se a transmissão de pacotes e informações de controle adicionadas aos cabeçalhos. O número de pacotes de controle usados para realizar o processo de comunicação de dados também influencia o consumo de energia [65].

Todos esses aspectos estão estritamente relacionados com as funções da camada MAC, que incluem o controle de acesso ao canal, agendamento da transmissão, empacotamento dos dados e delimitação de quadros (*data framing*), manipulação de erros e gerenciamento de energia. Portanto, nesta camada, um protocolo com um mecanismo de acesso ao meio eficiente é de muita importância para ajudar na eficiência energética.

Os protocolos MAC geralmente usam o *Time Division Multiple Access* (TDMA) ou *Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance* (CSMA/CA) para o acesso justo ao meio compartilhado. Outras soluções como *Frequency Division Multiple Access* (FDMA) e *Code Division Multiple Access* (CDMA) não são adequados para WBAN, devido à complexidade de hardware e alto poder computacional que eles precisam. Porém CSMA/CA foi projetado para redes dinâmicas e presume-se que as WBANs não são tão dinâmicas. Além disso, tem um consumo adicional de energia associado a evitar colisões. Por outro lado os protocolos MAC baseados em TDMA requerem um consumo de energia extra para a sincronização [28].

Um quadro MAC, de acordo com o padrão IEEE 802.15.16 ilustrado na Figura 2.5, consiste em um cabeçalho MAC de tamanho fixo, um corpo de quadro MAC de comprimento variável e um campo FCS (*Frame Check Sequence*) de comprimento fixo. O cabeçalho MAC contém as informações de controle do quadro, como versão do protocolo, política de reconhecimento, nível de segurança, retransmissão, etc. Além disso, o cabeçalho informa o endereço MAC do destinatário, endereço MAC do remetente e identificador

da BAN. O corpo do quadro MAC possui dois campos opcionais para fins de segurança, o número de sequência de segurança de baixa ordem e o código de integridade de mensagem (MIC) e a carga útil. O campo FCS utiliza CRC de 16 bits para detecção de erro.

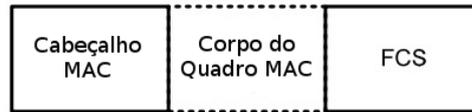


Figura 2.5: Formato do Quadro MAC [27]

O padrão tenta ser abrangente quanto à organização do acesso ao meio, possibilitando diferentes modos de operação, com *beacon* e períodos de *beacon* (superquadro), sem *beacons* com superquadros e modo sem *beacons* sem superquadro. Quanto aos métodos de acesso ao meio, possibilita o uso de acesso aleatório, utilizando o *Slotted Aloha* ou CSMA/CA, o acesso ao agendado, com agendamento realizado pelo *hub*, permite a requisição/envio de dados imediato através de comandos *POLL* e *POST*, e pode reservar um período de acesso exclusivo para nós com níveis de prioridade maior.

Funções MAC como QoS e Gerenciamento de Energia são executadas da seguinte maneira:

- A QoS é executada usando diferentes prioridades de usuário (UPs) com limites diferentes de janela de contenção (CW) para o CSMA/CA e limiares de probabilidade de contenção (CP) para acesso *Slotted Aloha*.
- Um nó com pouca energia armazenada em bateria pode hibernar, isto é, estar em estado inativo ao longo dos seus períodos de *beacons* (superquadros). Um campo de Capacidade MAC é usado para este propósito e um nó pode configurar um contador de períodos de inatividade, ou seja, por quantos superquadros ele ficará inativo até que acorde. Quando acordar, deverá realizar suas transmissões e recepções e, ao término do superquadro, retorna a hibernar e reinicia o contador. Além disso, durante o período MAP dentro de um superquadro, o nó pode permanecer inativo, caso não tenha sido agendada nenhuma transmissão ou recepção para o mesmo.

Portanto, o padrão IEEE 802.15.6 define o mecanismo de acesso ao meio e os requisitos básicos para a interoperabilidade entre dispositivos que operam em WBANs e gerenciamento de energia. No entanto, muitos problemas relacionados à camada MAC permanecem ainda sem solução padronizada. Um desses problemas está relacionado à mobilidade do corpo, que pode ocasionar mudanças bruscas na resposta do canal, com até mesmo alterações na topologia e densidade da rede.

A caracterização do canal também pode ser realizada através da obtenção de dados empíricos e tratamento estatístico para elaboração de modelos. Entretanto, para uma caracterização acurada, dados devem ser obtidos considerando-se diferentes fontes de variabilidade do sinal, como diferentes formatos de corpo, ambientes, posição dos dispositivos, e movimentação humana. Os autores em [10] demonstram que a localização dos nós em conjunto com a movimentação do corpo apresentam impacto forte nas características do canal. Por exemplo, conforme uma pessoa caminha, caso os sensores estejam localizados nos braços, o corpo poderá obstruir a comunicação em determinados momentos devido a sua movimentação, ocasionando uma variação lenta e periódica no sinal.

Uma investigação do problema da caracterização do canal em WBANs, alguns modelos propostos para representar o canal e a mobilidade do corpo são discutidos a seguir.

2.4 Dinâmica do canal sem fio

Os requisitos rigorosos das WBANs impõem certas restrições na concepção de seu protocolo de comunicação que levam a novos desafios, como a propagação no meio sem fio dinâmico, movimentos posturais do corpo, limitações de recursos dos sensores, ambiente heterogêneo, tempo de vida da rede e interferências do funcionamento da rede no corpo humano [47].

Nós sensores em uma rede corporal sem fio exibem alta mobilidade. A topologia das WBANs pode mudar devido a mudanças posturais, ou até mesmo movimentos em um determinado tipo de postura. Portanto, o desempenho da comunicação em redes corporais é dependente da mobilidade e mudanças posturais [54, 64].

A análise das características de propagação para transmissão no corpo e estatísticas de propagação relacionadas com o movimento do corpo humano, ou dinâmica de canal, tanto em banda estreita como em UWB, são essenciais para a avaliação do sistema de comunicação proposto para WBANs e a chave para qualquer implementação [64].

O canal sem fio nas WBANs pode ser subdividido de acordo com o padrão de comunicação utilizado, e dentro do contexto do IEEE 802.15.6, ainda pode se utilizar de três tipos de camada física, o de banda estreita - NB, banda ultralarga - UWB, ou a comunicação através do corpo, utilizando eletrodos e a propagação do sinal pela pele - HBC, com especificações de acordo com a Tabela 2.4.

Além disso, três cenários de canal são descritos no padrão IEEE 802.15.6 [27], a saber:

Tabela 2.4: Especificações de frequência e largura de banda das camadas físicas no padrão IEEE 802.15.6

Frequência	Largura de Banda
<i>NarrowBand</i> (NB)	
402-405 MHz	300 kHz
420-450 MHz	300 kHz
863-870 MHz	400 KHz
902-928 MHz	500 KHz
950-956 MHz	400 KHz
2360-2400 MHz	1 MHz
2400-2483.5 MHz	1 MHz
<i>Ultra-WideBand</i> (UWB)	
3.2-4.7 GHz	499 MHz
6.2-10.2 GHz	499 MHz
<i>Human Body Communication</i> (HBC)	
21 MHz	5.25 MHz

1. *On-body*: para comunicações de rádio de uma parte na superfície do corpo humano para outra parte na superfície do corpo humano;
2. *In-body*: para comunicações de rádio de dentro do corpo humano, tipicamente para a superfície do corpo;
3. *Off-body*: para comunicações de rádio a partir da superfície do corpo humano para um dispositivo localizado próximo ao corpo, tipicamente a até 3m do corpo (ou vice-versa, isto é, do dispositivo externo para a superfície do corpo).

Além dos cenários descritos, uma quarta opção pode ser considerada: o cenário *body-to-body*, para comunicações de rádio, proposital ou por interferência, do corpo de um sujeito para outro.

Apesar de existirem investigações sobre a tecnologia HBC [67], os esforços de caracterização do canal foram majoritariamente concentrados nos casos de banda estreita (NB), utilizando a faixa do espectro entre 2360 MHz e 2483,5 MHz, e banda ultralarga (UWB), em suas frequências de operação mais baixas (3,2-4,7 GHz). Em ambos os casos, o cenário predominantemente observado foi o *on-body*, caracterizando uma comunicação típica de dispositivos vestíveis (*wearables*).

Dentre os diversos modelos estatísticos de canal (Rayleigh, normal, lognormal, Riceano, Nakagami-m, Weibull, Gamma, etc.), o modelo lognormal se mostrou o mais adequado para os diferentes testes e cenários utilizando *wearables* [63, 64]. Em termos de

escolha do melhor modelo estatístico, a caracterização separada de links individuais é considerada a melhor estratégia, dadas as grandes diferenças de comportamento do canal de acordo com a posição do sensor no corpo [69]. Outra alternativa é a distinção entre indivíduos de diferentes corpos, os possíveis canais de comunicação e o uso de modelos distintos para visada direta, *Line-of-Sight* (LOS), ou obstruída, *Non-Line-of-Sight* (NLOS) [19].

Além dessa gama de variáveis, a atividade exercida pelo sujeito e os movimentos do corpo influenciam diretamente no comportamento do canal, conforme pode ser observado a partir das medidas experimentais realizadas por Smith et al. [62] na Figura 2.6.

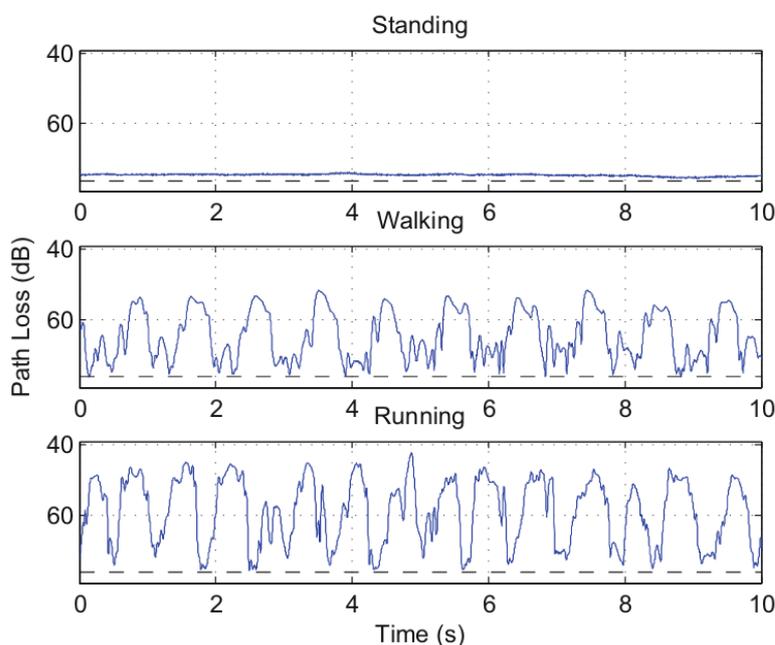


Figura 2.6: Medidas experimentais da perda de percurso de um link entre o pulso esquerdo e o quadril direito em diferentes atividades [62].

Para investigar a qualidade da comunicação em cenários de mobilidade, um experimento foi realizado, utilizando medidas experimentais do canal.

2.4.1 Experimento para Atestar a Qualidade do Canal sem Fio

Em [63], medidas do canal NB sobre o corpo foram realizadas em oito indivíduos adultos, dois do sexo feminino e seis do sexo masculino, em ambiente interno, enquanto realizavam atividades físicas em uma esteira. Nesse cenário, seis sensores foram acoplados ao corpo, para recepção e transmissão, posicionados conforme a Figura 2.7.

Neste experimento, mediram-se diferentes níveis de atividade, caminhada leve, corrida leve e corrida intensa. A partir deste experimento, medidas de perda média do canal

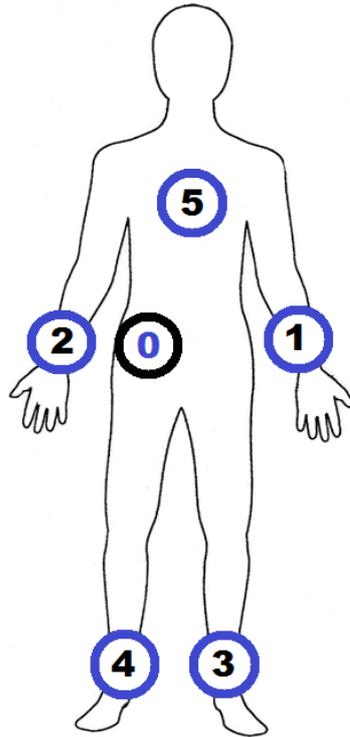


Figura 2.7: Posição dos sensores no experimento realizado em [63].

de propagação foram disponibilizados, assim como a função densidade de probabilidade para a variabilidade do canal. Estas medidas estão disponíveis no simulador de redes sem fio Castalia [7]. O Castalia é um simulador para Redes de Sensores Sem Fio, Redes Corporais e redes formadas por dispositivos embarcados de baixa potência de forma geral. As investigações e avaliações desta tese fizeram uso desse simulador.

Averiguações sobre a comunicação sem fio nesse canal foram realizadas [18, 17], levando em consideração algumas métricas de redes, como a taxa de entrega de pacotes, latência na comunicação, número de transmissões realizadas, exploradas em cenários típicos de WBANs, a fim de estabelecer critérios iniciais e avaliar o desempenho da comunicação com os dados desse modelo experimental.

Uma perspectiva da instabilidade do canal sem fio, em um cenário realista e com mobilidade, foi obtida neste teste. A simulação consistiu na transmissão de 100 pacotes de cada nó a todos os demais. Nesta topologia, o nó coordenador (*hub*) da rede é o nó 0, portanto o canal de interesse em uma aplicação típica de sensoriamento é da transmissão dos demais nós ao nó 0. Além disso, as configurações de camada física e MAC utilizadas foram baseadas no padrão IEEE 802.15.6 [27], utilizando os aspectos de transmissão em banda estreita do padrão e acesso ao meio aleatório, utilizando o CSMA/CA. O teste foi

realizado 20 vezes e os resultados de taxa de entrega de pacotes, percentual de pacotes recebidos por cada nó, estão dispostos na Tabela 2.5, com um intervalo de confiança de 95%. Os nós transmissores são representados nas linhas, enquanto os receptores estão dispostos nas colunas.

Tabela 2.5: Taxa de entrega de pacotes entre os nós da rede.

	Nó 0	Nó 1	Nó 2	Nó 3	Nó 4	Nó 5
Nó 0	-	63,80±0,79	97,05±0,19	48,10±1,11	77,20±0,77	58,60±0,92
Nó 1	68,35±0,92	-	81,70±0,53	81,70±0,53	60,80±0,93	42,60±1,22
Nó 2	97,55±0,13	81,70±0,68	-	60,25±0,93	73,90±0,95	37,20±0,60
Nó 3	57,75±0,91	78,90±0,75	59,55±0,95	-	85,85±0,43	26,70±0,68
Nó 4	75,10±0,89	57,85±1,19	76,50±0,68	86,25±0,45	-	25,35±0,97
Nó 5	59,70±0,92	40,35±1,03	38,10±1,02	28,55±0,93	27,95±0,82	-

A alta instabilidade do cenário de WBANs pode ser observada, em especial para os nós 3 e 5, que possuem enlaces diretos ao *hub* (nó 0) de baixa qualidade, com apenas cerca de 60% dos pacotes recebidos. Desempenho muito aquém do esperado para uma aplicação médica.

Portanto, uma avaliação do canal sem fio, e os possíveis movimentos e mudanças posturais, são essenciais para o projeto de qualquer protocolo de comunicação, ou até mesmo de aplicações em WBANs. As consequências da mobilidade na resposta do canal são alvo de propostas que visam aumentar a eficiência das WBANs em um cenário de alta variabilidade. O próximo capítulo apresenta uma discussão de trabalhos relacionados, trabalhos estes que se baseiam nas características de mobilidade humana para realizar a comunicação sem fio.

Capítulo 3

Trabalhos Relacionados

Dada a instabilidade do canal sem fio, com mudanças bruscas na topologia da rede devido ao movimento do corpo e mudanças posturais, uma série de trabalhos foram propostos com objetivo de sanar tais problemas. Atualmente, existem dois grandes tópicos de pesquisa para suporte a mobilidade em redes corporais sem fio, um é a modelagem analítica (matemática) dos padrões de mobilidade e outro é a comunicação para suportar a mobilidade [31].

Para a busca dos trabalhos relacionados utilizou-se a ferramenta Google Acadêmico e as bases IEEE Xplore, Elsevier Scopus, Springer Link, ACM Digital Library e Wiley Online Library. Os termos para busca foram WBANs e IEEE 802.15.6, com prioridades para publicações com mais citações e dos últimos 5 anos. Dentre os trabalhos encontrados, foram selecionados os trabalhos com temas relacionados à mobilidade do corpo humano, verificando-se termos como *mobility support* e *body posture*.

3.1 Modelos de Mobilidade

Além dos estudos das características do canal móvel em WBANs, há a modelagem da mobilidade em si. Os estudos sobre modelos de mobilidade, de forma geral, são divididos em dois segmentos, a mobilidade individual e a mobilidade de grupo [31].

Modelos de mobilidade individual determinam o padrão de cada nó, de forma particular, variando seu vetor de velocidade. Os modelos de mobilidade individual podem ainda ser subdivididos em duas categorias: com memória e sem memória [50].

- A mobilidade individual sem memória diz respeito a movimentos aleatórios, nos quais o vetor velocidade e posição são alterados sem qualquer relação com movi-

mentos anteriores.

- Na mobilidade individual com memória, a cada etapa considera-se uma inércia do momento anterior, portanto, os nós tendem a manter direções e velocidades próximas entre dois instantes.

Já os modelos de mobilidade de grupo propostos na literatura dizem respeito a movimentos coordenados entre diferentes nós. Esses modelos podem ser classificados em duas famílias: modelos baseados em referência e modelos comportamentais [50].

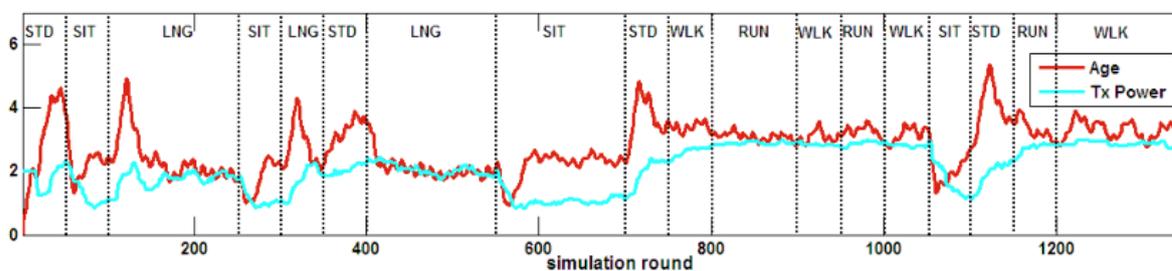
- Nos modelos baseados em referência, os nós pertencentes ao mesmo grupo têm sua posição determinada como um desvio de uma referência comum.
- Os modelos comportamentais definem as regras que os nós obedecem ao selecionar sua velocidade e direção. Nesses modelos, os grupos surgem naturalmente quando vários nós compartilham as mesmas regras e geram padrões de mobilidade semelhantes.

Um modelo de mobilidade adequado para as WBANs deve ser capaz de modelar estatisticamente os padrões de movimento dos nós individuais instalados no corpo, bem como o movimento de todo o corpo. Portanto, os modelos em WBANs podem ser vistos como uma composição de modelos de mobilidade de grupo e individuais simultaneamente. Além disso, o modelo deve ser adaptável para vários cenários de aplicação nos quais os padrões de movimento, as atividades humanas e o ambiente em torno podem ser diferentes.

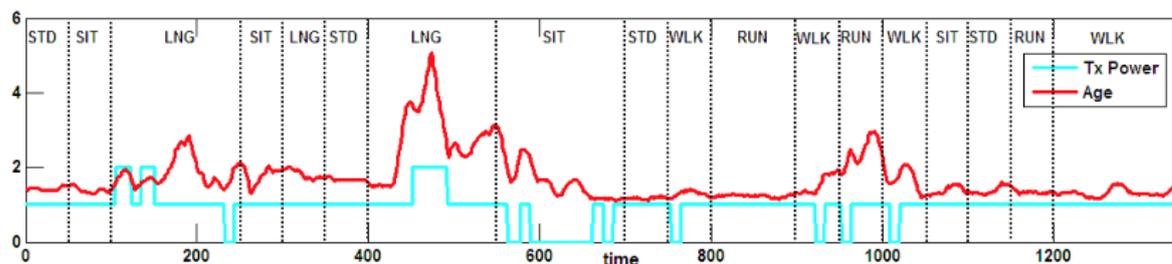
Alguns modelos de mobilidade simulados foram propostos para WBANs. Um breve apanhado de modelos simulados e os protocolos de comunicação que os utilizam para sua avaliação é apresentado. Além de modelos simulados, medidas experimentais realizadas em cenários típicos de mobilidade e modelos de canal empíricos que advêm de tais medidas também são abordados.

O MoBAN [49] é um modelo de mobilidade proposto para redes corporais sem fio definido a partir das características desejadas para um modelo de mobilidade nesse cenário. O MoBAN utiliza-se de um conjunto de posturas pré-definidas (deitado, sentado, de pé, andando e correndo), cuja seleção é realizada utilizando uma máquina de estados de Markov, com a probabilidade de transição configurável, de acordo com o cenário de interesse do usuário. Após a seleção da postura, cada nó realiza movimentos sincronizados, como um grupo, de acordo com a postura, além de movimentos aleatórios individuais.

Além da proposta do MoBAN, Nabi et al. [48] avaliaram um mecanismo de comunicação inspirado no protocolo de comunicação epidêmico para roteamento de dados sobre uma camada MAC baseada em TDMA. A avaliação utilizou-se do modelo proposto para simulação e um experimento real utilizando o MyriaNed [68], um nó sensor que utiliza o mesmo mecanismo de comunicação epidêmico descrito na proposta. Nessa avaliação, destaca-se a influência nas mudanças de postura na comunicação. Como os protocolos epidêmicos entregam os pacotes uma vez que haja conectividade na rede, o efeito foi avaliado através da idade (*age*), conforme a Figura 3.1. A idade para os dados de um nó é definida como a diferença de tempo entre o momento atual e o tempo de amostra do último dado recebido pelo controlador desse nó.



(a) MoBAN



(b) MyriadNed

Figura 3.1: Média de idade dos dados em uma WBAN com mudanças posturais [49].

Outro modelo de mobilidade para WBANs, o MMoW [60, 61], foi baseado no MoBAN e utiliza o mecanismo desse para seleção de posturas, porém dispõe de movimentos individuais específicos para os nós das pernas e braços, nas posturas sentado, andando e correndo. Os nós posicionados nos braços e pernas realizam movimentos pendulares nas posturas andando/correndo, conforme Figura 3.2(a), e movimentos aleatórios em regiões definidas em torno das posições esperadas para o joelho e cotovelo, na postura sentado, conforme Figura 3.2(b).

Além da proposta, os autores analisaram a comunicação na rede com mobilidade utilizando um roteamento baseado em *clusters*, com a subdivisão da rede em dois *clusters*, de membros superiores e inferiores. Realizou-se uma comparação entre a utilização de um

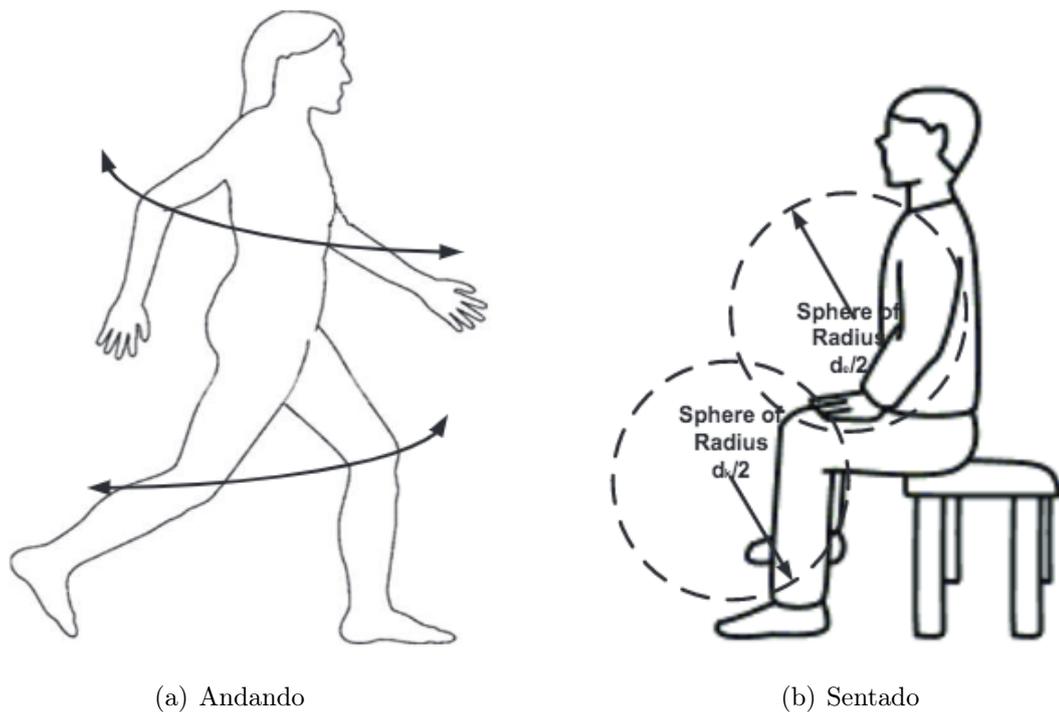


Figura 3.2: Mobilidade dos nós nos braços e pernas na proposta [60].

nó retransmissor fixo e outra na qual a seleção do *cluster-head* utiliza uma métrica que leva em consideração a distância ao coordenador e energia remanescente. A comparação careceu de uma demonstração dos impactos da mobilidade na comunicação e de outros métodos de comunicação como o salto único como *baseline*.

A proposta *Body Gauss-Markov Based Mobility Model for Body Area Networks* (BGMM) [41] faz uma análise do movimento de caminhada. O movimento de caminhada é subdividido em três movimentos, conforme ilustra a Figura 3.3 e os movimentos descritos são:

- M (0): os cotovelos estão para baixo e os joelhos estão aproximadamente retos.
- M (1): O cotovelo esquerdo e o joelho direito estão para a frente e o cotovelo direito e o joelho esquerdo estão para trás.
- M (2): O cotovelo esquerdo e o joelho direito estão para trás e o cotovelo direito e o esquerdo estão à frente.

Seguindo a mesma tendência de refinamento da mobilidade individual dos nós baseados na cinesiologia e biomecânica, a proposta *A Mobility Model for WBANs Based on Human Joint Movements* (JMMM) [20] realiza uma análise dos movimentos dos membros

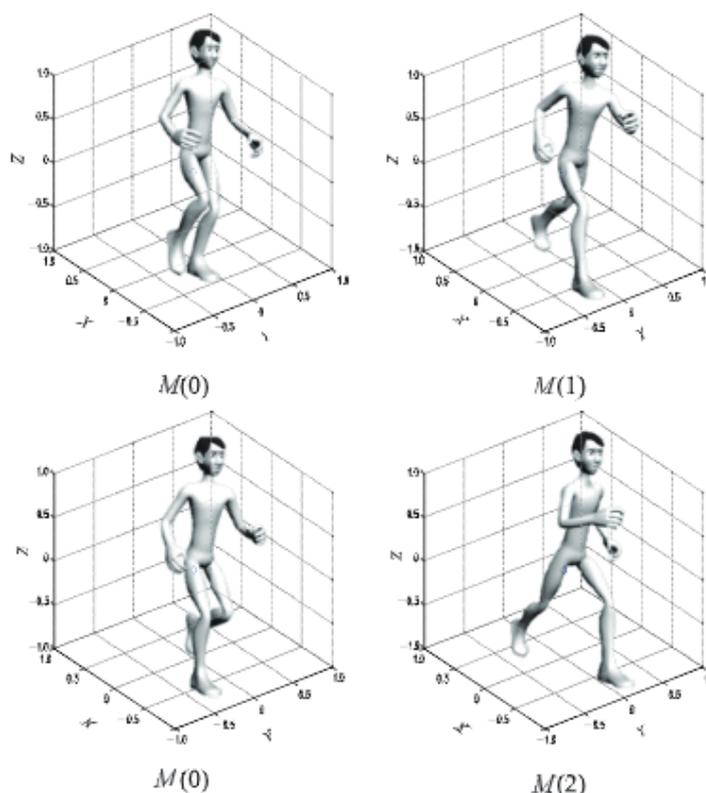


Figura 3.3: Composição do movimento de caminhada em [41].

a partir das articulações. Os movimentos de perna e braço são subdivididos em movimentos individuais a partir do joelho e cotovelo respectivamente, conforme ilustra a Figura 3.4.



Figura 3.4: Modelo de movimentação a partir das articulações [20].

O corpo humano é um sistema muito complexo. Como o movimento dos seres humanos é controlado por sua própria vontade e está sujeito a uma grande variação aleatória, é difícil descrever com precisão o movimento do corpo humano com base em um modelo matemático [41]. Ressalta-se entretanto que alguns pontos em comum foram tomados como diretiva pelos trabalhos propostos até então, que são a subdivisão do movimento em diferentes posturas, mobilidade de grupo baseada em referências, portanto, coordenados de alguma forma, além da aleatoriedade e movimentos individuais. Essas características

portanto devem ser tomadas como relevantes e serem consideradas na proposta de um modelo de comunicação no cenário de redes corporais sem fio.

3.2 Comunicação Baseada na Mobilidade

A comunicação entre o nó sensor e o coordenador da rede é limitada a alguns saltos e a velocidade de mobilidade de um nó é menor que a usualmente empregada nas redes *ad hoc*; portanto, protocolos *ad hoc* originais destinados a suportar um grande número de saltos em alta velocidade precisam ser estendidos ou desenvolvidos para atender aos requisitos das aplicações [31]. Além disso, as mudanças posturais e movimentos bruscos causam desconexões na rede. Com base nesse motivo, a seguir são apresentados alguns protocolos que se baseiam em protocolos oportunistas, porém com inundação controlada para reduzir o consumo energético.

Devido às perdas de percurso causadas pelo particionamento da topologia, a proposta *On-Body Store and Flood Routing* (OBSFR) [54] se baseou no princípio de armazenamento e encaminhamento (*store-carry-and-forward*). No OBSFR, cada pacote carrega um identificador único que consiste em um par (ID da fonte, número de sequência) e uma lista de todos os IDs dos nós que retransmitiram a mensagem ao longo do caminho. Quando um nó recebe um pacote, ele verifica se esse pacote já foi processado anteriormente ou não, verificando a lista de IDs. Se este pacote já foi retransmitido anteriormente, é descartado. Caso contrário, o pacote é armazenado no *buffer* e será retransmitido quando o nó encontrar qualquer vizinho que não conste na lista de IDs da mensagem. Ao ser retransmitido, o pacote é removido do *buffer*. Embora o OBSFR tenha sido proposto para apoiar a mobilidade em WBAN, seu mecanismo de inundação não é controlado por nenhum parâmetro específico do cenário.

Uma abordagem semelhante ao OSBFR foi introduzida no *Probabilistic Routing with Postural Link Costs* (PRPLC) [55]. A principal diferença entre OSBFR e PRPLC é o esquema de encaminhamento. Um pacote armazenado no buffer de um nó é encaminhado para um nó que tem maior probabilidade de encontrar o nó controlador do que o nó atual. Com a ajuda desse novo esquema de encaminhamento no PRPLC, uma melhor utilização dos recursos da rede é observada, porque o pacote não é encaminhado para todos os nós. Além disso, o atraso de ponta a ponta também é afetado pela redução do número de saltos intermediários. A fim de avaliar a probabilidade de encontro dos nós, o PRPLC introduziu a métrica *Link Likelihood Factor* (LLF). Depois que cada nó calcula LFF para

o nó coordenador, ele encaminha aos seus vizinhos através de pacotes HELLO. Assim, o encaminhamento ocorre quando um nó com LLF mais alto é encontrado, até que a mensagem chegue ao destino.

Distance Vector Routing with Postural Link Costs (DVRPLC) [56] foi proposto para reduzir o atraso de ponta a ponta, reduzindo o atraso de espera no nó intermediário. Embora o DVRPLC seja baseado em armazenamento e encaminhamento, como o OBSFR e o PRPLC, existem pequenas diferenças na operação entre eles. O DVRPLC usa um algoritmo de vetor de distância para calcular o custo acumulado do caminho em direção ao coordenador, em vez do valor de um único nó. O custo do caminho entre um nó e um nó coordenador é calculado tomando o valor LCF (*Link Cost Factor*) de todos os nós vizinhos, trocados a partir de mensagens HELLO. Enquanto o LLF no PRPLC representa uma probabilidade de encontro de um nó com o coordenador, o LCF agrega os LLFs de todos os nós do percurso. Com base no valor do LCF, é aplicada uma política de encaminhamento semelhante ao PRPLC.

Em *Opportunistic Routing* (OP) [43], os autores partem do princípio que haverá nós exclusivamente dedicados à retransmissão (*relays*) e que terão visada tanto para os nós sensores, quanto para o *hub*. Além disso, os tempos de *TimeOut* e *handshake* são considerados ordens de grandeza menores que os do movimento humano. Devido à movimentação, o enlace direto do nó sensor ao *hub* pode ficar indisponível e o uso do *relay* se fazer necessário. Essa escolha de transmissão direta, ou encaminhamento ao *relay*, é feita através da troca de mensagens RTS / CTS. Antes de transmitir, o nó sensor envia um RTS, caso receba o ACK do *hub*, realiza a transmissão direta. Caso não receba o ACK, o nó envia um sinal de WAKE UP para o *relay* e enviar a mensagem a ser encaminhada.

Um mecanismo para escolha de *relay* e agendamento de transmissões dinâmico é proposto por Pan et al. [52]. Na proposta, o *superframe* é dividido em *Normal Period* e *Relay Period*, no qual todos os nós sensores são agendados e tentam transmitir durante seu *slot* de tempo no *Normal Period*. Caso a transmissão falhe, o *hub* envia um pacote N_ACK com o ID do nó que falhou no envio do pacote. Os nós que escutarem o N_ACK irão transmitir um pacote N_RC, que será potencialmente ouvido pelo nó que teve a transmissão falha. Após o término do *Normal Period*, inicia-se o *Relay Period*, quando o nó que falhou em sua transmissão faz um pedido de *Relay Request* (R_REQ) aos nós que o enviaram o N_RC. Estes, caso sejam habilitados para funcionar como *relay*, devem enviar um *Request-to-Relay* (R_RTR) ao *hub*, para que, caso haja múltiplos *relays* em potencial, um seja escolhido para realizar tal tarefa. O *hub* então responde com um *Clear-to-Relay*

(R_CTR) ao nó selecionado, que então deve enviar um *Clear-to-Send* (R_CTS) para que se inicie a transmissão da mensagem. Como a ordem de transmissão no *Normal Period* pode influenciar na probabilidade de conseguir um *relay*, um agendamento dinâmico de transmissões também foi proposto, no qual nós com menor taxa de entrega de pacotes devem ser agendados para transmitir primeiro, aumentando assim a sua probabilidade de encontrar um *relay*, caso falhem no seu envio.

Moosavi et al. [45] utilizou-se do modelo de canal UWB com caracterização individual de cada link [69] como validação para um ambiente móvel. Na proposta, modelou-se a probabilidade de perda de pacotes, assumindo uma modulação DBPSK, a distribuição de *delay* e *jitter*, usando o *Slotted Aloha*, e por fim, enunciou o problema como um jogo não cooperativo, no qual cada nó realiza a seleção de *relay* e controle de potência na busca de eficiência energética. Algumas restrições de qualidade de serviço – QoS – são consideradas, além da condição de conectividade na rede.

Além das abordagens oportunistas descritas, há propostas que se baseiam no controle do estado dos links e posturas, na qual é realizada uma análise da topologia de rede do corpo humano em várias posturas dinâmicas para estabelecer a potência de transmissão adequada, o agendamento de transmissões, ou até mesmo uma rota disponível.

O método de avaliação da qualidade dos links *RSSI/LQI Transmission Power Control* (RL-TPC) [33] é apresentado para tentar combater as perdas de percurso, devanescimentos e demais ruídos ou interferências. O trabalho faz uso de experimentos práticos para mostrar a ineficiência em se utilizar apenas o RSSI como métrica de avaliação de enlaces, dadas as possíveis interferências construtivas, devido a outras fontes de sinal. Um critério mínimo de RSSI é estabelecido, abaixo do qual o enlace é considerado de qualidade ruim, porém, caso a intensidade do sinal recebido seja superior ao mínimo estabelecido, a métrica *Link Quality Index* (LQI) é utilizada em conjunto com o RSSI para estabelecer o nível de qualidade do enlace, e por conseguinte, tentar determinar a potência de transmissão necessária para o cenário.

O *Link-State-Estimation Transmission Power Control* (LSE-TPC) [32] é um método para o controle da potência de transmissão composto de dois mecanismos simultâneos, um para adaptação a mudanças rápidas no canal e outro para mudanças lentas e graduais. O mecanismo para mudanças rápidas se utiliza de limiares superior e inferior para o RSSI e calcula os desvios das últimas amostras em relação aos limites, caso sejam superiores ou inferiores aos mesmos, para estabelecer se a potência de transmissão deve aumentar ou ser reduzida. Já o mecanismo de adaptação para mudanças lentas e graduais controla os

limitares utilizados pelo controle de mudanças rápidas. Para esse mecanismo, realizou-se um experimento na tentativa de correlacionar a taxa de recepção de pacotes e o RSSI. Estabeleceu-se um critério de variabilidade do sinal em que o desvio padrão das últimas 5 amostras seriam significativas para inferir a extensão do limite de recepção aceitável e assim definirem-se os níveis mínimo e máximo de recepção do sinal.

Em [29] propôs-se o *Mobility Handling Routing Protocol* (MHRP), no qual se realizou a identificação de algumas posturas do braço e nós *relays* foram posicionados para que as diferentes posturas pudessem ser atendidas. Esses *relays* são acionados ou não conforme a necessidade e a postura identificada. As posturas são identificadas baseadas em uma suposição de relação direta entre distância dos nós e a intensidade do sinal recebido, medida pelo RSSI.

Um protocolo MAC ciente de canal baseado em *polling* (CP-MAC) [39] é proposto para melhorar a eficiência energética, medindo a qualidade do canal instantâneo entre o hub e um sensor antes de cada transmissão de dados. A avaliação do canal é realizada por uma troca de quadros, antes do período de transmissão e é usada para determinar se o sensor transmite neste período ou não, assim como determina a taxa de bits a ser usada na transmissão, com base em medições históricas.

Os trabalhos que utilizam o estado dos links para comunicação são motivados pelo impacto do movimento corporal e das mudanças na postura na dinâmica do canal sem fio WBANs [62]. Em WBANs, alguns desses canais apresentam características temporais periódicas, notáveis por terem uma variação no ganho do canal sincronizado com os movimentos dos membros, como o canal entre as pernas ou braços e o tronco durante o movimento de caminhada. Um exemplo desse comportamento de canal é explorado em Fernandes et al. [13], onde o RSSI de um link entre um sensor no pulso e o coordenador no quadril de um sujeito caminhando é explorado.

Essa caracterização dos links entre os braços e o tronco durante o movimento de caminhada advém da identificação do ciclo de caminhada através de acelerômetros e demonstração de uma correlação destes dados com o RSSI, provenientes da periodicidade do movimento. A Figura 3.5 mostra a relação entre o movimento e o ganho do canal através das medidas do acelerômetro realizadas em [13]. As amostras do acelerômetro são interpoladas para se reconstruir a curva e identificar a periodicidade. A partir da identificação da frequência do movimento, estima-se o nível de recepção do sinal e potência de transmissão adequada.

Nesse contexto, a flutuação na qualidade do link em diferentes cenários está natu-

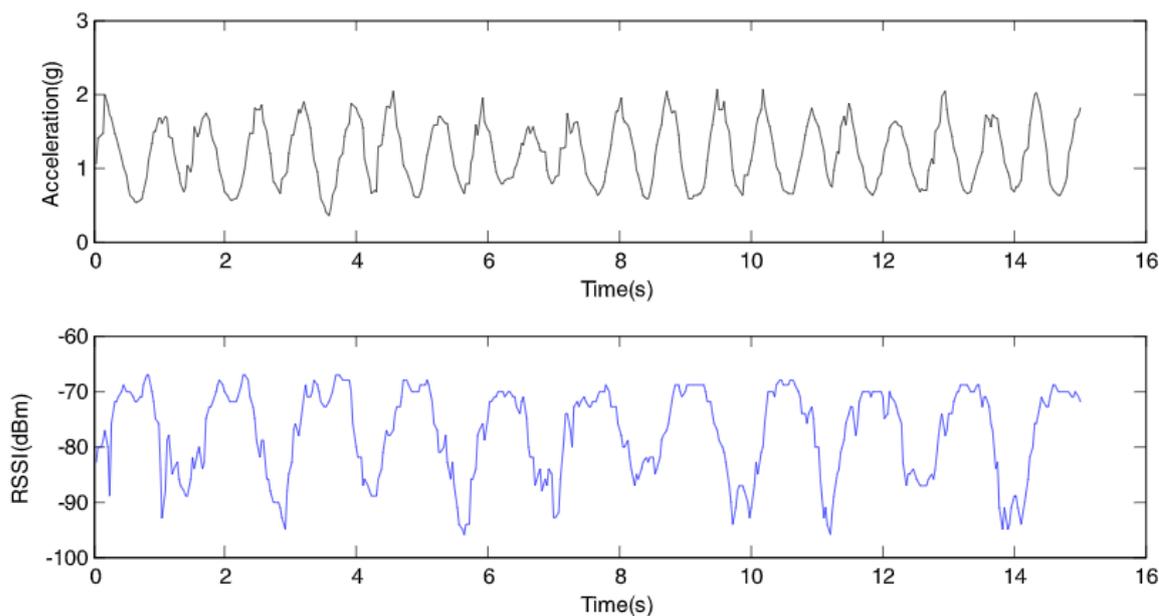


Figura 3.5: Quinze segundos da aceleração (superior) e do sinal RSSI (inferior) referentes ao link criado entre o dispositivo final no pulso e o coordenador, enquanto o sujeito estava caminhando ao ar livre [13].

ralmente sincronizada com o ciclo de movimento, uma vez que ambas as flutuações vêm da mesma fonte. Os movimentos do ciclo de caminhada são movimentos periódicos e, nesses movimentos, a flutuação na qualidade do link tem alta correlação com o movimento atual [31, 44]. A sincronização do ciclo de caminhada e do RSSI de um link entre o punho e o quadril, mostrado em Fernandes et al. [13], também é verificado em Zang et al.[73]. Desta vez, porém, para os membros inferiores, com um link entre um dispositivo no tornozelo e outro no bolso da calça, e um link entre o tornozelo e o peito.

Zang et al. [73] propõem um mecanismo denominado *Gait-Cycle Transmission Power Control* (G-TPC), que também utiliza dados do acelerômetro. Nesse trabalho, utiliza-se de um filtro passa-baixa para os últimos 2 segundos amostrados. A variância desse sinal é medida e um limiar experimental é utilizado para distinguir entre o estado caminhando ou não. A periodicidade do sinal do acelerômetro é medida através da técnica *Dynamic Time Warping* (DTW) e um mecanismo adaptativo similar ao RL-TPC [33] é utilizado.

Como demonstrado por Fernandes et al. [13] e Zang et al. [73], a qualidade do canal, medida através do RSSI, apresenta um sinal periódico seguindo o ciclo da marcha, que fornece uma previsibilidade da qualidade do canal. Atribui-se portanto a característica periódica ao canal em WBANs em alguns cenários, tornando possível analisar o sinal RSSI e inferir a periodicidade e a qualidade do link. Essa previsibilidade da qualidade dos links

pode ser utilizada para realizar transmissões em momentos apropriados, economizando energia e aumentando a taxa de entrega de pacotes. Outra premissa admitida durante a pesquisa desta tese é a de que os canais *upstream* e *downstream* têm um comportamento periódico sincronizado, portanto, a análise realizada no canal *upstream* pode ser aplicada ao *downstream*.

Para avaliar o potencial de se explorar a periodicidade do canal, ao longo da pesquisa desta tese, propôs-se o B-Move [14]. Trata-se de um agendador de transmissões que avalia a periodicidade do canal através de um acelerômetro, a partir do qual o padrão de movimento dos membros, como no ciclo de caminhada, é identificado e a informação é utilizada para agendar a transmissão entre nós. Os dados do acelerômetro são usados para classificar o movimento entre periódico ou não periódico, enquanto a correlação entre o movimento do membro e torso, e o ciclo da marcha são utilizados para inferir a qualidade do sinal e realizar o agendamento de transmissões.

Na avaliação do B-Move utilizaram-se dados de canal do experimento real realizado por Smith et al. [63], já explorados na Seção 2.4.1. Os dados de perda de percurso disponibilizados por [63] são organizados na forma de perda média entre nós e uma variável aleatória de *fading*, gerada a partir de uma distribuição do *fading* observado no experimento. Portanto, a emulação de um canal periódico com esses dados não é possível. Desta forma, limitou-se a distribuição de *fading* para valores de até 20 dBm para emular casos de transmissão com canal em boas condições. Ou seja, se as transmissões forem realizadas com o canal em boas condições, além da perda média do caminho, o desvanecimento pode variar até 20 dB. Essa margem de perda é ampla, dada a distribuição do *fading* no cenário.

Medições do atraso induzido pelo B-Move e da economia de energia ao manter o rádio desligado por períodos mais longos de tempo não puderam ser realizadas neste experimento. Os resultados foram comparados com o *polling* e CSMA/CA. Ao se transmitir apenas em momentos apropriados, houve uma melhoria significativa na taxa de entrega de pacotes – *Packet Delivery Ratio* (PDR) – em especial para os piores links, dos nós 3 e 5 para o *hub*. O nó 3 aumentou o PDR em de cerca de 20% quando comparado ao *polling* e 50% em comparação com o CSMA/CA. Para o nó 5, houve um aumento de PDR de cerca de 10% em comparação com o *polling* e 51% em comparação com CSMA/CA.

Embora a avaliação do B-Move tenha sido realizada sem a hibernação entre *superframes*, a melhora no PDR se reflete no número de quadros transmitidos e consequentemente na energia consumida. Houve menor gasto de energia do B-Move, com redução

de consumo energético de até 3,5% quando comparado ao *polling*, que também realiza transmissão agendada e portanto desliga o rádio periodicamente entre os momentos programados para transmitir. Já comparado ao CSMA/CA, que mantém o rádio durante todo *superframe* ligado, a redução de consumo energético chegou a 24,5%.

Após a verificação desses resultados, inicia-se o projeto de um mecanismo que auxilie na verificação da periodicidade do canal sem o uso de acelerômetro, mas sim utilizando a recepção de quadros. Além disso, para evitar *overhead* na verificação das condições do canal, este mecanismo não deve realizar trocas de quadros extras para tal verificação. Caso haja periodicidade, esta informação deve ser utilizada para a decisão de se transmitir ou não durante o período agendado. Com isso, surgiu a proposta principal desta tese de doutorado, chamada de *Channel-Aware Gait-cycle-based transmission mechanism* (CAG).

O mecanismo CAG utiliza o estado dos enlaces, mas ao contrário de [13, 73, 39, 14], esta caracterização não depende do uso do acelerômetro. A abordagem utiliza as amostras de RSSI, tal o MHPR [29], porém a solução não se baseia na seleção de *relay* e sim no agendamento de transmissões, além de ser compatível com o padrão IEEE 802.15.6. O mecanismo CAG infere as condições do canal a partir de amostras de RSSI e verifica se há periodicidade, usual no ciclo de marcha, e realiza a transmissão apenas quando o canal está em condições favoráveis.

As técnicas de comunicação com suporte à mobilidade vistas nesta seção podem ser agrupadas em dois tipos: as que buscam lidar com as variações bruscas dos enlaces utilizando uma abordagem oportunista e as que tentam estabelecer critérios de estado do enlace. Os critérios de avaliação utilizados nos trabalhos ressaltam as vantagens que tais técnicas trazem, porém sem uma avaliação criteriosa dos contra-pontos, como:

- A comunicação oportunista traz grandes benefícios às aplicações que exigem alta taxa de entrega de pacotes, mas requisitos de atraso das aplicações não foram avaliados. Para as posturas que possuem um caráter estático, utilizar a replicação ou encaminhamento por múltiplos saltos pode oferecer uma sobrecarga desnecessária na rede.
- A comunicação baseada no estado dos enlaces traz como benefício a adaptabilidade a cenários distintos e a eficiência energética, porém não há garantia do nível de serviço, principalmente em casos de ruptura total dos enlaces e mudanças bruscas na topologia.

Além desta divisão entre abordagens oportunistas e de estado de enlace, podemos

classificar os trabalhos entre os compatíveis com o padrão de WBANs, o IEEE 802.15.6, se a solução é focada em roteamento (caso com múltiplos saltos sem limitações), seleção de *relay* (seleção de salto utilizando a topologia estendida do padrão IEEE 802.15.6), controle de potência de transmissão, controle de taxa de transmissão de dados e agendamento de transmissões. Essa categorização é realizada na Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Tabela comparativa das propostas de comunicação baseada na mobilidade

Proposta	Tipo	Compatível com IEEE 802.15.6	Solução	Métrica
OBSFR	Oportunista	Não	Roteamento	Contato
PRPLC	Oportunista	Não	Roteamento	Probabilidade de Contato
DVRPLC	Oportunista	Não	Roteamento	Probabilidade de Contato
OP	Oportunista	Não	Seleção de <i>relay</i>	Pré-definido
Pan et. al	Oportunista	Sim	Seleção de <i>relay</i> e agendamento de transmissões	PDR
Moosavi et al.	Oportunista	Sim	Seleção de <i>relay</i> e controle de potência de transmissão	PDR, delay e jitter
RL-TCP	Estado do enlace	Sim	Controle de potência de transmissão	RSSI e LQI
LSE-TCP	Estado do enlace	Sim	Controle de potência de transmissão	RSSI
Fernandes et al.	Estado do enlace	Sim	Controle de potência de transmissão	Acelerômetro
G-TPC	Estado do enlace	Sim	Controle de potência de transmissão	Acelerômetro
MHRP	Estado do enlace	Não	Seleção de <i>relay</i>	RSSI
CP-MAC	Estado do enlace	Sim	Agendamento de transmissões e controle de taxa de dados	Acelerômetro
B-Move	Estado do enlace	Sim	Agendamento de transmissões	Acelerômetro
CAG	Estado do enlace	Sim	Agendamento de transmissões	RSSI

Capítulo 4

Proposta

A complexidade do cenário móvel sem fio em *Wireless Body Area Networks* (WBANs) motivou a proposta de diversas técnicas e abordagens distintas para lidar com as mudanças de postura e movimentos do corpo humano. A dinâmica do canal sem fio em WBANs é caracterizada por uma grande flutuação na qualidade dos links devido aos movimentos do corpo humano, fazendo com que um determinado enlace fique em visada direta em um momento, mas um movimento pode causar a obstrução parcial ou total da comunicação.

Em alguns cenários, como o de caminhada e corrida, a qualidade do canal apresenta características periódicas, o que possibilita inferir a qualidade do canal [13, 73]. Como avaliado durante a proposta B-Move [14], explorar a periodicidade do canal demonstrou-se promissor para melhoria do desempenho da rede. Para manter-se compatível ao padrão e não depender de dispositivos ou mecanismos externos, como acelerômetro, esta tese propõe o mecanismo *Channel-Aware Gait-cycle-based transmission mechanism* (CAG), que visa identificar a periodicidade do canal através da recepção de quadros e inferir a qualidade do canal a partir da identificação de características periódicas dos links.

O mecanismo CAG é executado independentemente em cada nó. Os módulos do CAG são representados na Figura 4.1, e eles consistem em: Série Temporal RSSI, Análise Frequência, e Análise Temporal. A amostragem do sinal RSSI é capturada a partir de quadros de *beacon* IEEE 802.15.6. Os nós recebem um sinal de *beacon* do *hub* em cada *superframe* e armazenam cada valor de RSSI recebido. A série temporal RSSI é então processada e as análises de frequência e temporal são realizadas. A análise de frequência indica se há um componente de frequência que revela um comportamento periódico, e a análise temporal estima se o *superframe* atual é adequado para transmitir, ou se o nó deve hibernar e aguardar outro *superframe*.

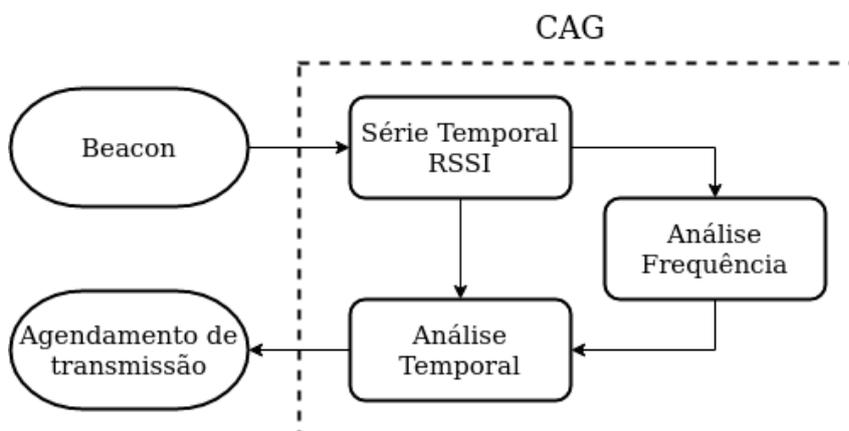


Figura 4.1: Visão global do CAG.

A Tabela 4.1 resume alguns termos e notações de variáveis utilizadas ao longo do detalhamento dos módulos.

Tabela 4.1: Notações de variáveis e termos utilizados.

Termo	Significado
L	Tamanho do vetor
f_i	Componente de frequência i
$A(f_i)$	Amplitude da componente de frequência i
f_{max}	Componente de frequência de amplitude máxima
A	Amplitude
T	Período de amostragem
R	Razão ou taxa
X_{mov}	Termo relacionado ao movimento do corpo

4.1 Série Temporal de RSSI

A Série Temporal de RSSI, representada na Figura 4.2, é responsável por medir o RSSI do *beacon* e armazená-lo no vetor de série temporal RSSI. A quantidade de amostras do vetor RSSI (L) é o primeiro parâmetro que deve ser configurado pelo usuário. A quantidade de amostras necessárias para verificar o movimento depende da velocidade do movimento e do período do *beacon*, que é o período de amostragem do CAG (T). Assim, durante a fase de avaliação, será verificado em cenários de velocidades típicas de caminhada e corrida se o valor parametrizado a partir da verificação do desempenho da rede atende a ambos os cenários, de caminhada e corrida.

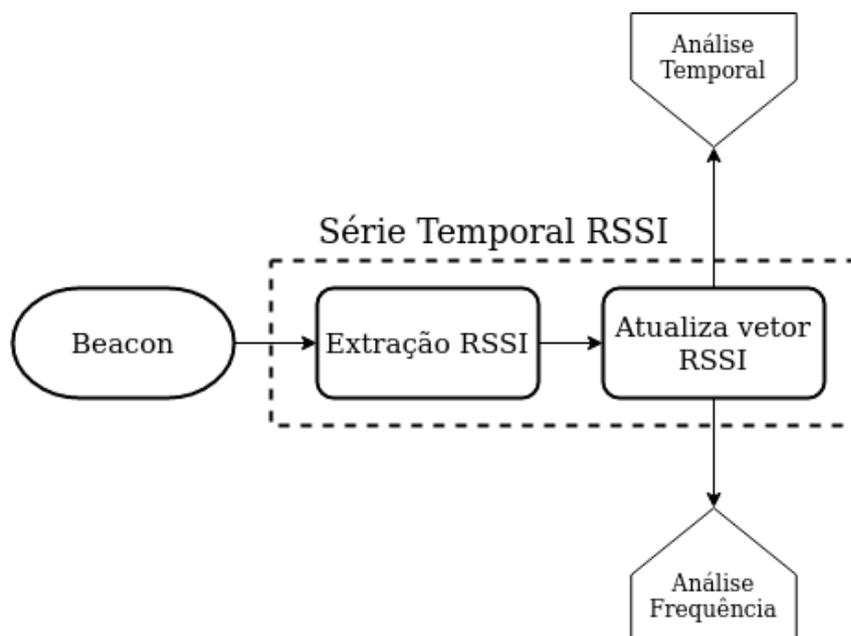


Figura 4.2: Série Temporal do RSSI.

4.2 Análise de Frequência

Depois de receber a Série Temporal RSSI, um filtro passa-baixa – *Low Pass Filter* (LPF) – e uma transformada rápida de Fourier – *Fast Fourier Transform* (FFT) – são executados para analisar as componentes de frequência do sinal. O projeto do filtro passa-baixa é um filtro Butterworth de segunda ordem com frequência de corte de 5 Hz, com base em frequências típicas de balanço de pernas/braços humanos no movimento de caminhada/corrida [72, 34].

Uma inspeção sobre a amplitude das componentes de frequência $A(f_i)$ é realizada. A componente de frequência de amplitude máxima (f_{max}), componente que possui maior influência sobre o comportamento do sinal, é comparada com outras frequências (f_i), e um limiar para a razão da amplitude das componentes de frequência em relação à máxima é definido (A_r), como na Equação 4.1. Este limiar indica se a componente de frequência de amplitude máxima é potencialmente uma frequência de sinal periódico.

$$A(f_i)/A(f_{max}) \leq A_r \quad (4.1)$$

Como uma ressalva contra picos de ruído, a função de densidade de probabilidade da componente de frequência de amplitude máxima também é analisada. Esta análise de distribuição certifica que o componente de frequência de amplitude máxima é consistente ao longo do tempo. O limiar de probabilidade mínima de ocorrência dessa componente de

frequência (L_f) é outro forte indicador de que essa frequência é responsável pelo comportamento periódico do sinal RSSI. Para verificar a consistência da componente de frequência máxima, a probabilidade de uma frequência (f_i) é comparada a um limiar mínimo probabilidade L_f , como na Equação 4.2, no qual a vizinhança da frequência f_i também é considerada.

$$L(f_{i-1}, f_i, f_{i+1}) \geq L_f \quad (4.2)$$

A Figura 4.3 apresenta as etapas da análise de frequência e a Figura 4.4 mostra os passos executados em um sinal de RSSI de exemplo, obtido a partir das simulações de avaliação do mecanismo, o sinal possui $L = 100$ amostras de RSSI de um sujeito caminhando com um nó no pulso e um *hub* na cintura, com um período entre *beacons* $T = 32$ ms. O sinal é processado usando um filtro passa-baixa e tem sua componente DC removida. A Figura 4.4(a) exibe o sinal RSSI, o RSSI filtrado e a o módulo da FFT do RSSI filtrado ($|H(f)|$). A FFT mostra uma amplitude máxima de 7,17 na componente de frequência de 1,9 Hz. Esta amplitude máxima é então comparada com a amplitude de outras frequências. A segunda maior amplitude é 75,5% do valor máximo, portanto, qualquer A_r acima de 75,5% contabilizaria a frequência de 1,9 Hz como um provável valor de frequência RSSI periódica do sinal.

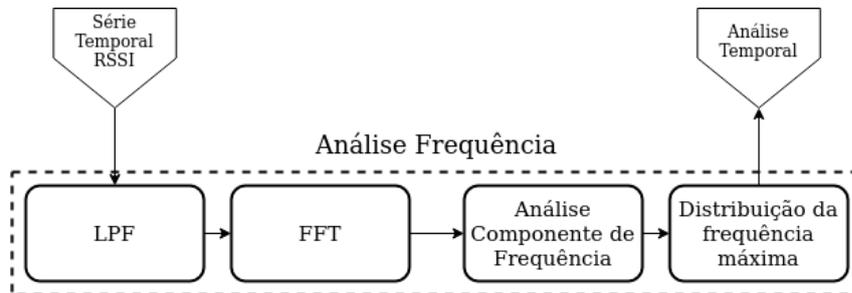
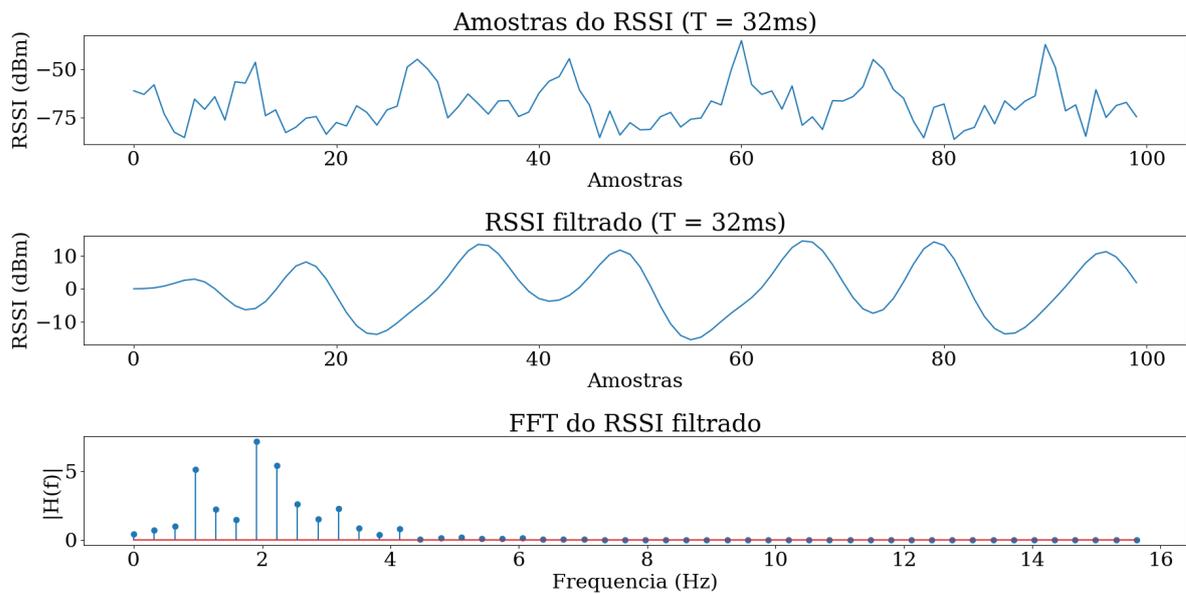
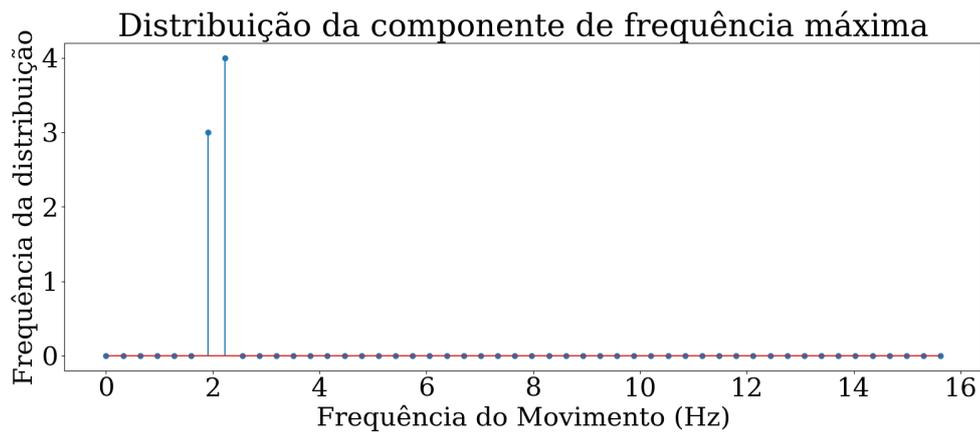


Figura 4.3: Etapas da Análise de Frequência.

Após atender as verificações de limiar da razão de amplitude, a frequência de amplitude máxima é armazenada e sua consistência ao longo do tempo é verificada. A Figura 4.4(b) mostra a distribuição da componente de frequência de máxima amplitude. A frequência de 2,2 Hz é a mais provável de ser a frequência do sinal periódico, com uma probabilidade de 57%, e considerando sua área de vizinhança, há uma probabilidade de 100% dessa frequência ser o componente de frequência de amplitude máxima deste sinal durante o período observado. Portanto, qualquer valor L_f selecionaria esta frequência. A partir de então esta frequência é considerada como a frequência de movimento (f_{mov}),



(a) Análise das componentes de frequência.



(b) Distribuição da componente de frequência máxima

Figura 4.4: Exemplo de Análise de Frequência.

responsável pelo comportamento periódico do sinal RSSI, e é usada na análise temporal do RSSI.

É importante notar que, apesar da amostragem do RSSI ocorrer a cada *beacon*, a análise de frequência não precisa ocorrer em todo *superframe*, dado que o intervalo entre *beacons* é curto em relação às mudanças de postura e movimento do corpo. Portanto, o período de execução da análise de frequência, assim como a janela de histórico considerada na análise de probabilidade de ocorrência são parâmetros configuráveis no mecanismo CAG e serão melhor detalhados na execução do mecanismo no IEEE 802.15.6.

4.3 Análise Temporal

Após realizar a Análise de Frequência, a análise temporal ocorre. As etapas da análise temporal são representadas na Figura 4.5. A frequência do movimento (f_{mov}) é usada como entrada na análise temporal. Com a confirmação de um sinal periódico, ocorre a verificação do deslocamento de fase do sinal e a divisão em momentos próprios para transmitir/dormir pode ser verificada. O primeiro passo desta análise é o enquadramento do período, ou seja, o sinal é analisado levando-se em consideração o seu período (T_{mov}). Se a frequência periódica do sinal é f_{mov} , e a taxa de amostragem é a frequência de envio de *beacons* ($F_s = T^{-1}$), o sinal se repete a cada ($T_{mov} = F_s/f_{mov}$) *beacon*.

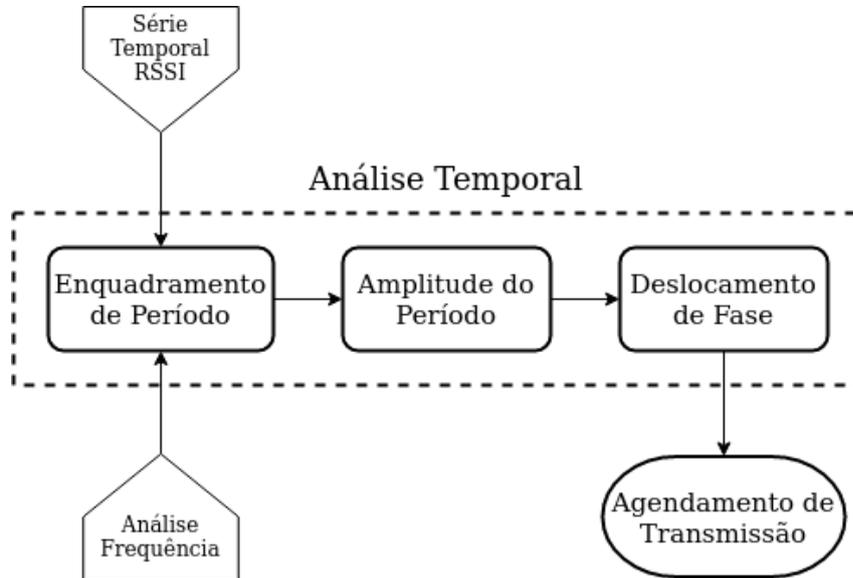


Figura 4.5: Etapas da Análise Temporal.

A cada T_{mov} há um pico no sinal de RSSI, e os *beacons* próximos a esse pico podem ser agrupados como adequados para transmissão. Enquanto isso, o nó deve hibernar em períodos de *beacon* longe do pico do sinal. O nó verifica as últimas T_{mov} amostras e o RSSI máximo neste intervalo. O RSSI máximo é usado como referência para a divisão em momentos de transmissão/hibernação. Esta divisão é realizada usando uma razão configurável ($R_{transmit}$), dada pelo número de períodos de *beacon* para transmitir $T_{transmit}$ em um determinado período de movimento T_{mov} , e é calculada usando a Equação 4.3. Portanto, os períodos de *beacon* para hibernar (*sleep*) são dados pela diferença na Equação 4.4.

$$R_{transmit} = \frac{T_{transmit}}{T_{mov}} \quad (4.3)$$

$$T_{sleep} = T_{mov} - T_{transmit} \quad (4.4)$$

Usando o pico do sinal RSSI em um período como referência central, e posicionando os períodos de *beacon* para transmitir em torno dele, é possível inferir se o *beacon* atual está no conjunto de transmissão ou hibernação. Dada cada amostra i , variando de 0 a T_{mov} , e o pico do sinal RSSI em i_{max} , se alguma das condições da Equação 4.5 for satisfeita, o nó deve transmitir no i -ésimo *superframe*, caso contrário deverá hibernar. Note que como estamos analisando o histórico de RSSIs, o valor referente ao último *beacon* recebido é o do instante $i = T_{mov}$.

$$T(i) = \begin{cases} i - i_{max} \leq \frac{T_{transmit}}{2} \\ i - i_{max} \geq \frac{T_{transmit}}{2} + T_{sleep} \end{cases} \quad (4.5)$$

Continuando com o exemplo iniciado na análise de frequência, as etapas de análise temporal são realizadas no mesmo sinal de RSSI mostrado na Figura 4.4. Como a frequência de movimento (f_{mov}) é 2,2 Hz e a taxa de amostragem (F_s) é 31,25 Hz, o período de movimento em termos de beacons é $T_{mov} = 14$ *beacons*. As amostras RSSI dos últimos 14 beacons são destacadas na Figura 4.6. O valor de pico RSSI está na amostra $i_{max} = 4$. Usando um valor de $R_{transmit} = 50\%$, assumimos que existem 7 períodos de *beacon* adequados para transmitir e outros 7 em que o nó deve hibernar para cada ciclo de movimento. Usando a Equação 4.5, o nó deve transmitir nos *superframes* 1 a 7 e deve hibernar nos *superframes* 8 a 14. Nota-se que o *beacon* atual é o 14º, portanto o nó deve hibernar e aguardar pelo próximo *superframe*.

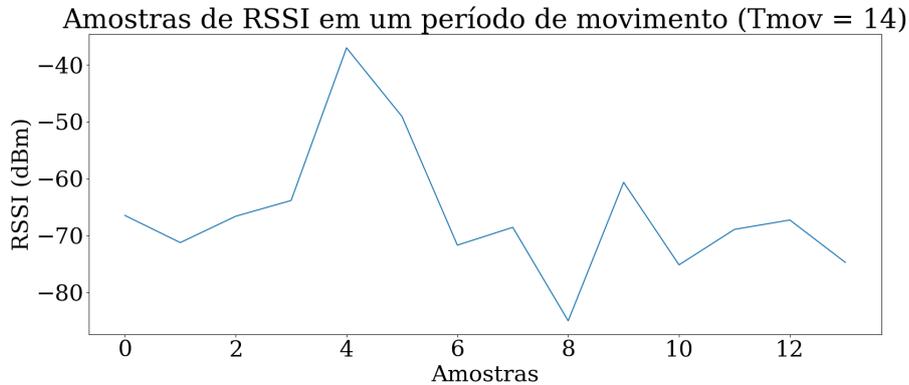


Figura 4.6: Sinal de RSSI usado no exemplo de Análise Temporal.

4.4 Execução no IEEE 802.15.6

O mecanismo CAG pode trabalhar com diferentes técnicas de escalonamento, dentre as mais usuais em WBANs tem-se *polling* e *TDMA*. No IEEE 802.15.6, o agendamento é controlado pelo *hub* após uma negociação anterior durante a conexão/associação do nó à rede. Dada a periodicidade do nó e o número de *slots* de alocação para suportar a aplicação, o mecanismo CAG pode iniciar sua operação.

A análise de frequência pode ser executada em vários *superframes*. O período (T_{fa}) é responsável por um novo cálculo de frequência de movimento. Em cada T_{fa} , as etapas de análise de frequência são realizadas. Portanto, com uma parametrização adequada, evita-se o uso de recursos computacionais, principalmente em cenários menos dinâmicos. Além disso, o histórico de distribuição do componente de frequência deve ser reinicializado periodicamente, caso contrário, uma mudança na frequência do movimento demoraria muito para ser notada. O período de atualização $T_{refresh}$ é um múltiplo de T_{fa} e também deve ser definido.

Desta forma, o mecanismo CAG estima a frequência de movimento a cada T_{fa} *beacons*. Uma atualização no histórico do componente de frequência de amplitude máxima é realizada a cada $T_{refresh}$. Enquanto isso, a análise temporal é executada em cada recepção de *beacon*, usando a última frequência de movimento enviada pela etapa de análise de frequência, e indica se o nó deve transmitir ou hibernar naquele *superframe*.

Com os períodos de execução da análise de frequência e de atualização do histórico de componentes de frequência de amplitude máxima, a Tabela 4.2 apresenta todos parâmetros que devem ser configurados para se executar o CAG. Apesar de não se tratar de um parâmetro do mecanismo CAG, o período entre *beacons* pode ser relevante, dado que é definido como período de amostragem e também regula os tempos de execução da análise de frequência e reinicialização do histórico de componentes de frequência de máxima amplitude.

O próximo capítulo detalha a implementação do mecanismo CAG, realizada no simulador Castalia. Além da implementação da proposta, são discutidas alterações no código da versão *draft* do padrão IEEE 802.15.6 disponibilizado pelo simulador e as implementações de demais módulos utilizados na avaliação da proposta.

Tabela 4.2: Parâmetros configuráveis do mecanismo CAG e suas descrições.

Parâmetro	Descrição
L	Quantidade de amostras de RSSI
$R_{transmit}$	Razão de <i>beacons</i> com boas condições de transmissão em um período de movimento
A_r	Razão de amplitude das componentes de frequência em relação à componente máxima
L_f	Limiar de probabilidade da componente de frequência ser a máxima
T_{fa}	Período de execução da análise de frequência
$T_{refresh}$	Período de reinicialização do histórico de componente de frequência com amplitude máxima

Capítulo 5

Implementação

Neste capítulo há o detalhamento da implementação do mecanismo CAG e dos demais módulos desenvolvidos para avaliação da proposta. Durante o desenvolvimento desta tese, houve a modificação de um código disponibilizado para simulação da camada MAC IEEE 802.15.6, adequou-se o código disponibilizado baseado em uma versão *Draft* do padrão para uma versão aderente aos requisitos do padrão publicado em 2012, além da inserção da implementação da proposta do mecanismo CAG. Além disso, alguns módulos foram desenvolvidos para realizar uma avaliação em ambiente mais realista da proposta, como um módulo de mobilidade inspirado no mecanismo MoBAN [49] e os módulos de canal sem fio de Van Roy et. al [69] e de Goswami et al [19].

A ferramenta de simulação escolhida para implementação e avaliação da proposta é o *Castalia Open-Source Simulator* [7, 6], simulador baseado no OMNeT++ para redes de dispositivos embarcados de baixo consumo energético, como redes de sensores e WBANs. O diagrama da Figura 5.1 mostra a estrutura básica do simulador, composta por nós e suas interações com um processo físico que pode ser monitorado pelo mesmo, e com o meio de comunicação. Já no diagrama da Figura 5.2, a estrutura interna do nó e os módulos e interfaces que o compõem são detalhados. Nesse diagrama, as linhas sólidas significam passagem de mensagem, enquanto as tracejadas significam chamada de função, em azul estão descritas as interfaces externas do módulo.

A estrutura representada nas figuras é implementada utilizando a linguagem OMNeT++ NED. Com essa linguagem, pode-se definir módulos, ou seja, definir um nome de módulo, parâmetros do módulo e interface do módulo (portas de entrada e saída) e uma possível estrutura de submódulos, caso seja um módulo composto. Definidos o módulo, seus parâmetros e interfaces, seu comportamento é codificado na linguagem C++.

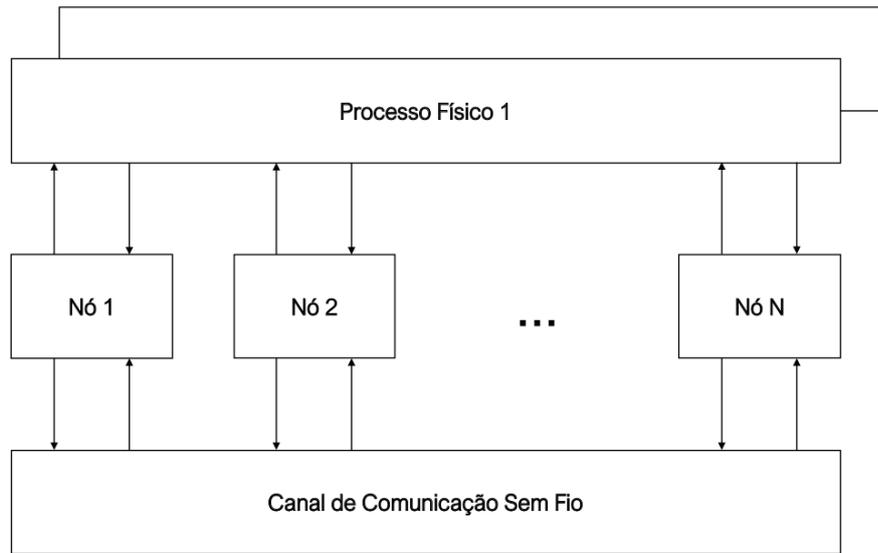


Figura 5.1: Estrutura básica do simulador Castalia.

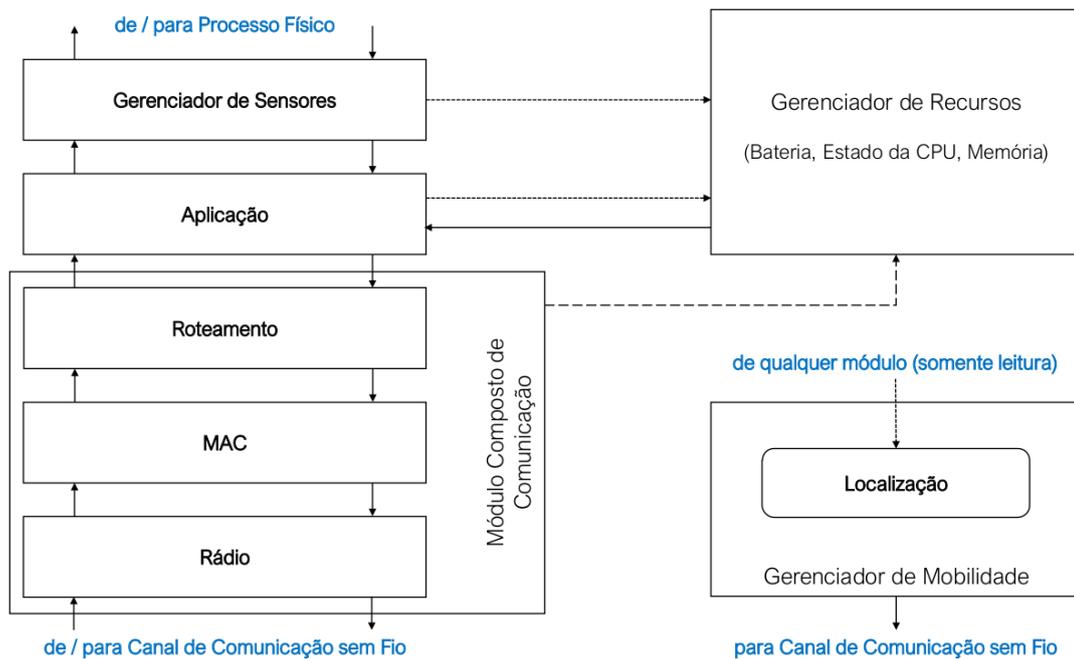


Figura 5.2: Estrutura interna de um nó e suas interfaces.

5.1 Módulo IEEE 802.15.6

Uma implementação da versão *draft* do IEEE 802.15.6 é disponibilizada pelo Castalia. Ao longo desta tese, estendeu-se a implementação para que atendesse aos requisitos do cabeçalho do padrão IEEE 802.15.6 publicado em 2012. Adicionaram-se funcionalidades

como: o armazenamento da lista de nós vizinhos e algumas métricas da comunicação entre vizinhos; a possibilidade de realizar encapsulamento de quadros e a utilização de nós como *relay*; priorização de tráfego ao utilizar o acesso ao meio aleatório; e o ajuste dos tempos de alocação, verificação de canal e demais parâmetros temporais para seguir os recomendados pelo IEEE 802.15.6 NB PHY. Além disso, implementou-se o mecanismo CAG como um mecanismo opcional no modo de operação agendado.

As alterações no cabeçalho foram as seguintes:

- **Alteração da estrutura de campos de recipiente e destinatário.** A versão *draft* do padrão não previa a possibilidade de comunicação entre nós sensores, contemplava-se apenas o envio de dados sensoreados dos nós ao *hub* e o envio de quadros do *hub* a nós sensores, ou quadros de controle para toda rede. Portanto, na implementação disponibilizada no simulador havia apenas dois marcadores, um para o endereço do *hub* (*Hub ID*) e um para o endereço do nó *Node ID*, que eram usados para identificar o nó e o *hub* na comunicação de forma indiscriminada se remetente ou destinatário. Para possibilitar a diferenciação entre remetentes e destinatários e a comunicação entre nós distintos na mesma rede, foram substituídos os dois campos pelos três utilizados no padrão, *Recipient ID*, *Sender ID* e *BAN ID*. Dessa forma é possível identificar nas mensagens remetentes e destinatários em uma BAN.
- **Inclusão do campo *BAN Security/Relay*.** O campo *BAN Security/Relay* é um *flag* que se utilizado pelo *hub* serve para definir se o mesmo aceita apenas conexões seguras ou se aceita conexões inseguras, funcionalidades estas não implementadas no simulador. Porém, quando utilizado por nós da rede, o campo é interpretado como uma *flag* de *relay*, para comunicação na topologia estendida. No âmbito deste trabalho, realizaram-se outras implementações que possibilitam o uso do campo como *flag* de *relay*.
- **Inclusão de outros campos.** Para que o cabeçalho tenha o tamanho e todos os campos discriminados no padrão, foram inseridos também os campos *Last Frame/Access Mode/B2* e *Non-final Fragment/Cancel/Scale/Inactive*, porém sem a implementação das suas funcionalidades.

Para possibilitar o uso da funcionalidade de *relay*, além do campo *BAN Security/Relay*, implementaram-se também os subtipos de quadro *Relay Request*, *Relay Accept* e *Relay Re-*

fuse, e métodos para encapsulamento e desencapsulamento de quadros. Assim, é possível investigar o uso da topologia estendida em trabalhos futuros.

Para viabilizar o monitoramento de nós vizinhos, criou-se uma estrutura de classes para armazenar as informações dos mesmos. As classes criadas estão representadas no diagrama da Figura 5.3. Com essa estrutura de classes criadas é possível guardar informações de nós vizinhos, como seu endereço, se podem ser utilizados como *relay*, se o nó é o *hub*, e além de dois vetores de tamanho *size* que armazenam o instante dos últimos contatos e os RSSIs dos quadros recebidos. Além dessas informações dos nós, uma estrutura de vizinhança possibilita verificar essas informações armazenadas através de um mapa que utiliza o endereço como chave e para as funções de *relay* um atributo denominado seletor, que possibilita utilizar diferentes critérios para seleção do nó *relay*, que pode ser realizado por vizinho com melhor RSSI ou com contato mais recente.

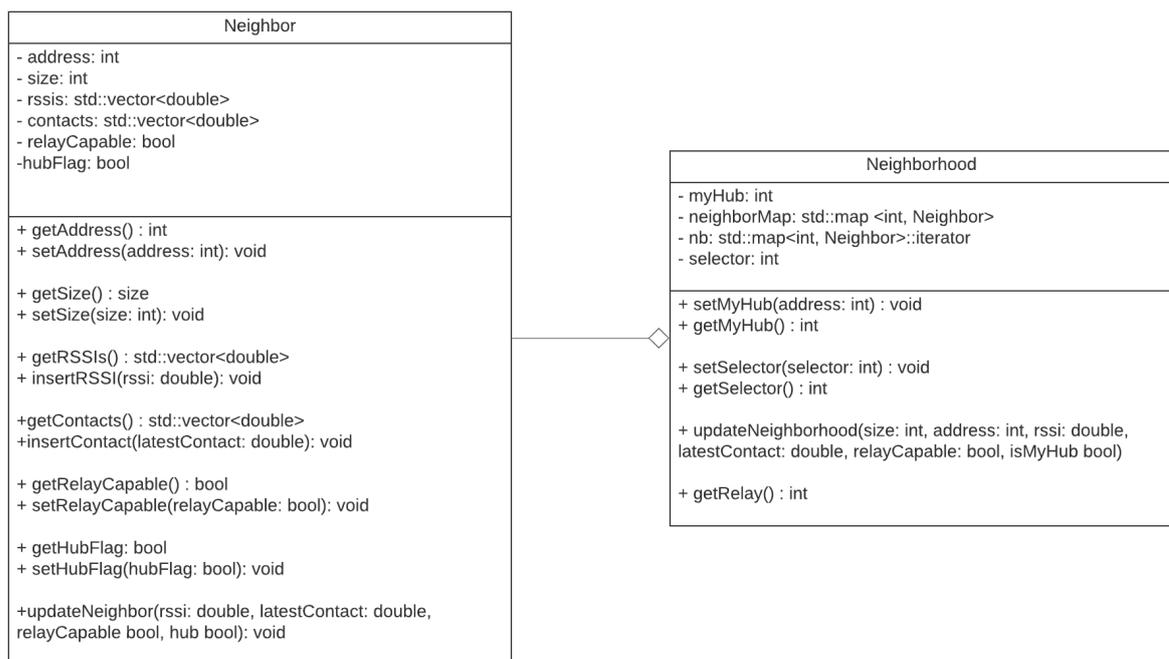


Figura 5.3: Diagrama de classes implementadas no módulo IEEE 802.15.6 MAC.

Além das modificações descritas, realizou-se a implementação de prioridade no acesso aleatório utilizando os tempos de janela de contenção para acesso ao meio definidos pelo padrão e uso da prioridade definida pela aplicação, uma alteração no endereçamento, com uma faixa de endereços exclusivos para nós conectados, possibilitando distinguir se os quadros são de nós conectados ou não à rede, a possibilidade de utilizar 256 nós conectados, como previsto pelo padrão, pequenas correções no funcionamento do mecanismo de *Carrier Sensing* e números de sequência dos quadros, além da adoção de intervalos de

contenção e tamanho de *slots* de alocação, com tempos previstos na norma IEEE 802.15.6 NB.

5.2 Módulo CAG

A implementação do mecanismo CAG é executada a partir da recepção de quadros do *hub* e a manutenção se dá através da utilização de temporizadores. O mecanismo CAG inicia sua execução após a recepção do quadro de *Association Response*. A partir de então o nó possuirá seus *slots* de tempo agendados na periodicidade negociada com o *hub*. O mecanismo CAG é então inicializado, e assim como seus temporizadores para realizar a análise de frequência e atualização do histórico da componente de frequência de máxima amplitude. Com o nó associado à rede e seu período de transmissão agendada negociado, a cada recepção de *Beacon*, atualiza-se o vetor RSSI do *hub* na estrutura de vizinhança e o nó verifica com o mecanismo CAG, caso haja *slot* agendado neste período, se há condições de periodicidade, e caso haja, se as condições de canal são boas para se transmitir ou não. O diagrama de sequência dessa interação entre o *hub*, o nó e o CAG está representado na Figura 5.4.

O procedimento decorrente da inicialização do CAG corresponde à atribuição dos seus parâmetros. Os parâmetros listados na Tabela 4.2 têm seus valores configurados a partir da leitura do arquivo de configuração da simulação e, além destes parâmetros, o mecanismo CAG utiliza parâmetros advindos da configuração da WBAN, que são enviados pelo *hub* nos quadros *Beacon*, como o período entre *beacons* (T) e o tamanho de um *slot*. Assim é possível calcular a resolução temporal e de frequência e inicializar os vetores que guardam os valores medidos de RSSI e de histórico de frequências com máxima amplitude.

Além das atribuições dos parâmetros, há a inicialização de temporizadores. A estrutura de temporizadores disponibilizada pelo simulador permite criar, deletar e identificar os diferentes temporizadores através de nomes. Dois temporizadores são utilizados na implementação, o $CAG_{refresh}$ e o CAG . O temporizador $CAG_{refresh}$, após ser disparado, contém duas ações: limpar o vetor que armazena histórico de frequências com máxima amplitude e iniciar um novo temporizador $CAG_{refresh}$. Já o temporizador CAG inicia o procedimento $CAG()$ e um novo temporizador CAG .

O procedimento $CAG()$ requisita um novo cálculo de análise temporal, que atualiza a variável `beaconIntervalsToTx`, utilizada na verificação de condições de transmissão. O procedimento para análise temporal é descrito no Algoritmo 1. Uma análise de frequência

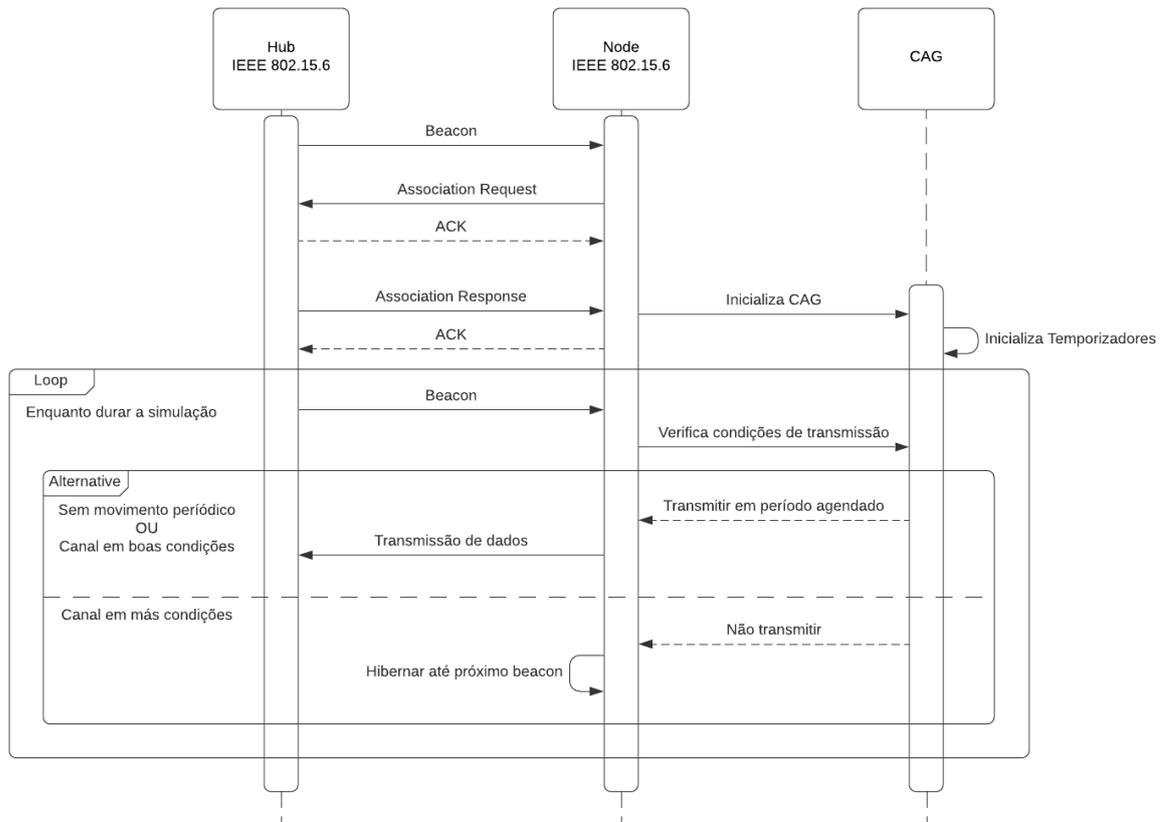


Figura 5.4: Diagrama de sequência da interação Hub - Nó - CAG.

é requisitada, atualizando a variável `movementFrequency`. Caso não haja movimento periódico seu valor é retornado como $-DBL_MAX$, o que encerra o cálculo de análise temporal, retornando INT_MAX , valor que sinaliza que todos os *beacons* devem ser usados para transmissão. Já caso haja movimento periódico, analisam-se as amostras do último período de movimento, denominado `movementWindow` e há quantos *beacons* foi o último máximo de RSSI, `lastMax`, usado como referência.

Com o último máximo de RSSI na janela como referência e com o parâmetro $R_{transmit}$, pode-se verificar se o *beacon* atual está na janela de tempo propícia para transmissão, ou não. É verificado se o momento atual está entre três diferentes cenários: (1) próximo ao último máximo, ainda no intervalo de condições boas de canal, presente na linha 11 do Algoritmo 1, atribui-se à variável `TxInterval` quantos *beacons* ainda virão em condições boas de canal; (2) passado o momento propício de transmissão, comparação da linha 13, atribui-se então em valor negativo quantos *beacons* o nó deverá hibernar ao invés de transmitir; (3) já na linha 15, é o momento no qual o canal já passou pelo período de valores ruins para transmitir e está se aproximando de um próximo pico, estando novamente em período propício para transmitir, atribui-se a `TxInterval` a quantidade de

beacons propícios a transmitir. Ao fim do Algoritmo 1, a variável `TxInterval` é retornada.

Algoritmo 1 `temporalAnalysis()`

Require: Utiliza informações de vizinhança e parâmetros da inicialização do CAG

Ensure: Quantidade de intervalos propícios para transmitir/hibernar

```

1: movementFrequency ← frequencyAnalysis()
2: if movementFrequency = DBL_MAX then
3:   return INT_MAX
4: else
5:   movementWindow =  $1 / (\text{movementFrequency} \times T)$ 
6:   txBeacons = movementWindow *  $R_{\text{transmit}}$ 
7:   sleepBeacons = movementWindow *  $(1 - R_{\text{transmit}})$ 
8:   hub ← neighborhood.getHub()
9:   samples ← hub.getRSSIs()
10:  lastMax ← lastMax(samples, movementWindow)
11:  if lastMax < txBeacons/2 then
12:    TxInterval ← txBeacons/2 - lastMax
13:  else if lastMax < txBeacons/2 + sleepBeacons then
14:    TxInterval ← lastMax - (txBeacons/2 + sleepBeacons)
15:  else
16:    TxInterval ← (movementWindow - lastMax) + txBeacons/2
17:  end if
18: end if
19: return TxInterval

```

O procedimento de análise de frequência que atualiza a variável `movementFrequency` é descrito no Algoritmo 2. Neste procedimento, verificam-se as amostras de RSSI do *hub*, remove-se a componente DC e a série temporal filtrada, utilizando um filtro passa-baixa Butterworth. A partir de então ocorre uma análise da FFT do sinal processado. Na linha 8 do Algoritmo 2, a componente de frequência com amplitude máxima (f_{index}) é comparada com as demais, caso esteja acima da razão de amplitude (A_r). Caso não atenda ao limiar parametrizado, considera-se sem periodicidade e retorna-se o valor $-DBL_MAX$. Caso contrário, o histórico de frequência com componentes de máxima amplitude é atualizado e a probabilidade de ocorrência da frequência e sua vizinhança é comparado ao limiar de probabilidade (L_f) na linha 16. Caso atenda ao limiar, retorna-se a frequência encontrada, caso contrário, retorna-se $-DBL_MAX$.

Por fim, o procedimento que verifica as condições de transmissão do canal após a recepção de *beacon* é mostrado no Algoritmo 3, no qual a variável `beaconIntervalsToTx` é atualizada com o valor retornado do procedimento `temporalAnalysis()`. Portanto, admite três tipos de valor: (1) Negativo caso o nó deva hibernar, então um temporizador para hibernar é agendado para iniciar após o período de acesso aleatório dos nós, na linha 3 do Algoritmo 3 e a variável `beaconIntervalsToTx` é atualizada, com um período a menos

Algoritmo 2 frequencyAnalysis()

Require: Utiliza informações de vizinhança, parâmetros da inicialização do CAG e do filtro Butterworth

Ensure: Retorna a frequência do movimento considerando amplitude relativa da componente, histórico de máximos e probabilidade mínima

```

1:  $hub \leftarrow neighborhood.getHub()$ 
2:  $samples \leftarrow hub.getRSSIs()$ 
3:  $samples \leftarrow removeDC(samples)$ 
4:  $samples \leftarrow lfilter(samples, butterworthParameters)$ 
5:  $samples\_fft \leftarrow fft(samples)$ 
6:  $f_{index} \leftarrow maxIndex(samples\_fft)$ 
7: for cada componente  $i$  em  $samples\_fft$  do
8:   if  $i \neq f_{index}$  and  $samples\_fft[i]/samples\_fft[f_{index}] > A_r$  then
9:      $maxFreqVector[0] ++$ 
10:    return -DBL_MAX
11:  end if
12: end for
13:  $maxFreqVector[f_{index}] ++$ 
14:  $f_{max} \leftarrow maxIndex(maxFreqVector)$ 
15:  $L \leftarrow Likelihood(maxFreqVector, f_{max}, L_f)$ 
16: if  $L \geq L_f$  then
17:   return  $freq\_max * frequencyResolution$ 
18: else
19:   return -DBL_MAX
20: end if

```

para hibernar; (2) Positivo caso deva transmitir e tem um temporizador de transmissão agendada configurado, na linha 5, e a variável `beaconIntervalsToTx` é atualizada com um período a menos para se transmitir; por fim, o valor `INT_MAX` caso não haja periodicidade e deva sempre transmitir, que também inclui o agendamento no período de transmissões do nó, porém sem atualização de variável. Assim, são concluídos os procedimentos do mecanismo CAG.

Algoritmo 3 Procedimento para verificar condições de transmissão

```

1: if beaconIntervalsToTx  $\leq$  0 then
2:   setTimer(SLEEP, RAPLength*allocationSlotLength) {Canal em más condições}
3:   beaconIntervalsToTx ++
4: else if beaconIntervalsToTx == INT_MAX then
5:   setTimer(SCHEDULED_TX, scheduledSlot) {Não há periodicidade}
6: else
7:   setTimer(SCHEDULED_TX, scheduledSlot) {Canal em boas condições}
   beaconIntervalsToTx --
8: end if

```

5.3 Ferramentas de Avaliação

Os módulos utilizados na seção de avaliação implementados durante esta tese são descritos nas seções a seguir. A Figura 5.5 mostra os módulos implementados dentro da estrutura do simulador Castalia, dentre eles o módulo IEEE 802.15.6 foi estendido conforme descrito na Seção 5.1, já o módulo IEEE 11073 é produto da colaboração com Lima et al. [38]. Os demais módulos, MoBAN [49] em modelo de mobilidade e Goswami et al [19], são implementações de propostas da literatura, descritas a seguir.

5.3.1 Módulo de Modelo de Mobilidade

Para a mobilidade dos nós, implementou-se um modelo de mobilidade baseado no mecanismo MoBAN [49] proposto para WBANs. O MoBAN utiliza um conjunto de posturas pré-definidas (deitado, sentado, em pé, andando e correndo), cuja seleção é realizada em uma máquina de estado de Markov, com probabilidade de transição configurável, de acordo com o cenário de interesse do usuário. Além disso, o MoBAN utiliza configurações de movimento individual e de grupos dos nós. Os movimentos individuais se focam em modelos de movimento aleatório e de grupo são definidos a partir da seleção da postura e configuração da determinada postura.

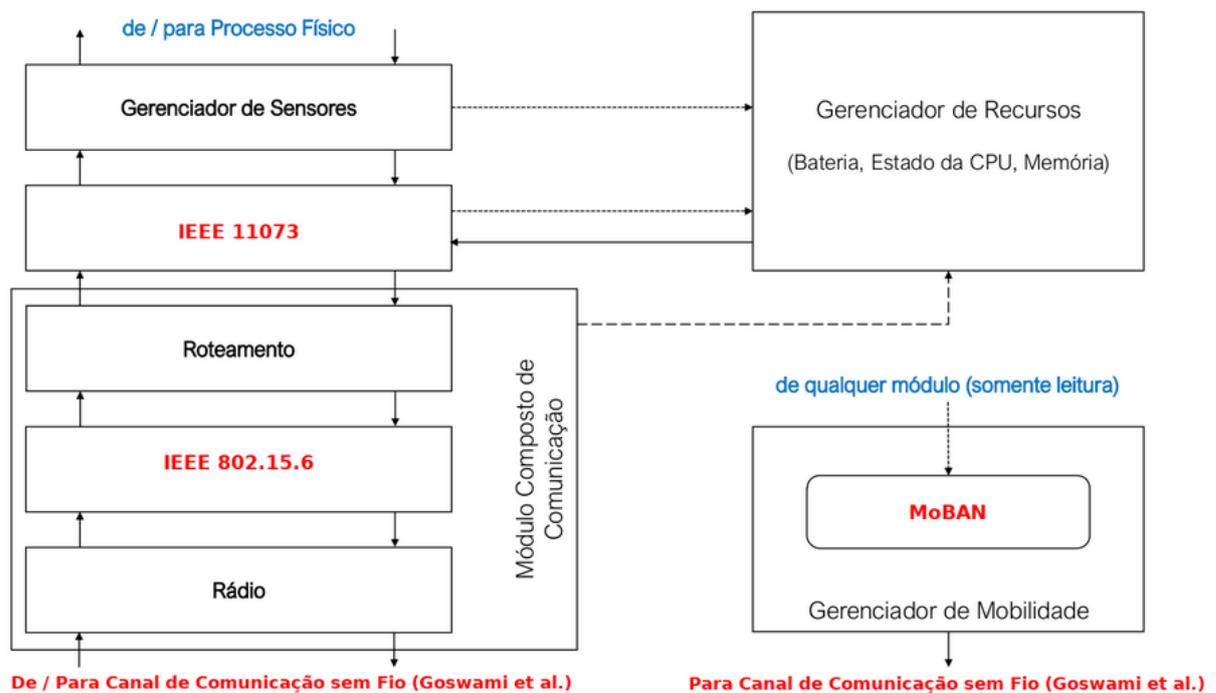


Figura 5.5: Módulos implementados na estrutura do simulador Castalia.

O modelo desenvolvido e implementado tem enfoque na comunicação intra-BAN, ou seja, entre os nós da rede corporal, sem incluir a comunicação externa (extra-BAN). Portanto, o movimento de grupo, movimentos coordenados dos nós durante a movimentação do corpo, não foi implementado. Outro diferencial é que, ao invés de uma máquina de estados de posturas, implementou-se uma fila de estados de postura, com uma referência temporal para as transições entre as posturas. Desta forma há maior controle nos estados durante a simulação.

Após a seleção da postura, cada nó realiza movimentos relativos a sua posição no corpo, além de movimentos aleatórios individuais na implementação de modelo de mobilidade proposta. Focou-se nos movimentos individuais distintos para diferentes posturas. Para tal, criou-se um marcador para o posicionamento dos nós no corpo, com as seguintes marcações: cabeça, braço esquerdo, mão esquerda, peitoral, braço direito, mão direita, centro da cintura, direita da cintura, perna esquerda, pé esquerdo, perna direita, pé direito. As marcações de posicionamento dos nós seguem as posições propostas no modelo de canal de Van Roy et. al. [69], que cria um modelo distinto para cada par de nós. Desta forma, há a possibilidade de utilizar este modelo de canal em conjunto com o modelo de mobilidade implementado.

Essas marcações são utilizadas como referência para realização de movimentos periódicos para nós nas pernas, braços, mãos e pés quando a postura selecionada for andando ou

correndo. Nos demais posicionamentos e posturas, apenas o movimento aleatório ocorre.

O diagrama de classes da Figura 5.6 descreve a classe criada. O *VirtualMobilityManager* é a classe virtual disponibilizada pelo simulador com funcionalidades básicas para desenvolver-se um modelo de mobilidade. O mesmo dispõe de uma *struct* de localização do nó, que guarda as coordenadas cartesianas e também possibilita o uso de coordenadas esféricas, um identificador de nó e os métodos para inicializar e ler os parâmetros do arquivo de configuração da simulação, envio de mensagens ao módulo de canal sem fio para notificar alteração na posição do nó, posicionamento do nó em uma coordenada específica e método que retorna a localização.

Para o desenvolvimento do modelo de mobilidade proposto, acrescentou-se um identificador de posicionamento corporal *bodyPlacement* e criou-se um mapa para associar essa *string* de posição com uma localização de nó. Assim quando o modelo é inicializado, o método *initLocation* posiciona o nó. Há ainda uma fila composta de posturas e o respectivo tempo para que a postura seja adotada. Também são definidos a velocidade do nó, de caminhada e de corrida, a amplitude do movimento no caso de movimento pendular, a área de movimento aleatório, os limiares de área da simulação e o intervalo de atualização da posição do nó.

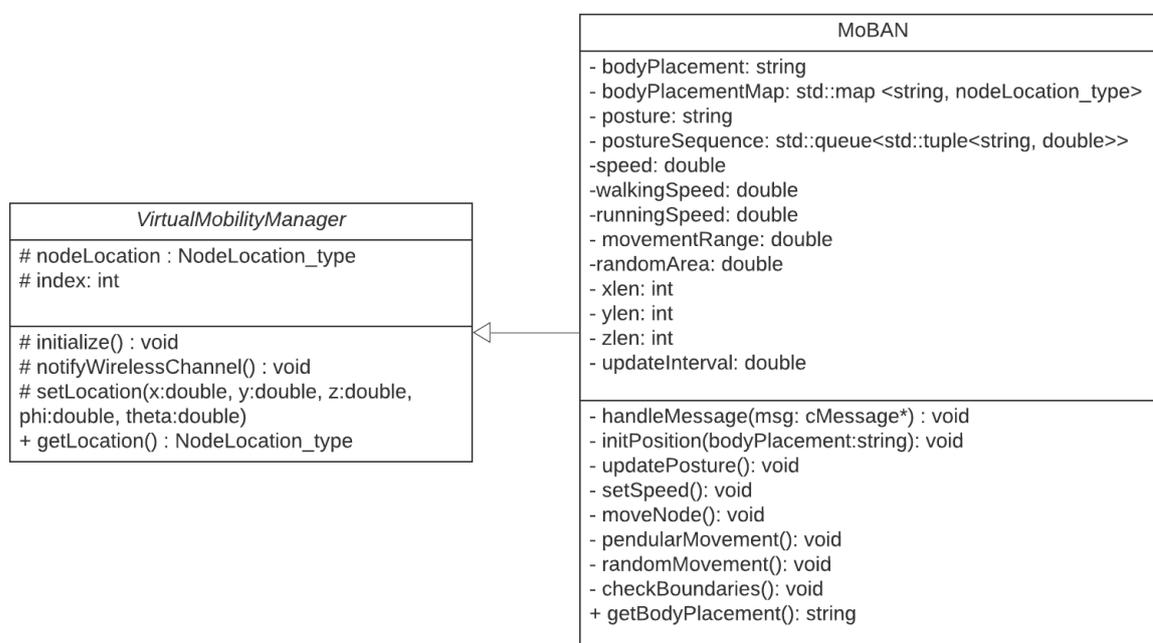


Figura 5.6: Diagrama de classes do modelo de mobilidade implementado.

Portanto, dois temporizadores são utilizados, um agendado a cada *updateInterval* para a atualização da posição do nó, que quando disparado chama o procedimento *moveNode()*,

notifica o canal sem fio, agenda a próxima atualização, enquanto o outro temporizador é usado para atualização da postura, responsável por alterar a *string* de postura, atualizar a velocidade do nó e agendar um novo temporizador para a próxima mudança de postura. O procedimento *moveNode()* verifica a postura e a posição dos nós e chama as funções de movimentação específicas para o mesmo. Desta forma, cada nó realiza apenas os movimentos necessários à sua posição na dada postura. O *pendularMovement()* realiza movimentos pendulares em torno da localização inicial do nó em uma faixa definida por *movementRange()*, o *randomMovement()* realiza movimento aleatório dentro de um raio definido por *randomArea* em torno da localização atual do nó e o *checkBoundaries()* verifica se, após os movimentos, os nós excederam a área de simulação, limitando o movimento ao limiar da área de simulação.

Algoritmo 4 Procedimento de movimentação do nó

```

1: if posture = walking ou running then
2:   if bodyPlacement = rightArm ou rightHand ou leftArm ou leftHand ou
     rightLeg ou rightFoot ou leftLeg ou leftFoot then
3:     pendularMovement()
4:   end if
5: end if
6: randomMovement()
7: checkMovementBoundaries()

```

5.3.2 Módulo de Modelo de Canal sem Fio

Implementou-se também o modelo de canal sem fio de Goswami et al. [19], uma proposta de canal modelado experimentalmente para dispositivos compatíveis com a camada física do IEEE 802.15.6. Em [19]. Neste modelo há parâmetros para diferentes tipos de corpo, canais utilizados na transmissão e modelos com ou sem visada. Foram implementados apenas os modelos com ou sem visada para um indivíduo de corpo normal e utilizando o canal de comunicação de número 6, portanto há possibilidade de atualização com outros tipos de corpos e canais de comunicação.

A Figura 5.7 exibe o diagrama da classe implementada. Os atributos são o tamanho da rede, as dimensões da área simulada, duas estruturas com parâmetros do canal uma para o modelo LOS e outra para o NLOS, a sensibilidade do rádio, a potência de transmissão, o identificador do *hub* e uma lista com as posições dos nós. As estruturas do tipo *Pathloss_type* armazenam parâmetros do canal log-normal, calculado de acordo com a Equação 5.1, que contém a expoente de perda (n), a potência de recepção a uma dada

distância de referência ($P_L(d_0)$), a distância de referência (d_0) e o valor de desvio padrão (σ) para gerar a variável aleatória (χ), com média zero.

$$P_L(d) = P_L(d_0) + 10 \times n \times \log(d/d_0) + \chi(\mu, \sigma) \quad (5.1)$$

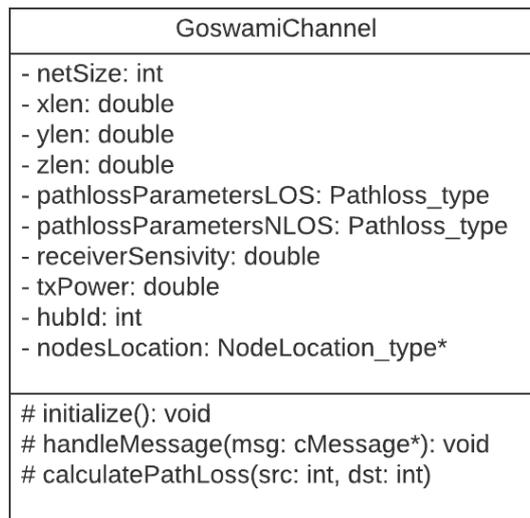


Figura 5.7: Diagrama da classe do canal Goswami implementado.

Há três métodos principais: o de inicialização, responsável por ler os parâmetros dos arquivo de configuração e inicializar as variáveis, o *handleMessage* que recebe as mensagens de notificação de mudança de posição do módulo de mobilidade e mensagens de início e término de uma transmissão sem fio, e o método que calcula a perda de caminho entre dois nós.

No modelo implementado, o *hub* é uma referência de posição no eixo cartesiano e cada nó à frente dele na direção do movimento de caminhada ($+z$) é considerado como estando em sua linha de visada (LOS). Quando o nó está atrás do *hub*, o corpo é considerado como uma obstrução e o modelo de canal sem linha de visada (NLOS) é usado para o cálculo de perda de caminho.

O próximo capítulo apresenta a avaliação da proposta desta tese, discutindo os resultados obtidos através de simulação.

Capítulo 6

Avaliação

Avaliou-se o mecanismo CAG em cenários distintos. Primeiramente um cenário base de um indivíduo caminhando foi utilizado para configuração de parâmetros e avaliação de nós com características de mobilidades distintas. Posteriormente avaliaram-se cenários com mudanças de posturas e da rede com uma maior quantidade de nós conectados.

Para realização de uma avaliação mais realista utilizou-se o simulador Castalia [7] com as implementações destacadas no Capítulo 5 do padrão IEEE 802.15.6 e demais módulos para mobilidade dos nós e para a camada física.

Para o agendamento de transmissões, utilizou-se o TDMA para alocar as transmissões dos nós em *slots* de alocação fixos disponíveis no momento de associação à rede. Portanto, o TDMA sem CAG é usado como referência, assim como um acesso aleatório usando CSMA/CA também é usado para comparação, uma vez que o acesso TDMA e CSMA/CA são os mecanismos de acesso ao meio mais comumente usados em WBANs [39].

A aplicação utilizada nas avaliações tem os requisitos de QoS de taxa de dados para aplicativos de saúde inteligentes [51, 1] e a dinâmica do fluxo de dados do aplicativo é baseada no modo não confirmado ISO/IEEE 11073 [38], padrão para comunicação entre dispositivos médicos, de saúde e bem-estar e sistemas de computador externos, com modelos para diferentes tipos de dispositivo médico pessoal – *Personal Health Device* (PHD).

6.1 Cenário Base

Para avaliação neste cenário, utilizou-se apenas a postura de interesse, a caminhada, e a relação entre a frequência de movimento do braço e da perna de 2:1, característica de uma caminhada lenta, com uma frequência de pêndulo do braço natural da passada

de 0,85 Hz, conforme recomendado na literatura [72, 34]. O *hub* é posicionado à direita da cintura e os demais nós são posicionados na mão esquerda, pé esquerdo e peitoral, para que se tenha nós com movimentos periódicos de diferentes amplitudes e frequência, além de um nó no peito que não realiza esse tipo de movimento. Desta maneira, em uma mesma rede, há nós com características distintas de mobilidade.

A rede simulada é composta por um hub na cintura (nó 0), um sensor de movimento no pé (nó 1), um monitor de glicose na mão (nó 2) e um ECG no tórax (nó 3), como mostrado na Figura 6.1. O sensor de movimento transmite a 35 kb/s, o monitor de glicose a 1 kb/s e o ECG a 192 kb/s. Considerando a postura de caminhada, os nós 1 e 2 executam movimentos cíclicos, enquanto o nó 3 não. Além disso, o nó 3 está sempre em visada direta.

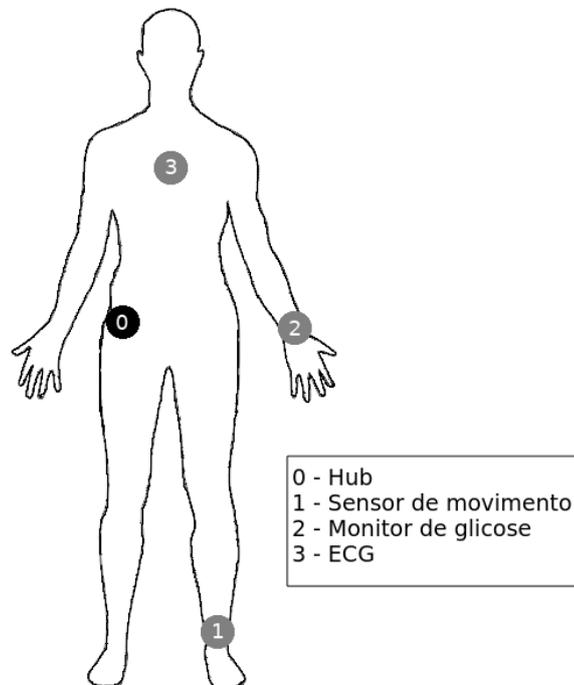


Figura 6.1: Topologia Simulada.

Quanto às configurações da camada física e MAC, foram utilizadas as seguintes configurações. Os rádios possuem potência de transmissão de -15 dBm e a taxa de transmissão utilizada é a máxima permitida para um rádio compatível com o padrão de banda-estreita (NB PHY), 1024 kb/s. Na camada MAC, o tempo de *slot* de alocação é utilizado como valor mínimo para o IEEE 802.15.6 NB PHY, que é de 1 ms. Cada nó ao se associar a rede requisita 4 *slots* para transmissão. Quanto ao tamanho do *superframe*, disponibilizaram-se 32 slots de alocação. Portanto, o tempo entre *beacons*, ou seja, a duração prevista de um *superframe* é de 32 ms.

Tabela 6.1: Parâmetros configurados para avaliação.

Parâmetro	Valor
$R_{transmit}$	30%
A_r	75%
L_f	50%
T_{fa}	1 <i>superframe</i>
$T_{refresh}$	1 T_{fa}

O tempo de simulação foi de 1 hora e os resultados representam a média e um intervalo de confiança de 95% para dez rodadas de simulação. Como o foco principal é a eficiência energética, as métricas de avaliação são: a taxa de entrega de pacotes (PDR) da aplicação, a energia gasta para transmitir um bit do aplicativo ($\mu\text{J}/\text{bit}$) e uma análise sobre os quadros transmitidos, ou seja, se eles foram recebidos com sucesso ou não, e se o sucesso foi na primeira tentativa ou após a retransmissão.

6.1.1 Configuração de Parâmetros

O primeiro passo foi calibrar os parâmetros do mecanismo CAG. A Tabela 4.2 lista os parâmetros e suas respectivas definições. A avaliação da configuração leva em conta apenas a taxa de entrega de pacotes para cada nó. Os parâmetros são inicializados com seus valores obtidos a partir de inspeção visual de uma série de RSSI, seguindo os valores da Tabela 6.1. A primeira avaliação realizada é do número de amostras de RSSI (L) necessária para o funcionamento do mecanismo e a selecionada é a que obtém maior PDR para os nós.

Uma investigação sobre o número de amostras RSSI é representada na Tabela 6.2, com o PDR por número de amostras RSSI (L). Usar 100 amostras de RSSI obteve os melhores resultados. A razão de transmissão $R_{transmit}$ também foi investigada na Tabela 6.3, e uma relação de 50% de *beacons* com condições de transmissão durante um período de movimento é usada. A razão de amplitude A_r , comparação do componente de frequência de amplitude máxima com outros componentes de frequência, é explorada na Tabela 6.4, e 75 % e 100 % têm resultados muito semelhantes. Portanto, uma investigação minuciosa foi realizada neste intervalo, e a Tabela 6.5 mostra que uma razão de amplitude de 80% apresenta os melhores resultados. O limiar de probabilidade que representa a probabilidade mínima para selecionar a vizinhança correta da frequência de movimento é de 25%, como mostra a Tabela 6.6.

Os períodos de execução da análise de frequência (T_{fa}) e a reinicialização do histórico

Tabela 6.2: PDR da aplicação por número de amostras de RSSI (L)

L	20	50	100	250
Node 1	78,38±0,06	78,41±0,34	87,96±0,30	85,87±0,20
Node 2	96,96±0,07	97,32±0,13	97,74±0,07	97,75±0,11
Node 3	90,19±0,14	89,87±0,14	90,03±0,28	90,00±0,25

Tabela 6.3: PDR da aplicação por Razão de Transmissão ($R_{transmit}$)

$R_{transmit}$	0%	25%	50%	75%	100%
Node 1	81,24±0,78	87,32±0,25	94,59±0,19	92,91±0,66	92,05±1,11
Node 2	97,17±0,07	97,76±0,08	97,93±0,12	96,21±0,18	96,46±0,2
Node 3	89,89±0,16	89,86±0,16	90,20±0,18	90,14±0,19	90,09±0,19

Tabela 6.4: PDR da aplicação por Razão de Amplitude (A_r) - Parte I

A_r	0%	25%	50%	75%	100%
Node 1	78,54±0,34	78,73±0,3	88,89±0,39	94,55±0,16	94,57±0,15
Node 2	96,81±0,08	96,84±0,15	97,47±0,1	97,94±0,07	98,02±0,11
Node 3	89,84±0,18	89,81±0,11	89,71±0,3	89,88±0,14	89,88±0,1

Tabela 6.5: PDR da aplicação por Razão de Amplitude (A_r) - Parte II

A_r	80%	85%	90%	95%	100%
Node 1	94,68±0,12	94,61±0,14	94,45±0,12	94,22±0,13	94,57±0,15
Node 2	98,03±0,08	97,83±0,14	97,86±0,14	97,92±0,08	98,02±0,11
Node 3	90,35±0,23	89,95±0,17	89,96±0,17	89,90±0,19	89,88±0,1

Tabela 6.6: PDR da aplicação por Limiar de Probabilidade (L_f)

L_f	0%	25%	50%	75%	100%
Node 1	94,37±0,23	94,56±0,12	94,25±0,2	94,08±0,23	78,51±0,25
Node 2	97,8±0,08	97,83±0,16	98,05±0,04	97,87±0,16	96,83±0,08
Node 3	90,13±0,18	90,04±0,34	89,9±0,19	89,57±0,26	89,74±0,18

Tabela 6.7: PDR da aplicação por Período de Análise de Frequência (T_{fa})

T_{fa}	0.1	0.5	1	5	10
Node 1	94,67±0,12	94,60±0,15	94,69±0,17	94,75±0,15	94,57±0,17
Node 2	97,93±0,14	97,76±0,14	97,96±0,08	98,09±0,06	97,76±0,13
Node 3	90,20±0,27	89,93±0,35	89,93±0,15	90,24±0,27	89,53±0,15

Tabela 6.8: PDR da aplicação por Período de Reinicialização ($T_{refresh}$)

$T_{refresh}$	1	2	4	10	20
Node 1	94,47±0,13	94,70±0,18	94,49±0,15	94,34±0,17	94,4±0,14
Node 2	97,87±0,07	97,98±0,14	97,78±0,16	97,82±0,12	97,93±0,11
Node 3	89,94±0,18	89,69±0,12	89,69±0,07	90,47±0,16	90,18±0,12

do componente de frequência de amplitude máxima ($T_{refresh}$) são avaliados na Tabela 6.7 e Tabela 6.8, respectivamente. O período de execução da análise de frequência é de 5 segundos. Portanto, a cada 5 segundos, uma nova frequência de movimento é calculada. Quanto ao período de atualização, após 10 cálculos de frequência, o histórico é atualizado. É importante observar que ambos os períodos não provocam uma alteração significativa no PDR da aplicação. Portanto, um valor de período menor poderia ser usado em um cenário mais dinâmico com alterações de atividade.

Para discutir os resultados de desempenho, o mecanismo CAG foi utilizado com as configurações de parâmetro apresentadas na Tabela 6.9.

6.1.2 Resultados da Simulação

Os resultados de desempenho do CAG com a configuração de parâmetros proposta são comparados com um agendamento TDMA e um cenário de acesso aleatório, usando CSMA/CA. A taxa de entrega de pacotes da aplicação (PDR) é apresentada na Figura 6.2. Para o Nó 1, a utilização do CAG representa uma melhoria de 25,6% no PDR quando comparado ao CSMA/CA e 20,4% quando comparado ao TDMA. Este resultado se deve à vantagem de transmitir em boas condições de canal. Além disso, os resultados do Nó 3

Tabela 6.9: Parâmetros configurados para avaliação.

Parâmetro	Valor
L	100 amostras
$R_{transmit}$	50%
A_r	80%
L_f	25%
T_{fa}	5 <i>superframes</i>
$T_{refresh}$	10 T_{fa}

mostram que o CAG se adapta bem a um cenário de movimento não cíclico. Para o Nó 3, TDMA e CAG têm desempenhos semelhantes com resultados iguais dentro da margem de erro. O nó 2 é um cenário com canal periódico, mas o nó está próximo ao hub. Portanto, as condições do canal são, em média, boas. Mesmo assim, o CAG supera o CSMA/CA e o TDMA em 2,5% e 1,5%, respectivamente. O PDR geral da rede com CAG é $94,09 \pm 0,06$ %, enquanto com TDMA é $88,39 \pm 0,11$ % e com CSMA/CA é $85,96 \pm 0,09$ %. Portanto, na média para os 3 nós, o CAG supera o TDMA e o CSMA/CA em 6,45% e 9,46%, respectivamente.

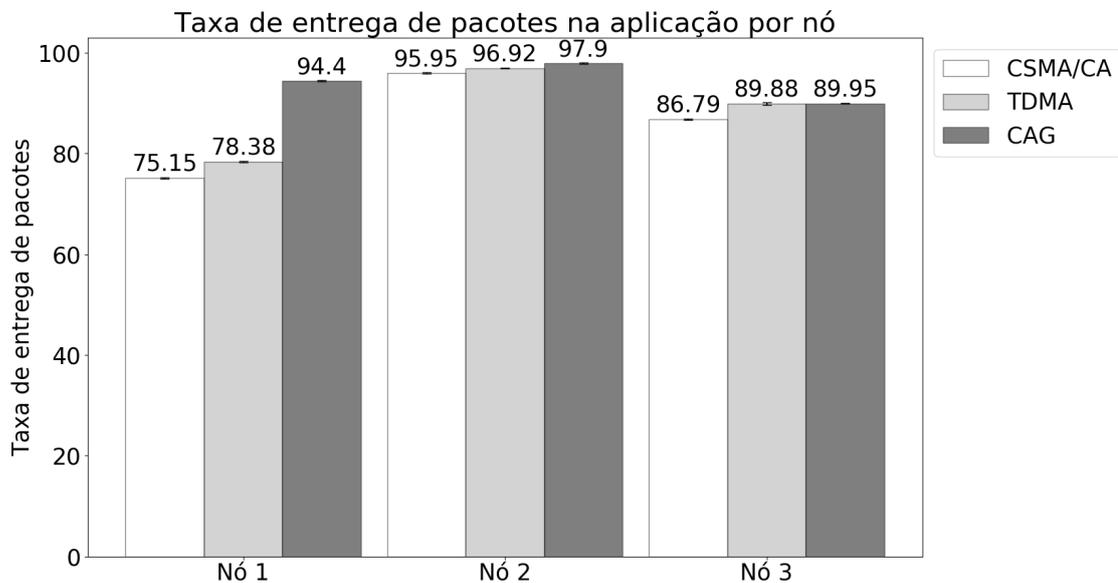
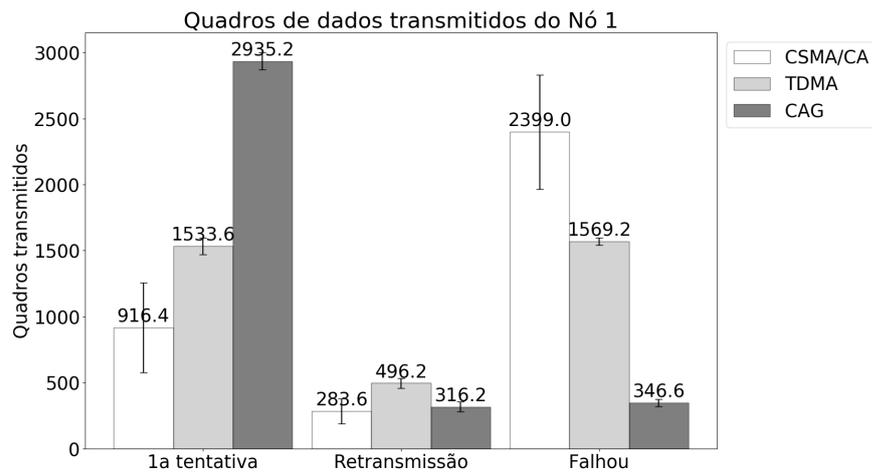


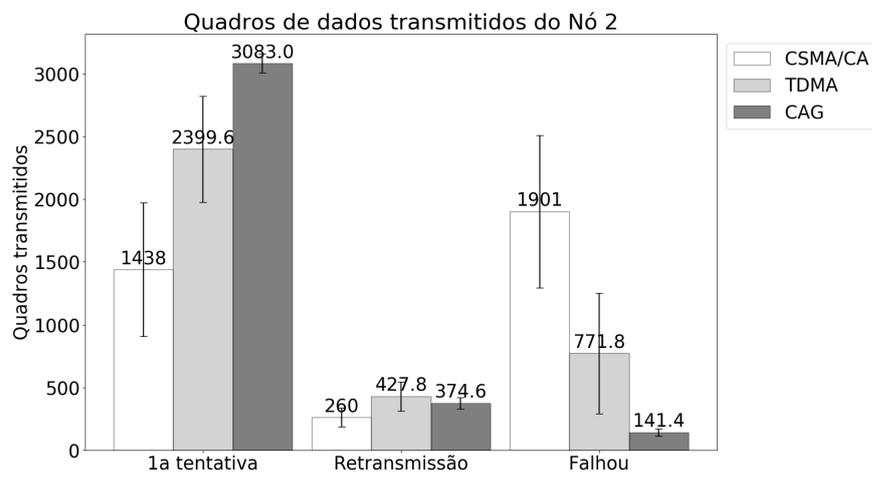
Figura 6.2: PDR da aplicação por nó.

Para detalhar as diferenças no PDR da aplicação, uma análise dos quadros de dados transmitidos é realizada na Figura 6.3. A Figura 6.3(a) mostra o status dos quadros de dados transmitidos pelo Nó 1, com quadros transmitidos com sucesso na primeira tentativa, quadros que obtiveram sucesso após retransmissão e o total de quadros que falharam. O número de quadros de dados IEEE 802.15.6 transmitidos com sucesso na primeira tentativa usando CAG é três vezes maior do que usando CSMA/CA e quase duas vezes maior quando comparado ao TDMA. Usando CAG, os quadros sem Acknowledgement (ACK), ou seja, aqueles com falha, são apenas 14,4% do que as ocorrências de falhas utilizando CSMA/CA e 22,1% das falhas do TDMA. Um comportamento semelhante ocorre no Nó 2, conforme ilustrado na Figura 6.3(b), enquanto no Nó 3, os resultados são em média superiores para o mecanismo CAG, porém estão dentro da margem de erro, como pode ser visto na Figura 6.3(c).

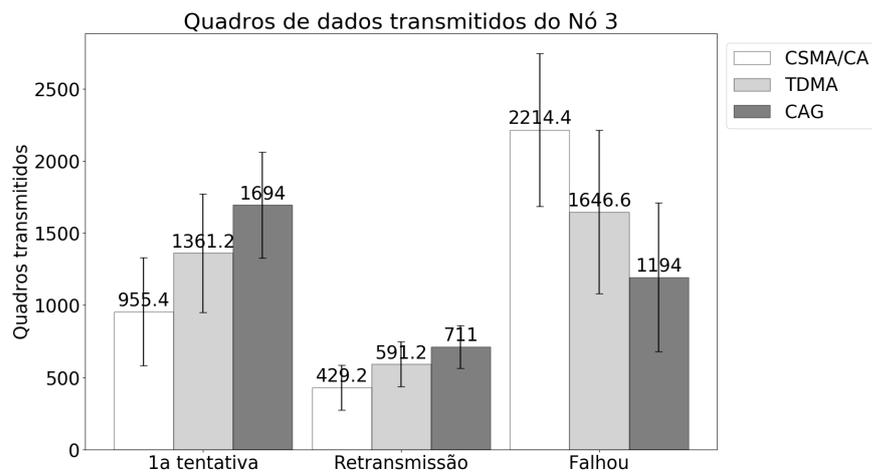
O excesso nas transmissões de quadros se reflete na energia usada para transmitir um



(a) Status dos quadros transmitidos pelo nó 1.



(b) Status dos quadros transmitidos pelo nó 2.



(c) Status dos quadros transmitidos pelo nó 3.

Figura 6.3: Análise dos quadros de dados transmitidos.

bit de aplicação, representado na Figura 6.4. Usando CAG, a aplicação do Nó 1 usa 20,5% menos energia para transmitir um bit do que usando CSMA/CA e 17,1% menos energia quando comparado ao TDMA. Outro resultado interessante é a influência da taxa de bits da aplicação e do tamanho do pacote no consumo de energia. Embora o CAG reduza o consumo de energia, o Nó 2 transmite menos pacotes, portanto, sua energia gasta por bit transmitido pela aplicação é notavelmente maior. O consumo geral de energia por bit transmitido na aplicação da rede com CAG é $67,74 \pm 0,47 \mu\text{J}$, enquanto com TDMA é $70,36 \pm 0,98 \mu\text{J}$, e com CSMA/CA é $71,43 \pm 1,69 \mu\text{J}$, portanto, o CAG reduz o consumo geral de energia da aplicação da rede em 3,72% e 5,17%, respectivamente.

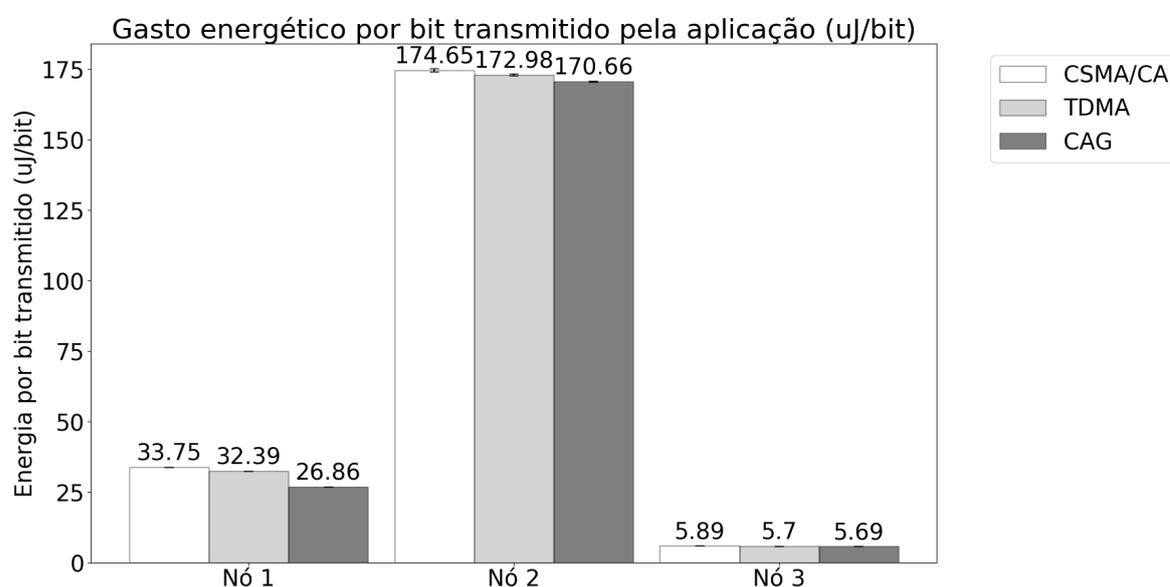


Figura 6.4: Energia gasta pela aplicação para transmitir um bit.

6.2 Mudança de Posturas

Verificado que o CAG se adapta a diferentes tipos de mobilidade, deve-se averiguar se a mudança de posturas influencia o mecanismo e qual o tempo de reação do mesmo, dada uma nova postura. Para tal, realizou-se uma nova simulação e a cada 2 minutos o módulo de mobilidade alterava o estado da postura, e por conseguinte altera-se a velocidade e frequência de oscilação dos nós nos membros. A sequência de estados testada foi a seguinte: em pé, caminhando, correndo, caminhando, em pé. As frequências de movimento esperadas para os membros são, 0 Hz em pé, 0.5 Hz na caminhada e 1 Hz na corrida, enquanto para o nó no tronco é manter-se em 0 Hz. Neste cenário utilizou-se uma relação de 1:1 entre frequências de braços e pernas que melhor caracterizam movimentos

de caminhada rápida e corrida [72, 34]. Portanto, ambas devem demonstrar a mesma frequência.

A simulação utiliza a mesma topologia da Figura 6.1, as mesmas aplicações e parâmetros do CAG da simulação anterior. Dados os parâmetros de $T_{refresh} = 10 T_{fa}$ e $T_{fa} = 5 \text{ superframes}$, com o período entre *beacons* de 32 ms, espera-se um período mínimo de 1,6 segundos como tempo de reação do CAG para verificar a nova frequência. Além disso, é importante observar que para $L = 100$ amostras, e a taxa de amostragem sendo o período entre *beacons* configurado, a resolução da FFT é de 0,3125 Hz. Portanto, os valores das frequências de movimento esperadas ficam entre valores amostrados, com a caminhada entre 0,3125 e 0,625 Hz. Já para a corrida o valor está entre 0,9375 e 1,25 Hz. Desta maneira, variações entre esses valores são esperadas. Além disso, nota-se que enquanto não há a identificação da nova frequência de oscilação do membro, a resposta do mecanismo utiliza o último estado identificado.

Na Figura 6.5 é possível observar as frequências inferidas pelo CAG para o Nó 1 em uma rodada de simulação. Considerando como correta a frequência dentro do intervalo de resolução de frequência, o CAG obteve uma média de 87,7% de eficácia na inferência da frequência do movimento. Já o tempo de reação, o tempo que o CAG detectou a nova frequência foi de $7,00 \pm 0,06$ s.

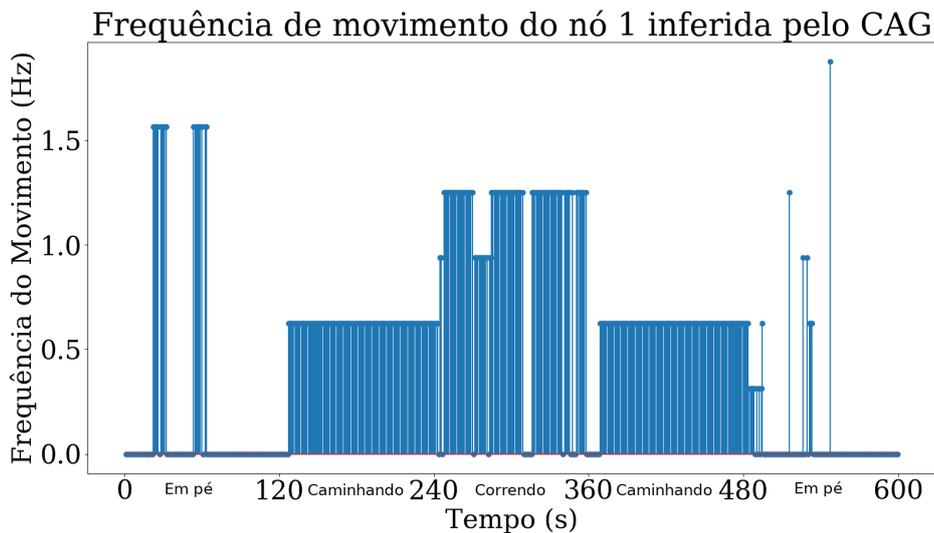


Figura 6.5: Frequência de movimento inferida pelo CAG para o Nó 1.

Já na Figura 6.6 tem-se as frequências inferidas pelo CAG para o Nó 2 em uma rodada de simulação. A eficácia do CAG foi de 84,7% de na inferência da frequência do movimento, enquanto o tempo de reação foi de $4,87 \pm 0,08$ s.

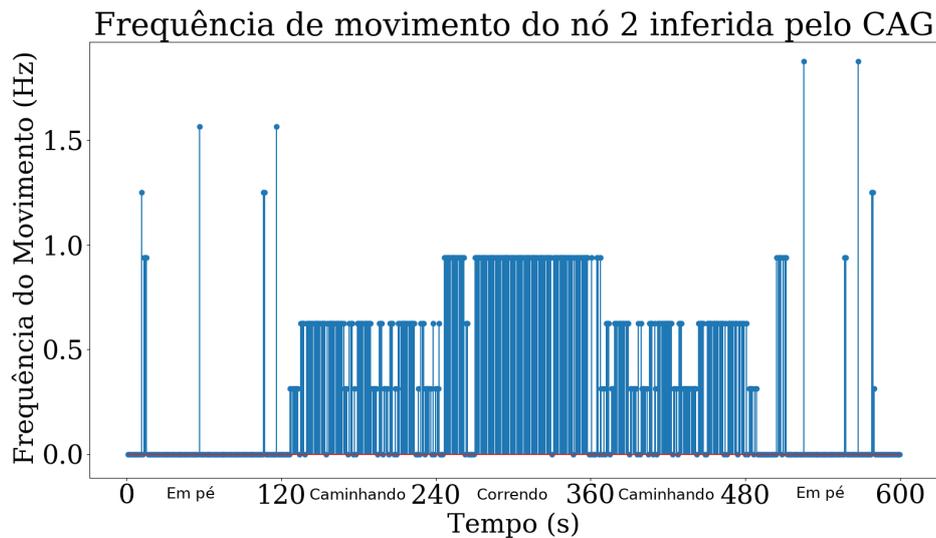


Figura 6.6: Frequência de movimento inferida pelo CAG para o Nó 2.

A Figura 6.7 mostra a frequência de movimento inferida para o Nó 3, que apesar da transição de posturas não oferece variação na frequência do movimento. Analisou-se então apenas a eficácia do CAG, que foi de 87,4%.

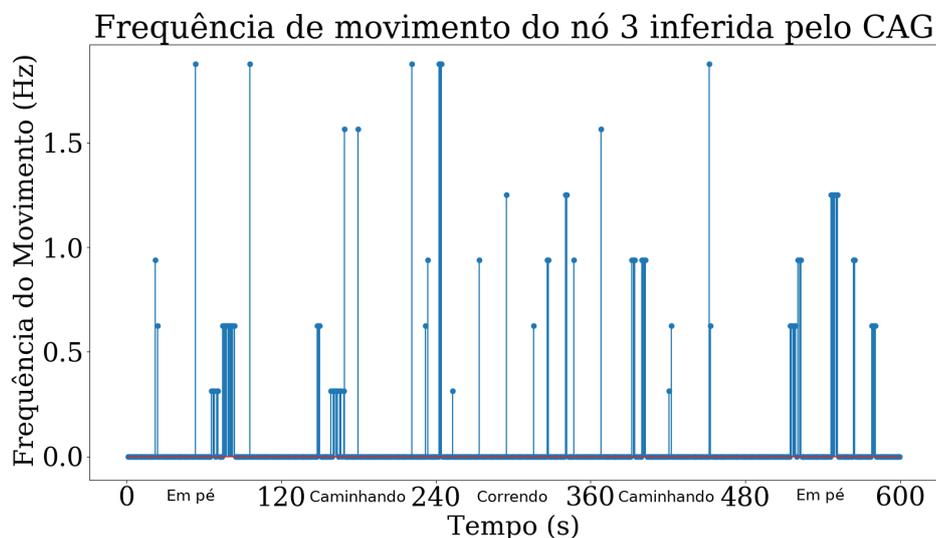


Figura 6.7: Frequência de movimento inferida pelo CAG para o Nó 3.

Neste cenário também se observa um desempenho superior do CAG em comparação ao TDMA e CSMA/CA nas métricas de eficiência da entrega de pacotes e energia utilizada pelos nós. Quanto à taxa de entrega de pacotes, conforme mostra a Figura 6.8, o CAG obteve uma PDR. Para o Nó 1 cerca de 11% superior em comparação com o CSMA/CA e 10% superior comparado ao TDMA. Já para o Nó 2, o desempenho foi cerca de 2,5% melhor que o CSMA/CA e 1,6% melhor comparado ao TDMA. Para o Nó 3 não houve

diferença perceptível no desempenho. Levando em consideração o desempenho de toda rede, o CAG obteve uma PDR de $86.41 \pm 0.27\%$, sendo 5% melhor que o resultado do CSMA/CA e 4% melhor que o TDMA.

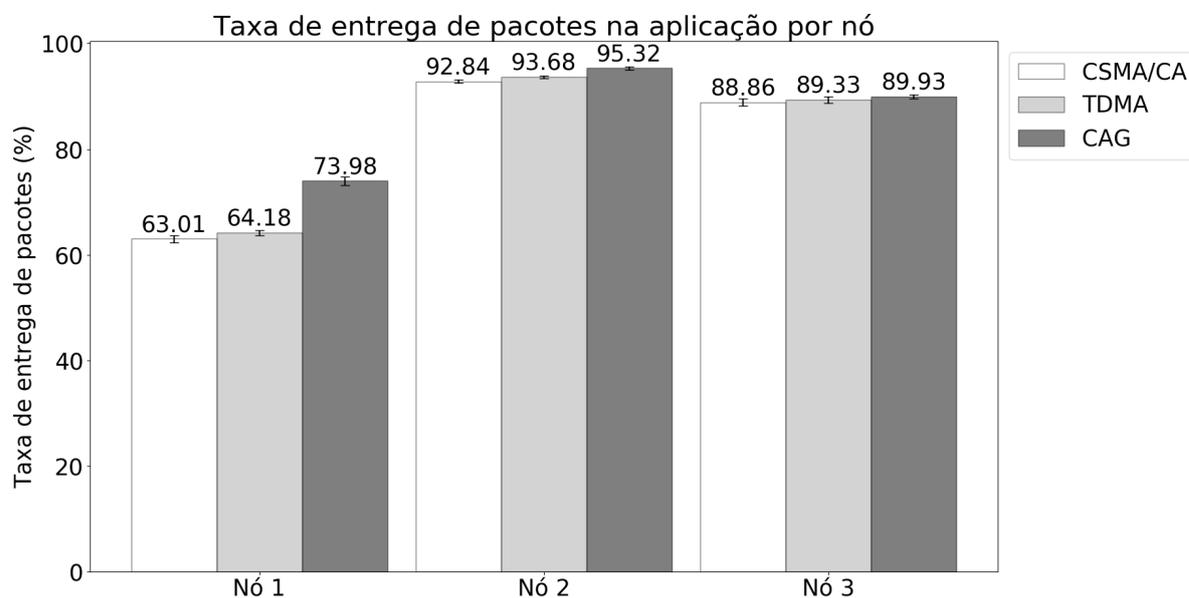


Figura 6.8: PDR da aplicação por nó com mudanças de posturas.

Quanto à eficiência energética, a Figura 6.9 traz a energia gasta pela aplicação para transmitir um bit. A avaliação destes resultados condizem com a da taxa de entrega de pacotes, para o Nó 1, o CAG dispendeu 14,79% menos energia que o CSMA/CA e 13,34% menos que o TDMA. Já para o nó 2, houve uma redução do gasto energético para se transmitir um bit de cerca de 3% quando comparado ao CSMA/CA e 2% em relação ao TDMA. Utilizando esta métrica para avaliar toda a rede, o CAG gastou $76,11 \pm 0,34 \mu\text{J}$ para transmitir um bit da aplicação. Esse valor é cerca de 5% inferior ao obtido utilizando CSMA/CA e 4% inferior ao TDMA.

6.3 Quantidade de Nós

Os próximos experimentos tratam-se de uma avaliação do CAG em um cenário de rede com uma maior quantidade de nós. Nesta avaliação, utilizou-se de todas as posições pré-configuradas do módulo de mobilidade. Portanto, a topologia da rede contém nós na cabeça, peito, braço esquerdo, mão esquerda, braço direito, mão direita, centro da cintura, perna esquerda, pé esquerdo, perna direita, pé direito. Os tipos de nós e suas respectivas posições estão na Figura 6.10. Essa informação acrescida das taxas de transmissão de dados requeridas por cada tipo de sensor está na Tabela 6.10. Os nós estavam

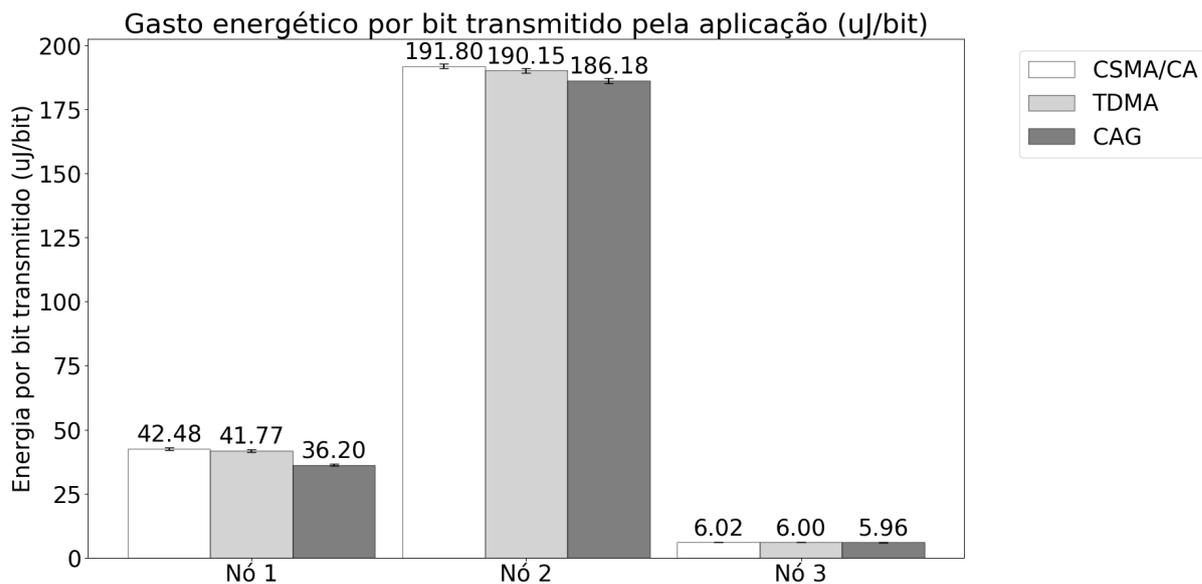


Figura 6.9: Energia gasta pela aplicação para transmitir um bit com mudanças de posturas.

em movimento de caminhada durante 10 minutos de simulação.

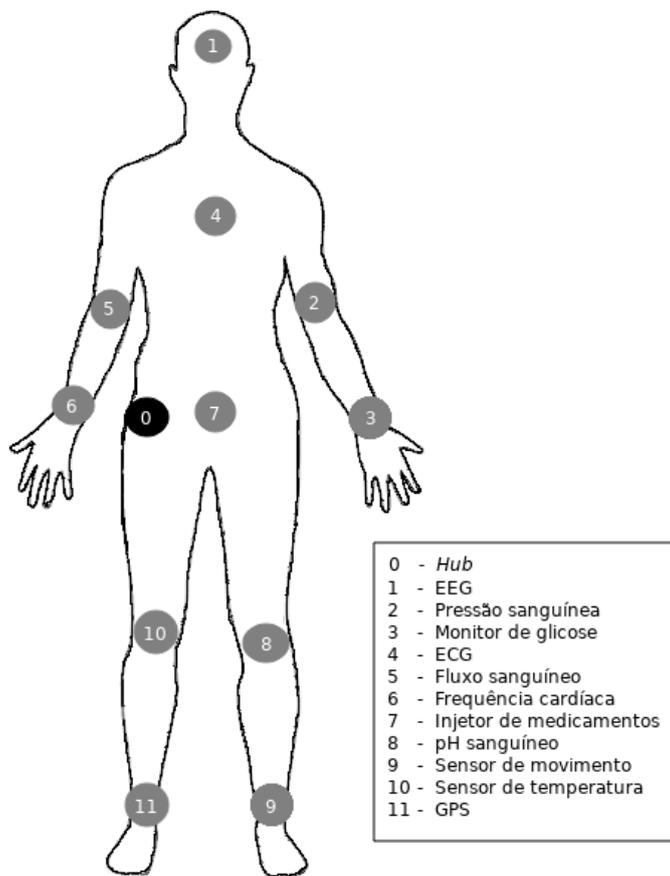


Figura 6.10: Topologia simulada com 12 nós.

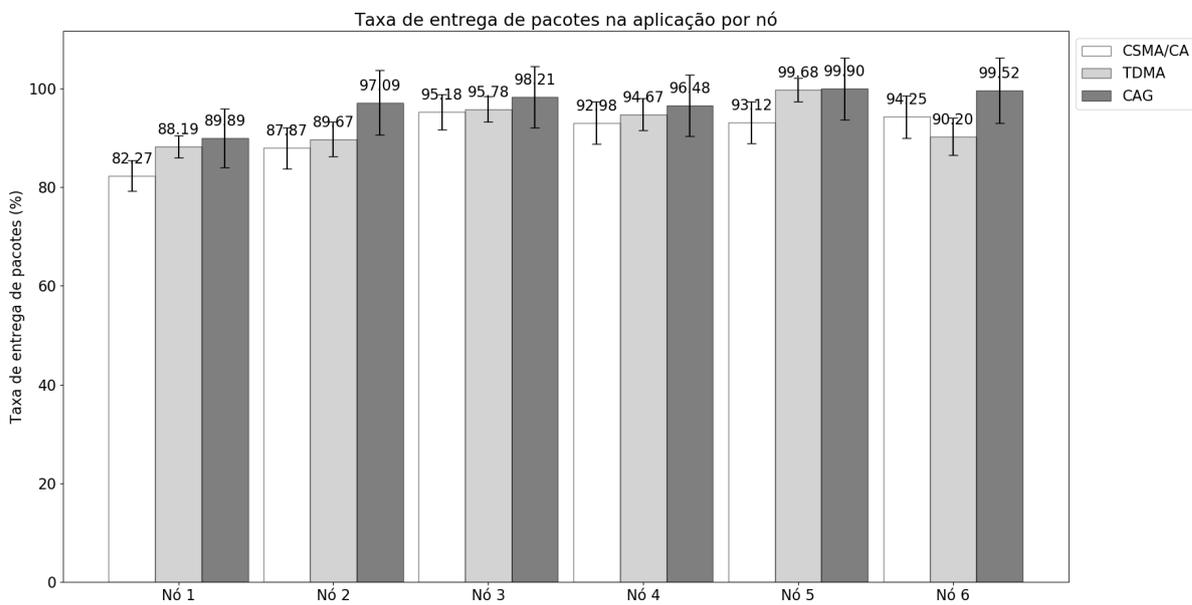
Tabela 6.10: Nós sensores, suas posições e taxas de transmissão.

Nó	Posição	Tipo de nó	Taxa de transmissão
0	Direta da cintura	<i>Hub</i>	-
1	Cabeça	EEG	86,5 Kb/s
2	Braço esquerdo	Pressão sanguínea	1,2 Kb/s
3	Mão esquerda	Monitor de Glicose	1 Kb/s
4	Tórax	ECG	192 Kb/s
5	Braço direito	Fluxo sanguíneo	480 b/s
6	Mão direita	Medidor de frequência cardíaca	48 b/s
7	Centro da cintura	Injetor de medicamentos	16 Kb/s
8	Perna esquerda	pH sanguíneo	48 b/s
9	Pé esquerdo	Sensor de movimento	35 Kb/s
10	Perna direita	Sensor de temperatura	2,4 b/s
11	Pé direito	GPS	96 b/s

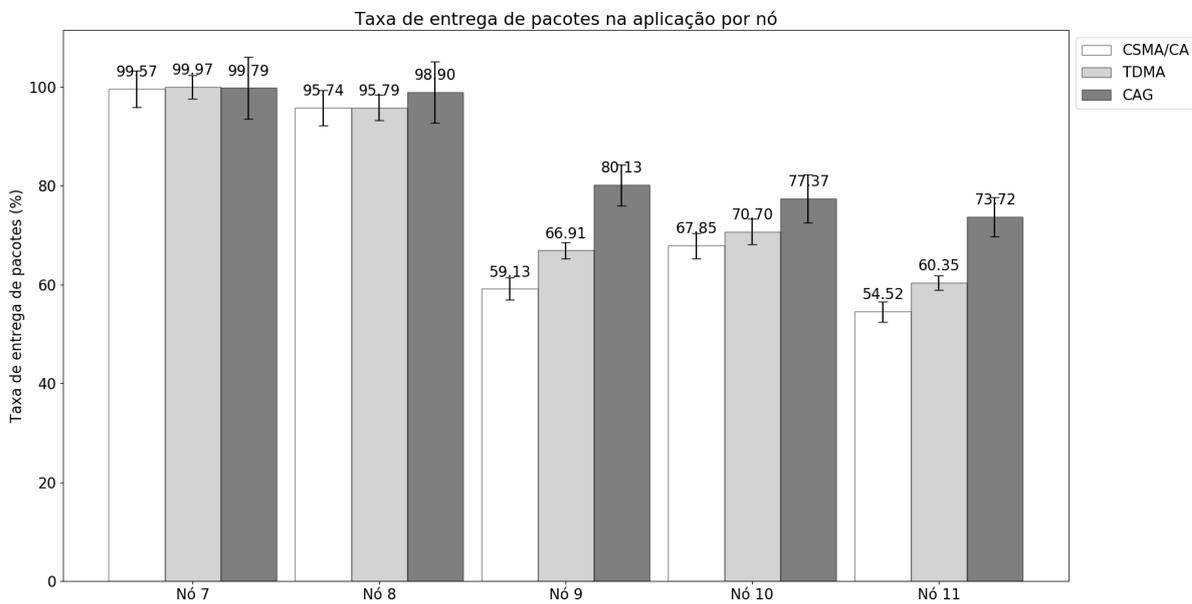
Os resultados de PDR da aplicação por nó estão representados na Figura 6.11. Na Figura 6.11(a) constam os resultados para os nós posicionados na cabeça, tórax e membros superiores. Já os resultados da Figura 6.11(b) são dos nós na cintura e membros inferiores. Neste cenário, podemos destacar que os resultados de nós com mobilidade periódica, nós 2, 3, 5, 6, 8, 9, 10 e 11, têm PDR médio consistentemente superior utilizando o CAG se comparado tanto ao TDMA, quanto ao CSMA/CA. Os resultados são consistentes com os resultados dos cenários de teste anteriores, nos quais o desempenho para os nós 9 e 11 localizados nos pés foi notavelmente superior, nós com piores condições de canal e maiores amplitudes de movimento. Enquanto para nós sem mobilidade periódica, nós 1, 4 e 7, posicionados no tronco e cabeça, os resultados utilizando o mecanismo CAG foram similares ao utilizar apenas o TDMA. Os resultados de PDR da rede foram de $91,91 \pm 1,27\%$ para o CAG, desempenho 11% superior ao TDMA e 30% superior ao CSMA/CA.

Os resultados para energia gasta para aplicação transmitir um bit estão representados na Figura 6.12. Assim como nos resultados de PDR, os nós foram divididos entre nós posicionados na cabeça, tórax e membros superiores, na Figura 6.12(a), e nós na cintura e membros inferiores, na Figura 6.12(b). Os resultados também são consistentes com os cenários anteriores, tendo variações de acordo com a taxa de transmissão de cada nó e com resultados superiores do CAG para os nós com mobilidade periódica, enquanto se mantém com resultados similares ao TDMA para nós sem mobilidade periódica. O resultado de gasto energético para a aplicação transmitir um bit agregado de toda rede foi de $142.68 \pm 21.75 \mu\text{J/bit}$ para o CAG, que representa uma redução na média de gasto de 25,5% em comparação ao TDMA e de 16,15% em comparação com o CSMA/CA.

A partir dos diferentes cenários de teste, pode-se concluir que, em cenários de movimentos cíclicos, o uso do CAG resulta em aumento do PDR e redução do consumo de energia. Além disso, a proposta não compromete o desempenho para nós que não se encontram em movimentos cíclicos. Apesar dos resultados promissores, ressalta-se que os cenários avaliados possuem certas limitações características da simulação, os movimentos do corpo são bem caracterizados, sem múltiplos movimentos concorrentes, também não se considerou a coexistência com outras redes e possíveis interferências externas em casos de uso de espectro compartilhado, como por exemplo da banda ISM.

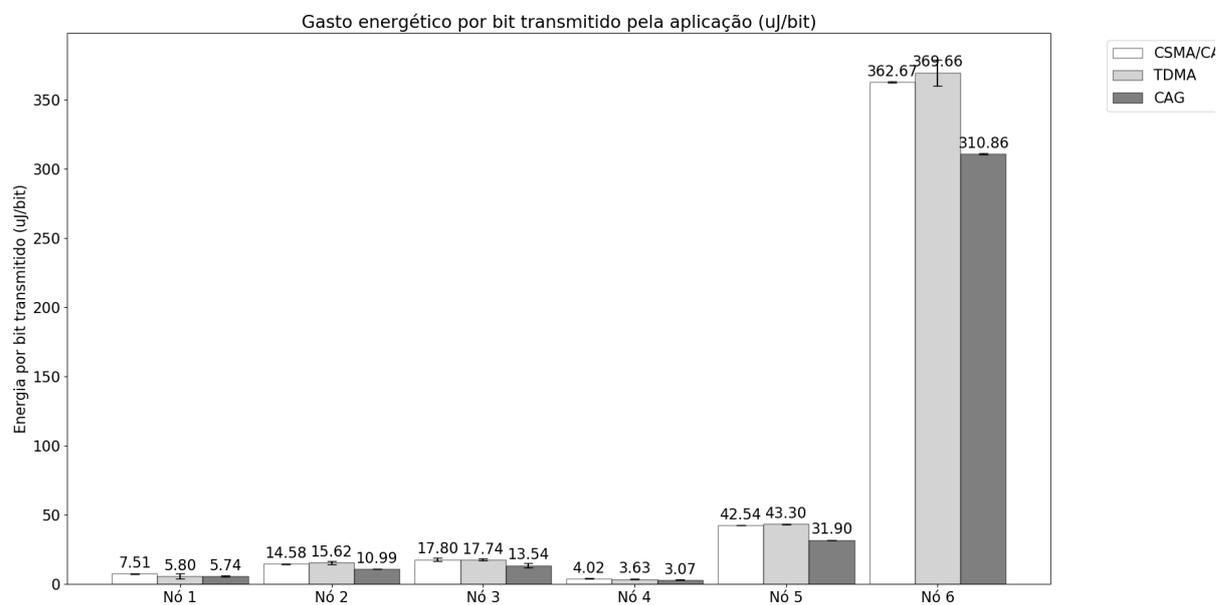


(a) PDR da aplicação dos nós 1 ao 6

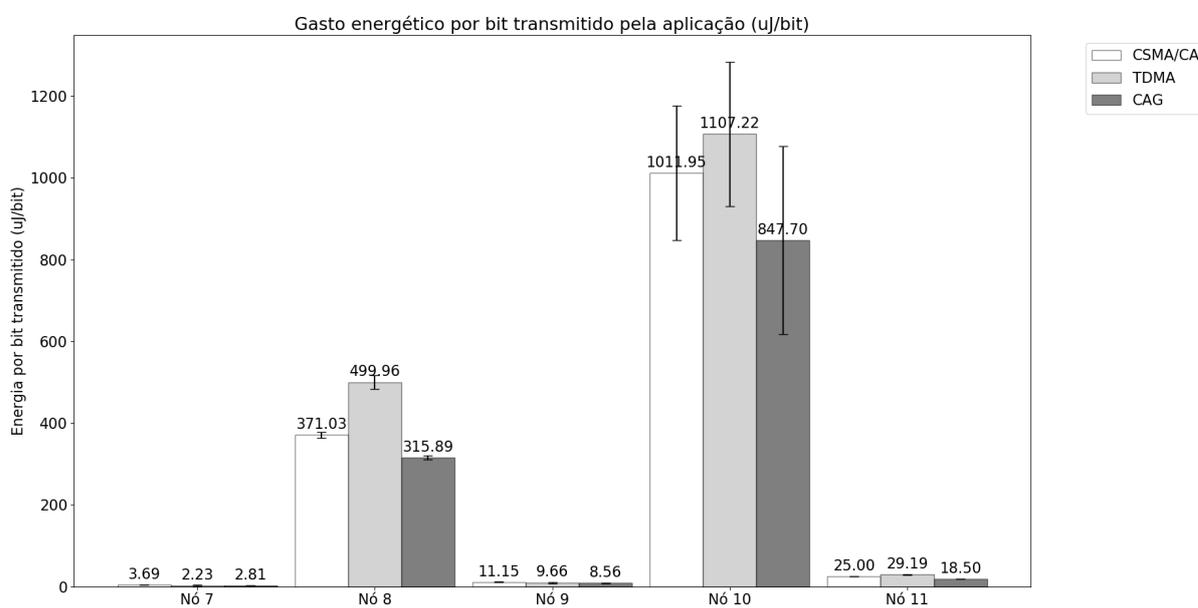


(b) PDR da aplicação dos nós 7 ao 11

Figura 6.11: PDR da aplicação por nó em topologia com 12 nós.



(a) Resultado dos nós 1 ao 6



(b) Resultado dos nós 7 ao 11

Figura 6.12: Energia gasta pela aplicação para transmitir um bit em topologia com 12 nós.

Capítulo 7

Conclusão

Este trabalho investigou as redes de corporais sem fio – *Wireless Body Area Networks* (WBANs), discutindo diversos exemplos de sensores e atuadores que podem se comportar como nós da rede. Seus requisitos de comunicação em termos de taxa de bits, atraso e taxa de erros foram apresentados. Além disso, questões importantes relacionadas à saúde humana e segurança foram comentadas. O padrão IEEE 802.15.6 [27] criado especificamente para o cenário de WBANs foi descrito.

A problemática da comunicação nos cenários de mobilidade típicos das WBANs foi apresentada e uma série de propostas encontradas na literatura que abordam temas relacionados a modelagem da mobilidade do corpo humano e a comunicação em condições de mobilidade foram discutidos. Os trabalhos de comunicação baseada na mobilidade foram categorizados conforme a técnica utilizada, funcionalidade, compatibilidade com o padrão IEEE 802.15.6 e métrica, que pode requerer ou não o uso de equipamentos externos aos sensores.

O problema de comunicação em WBANs em cenários com mobilidade corporal foi abordado e mostrou-se a baixa qualidade na comunicação em determinados cenários, dada a alta variabilidade na qualidade dos enlaces.

Uma proposta de solução para comunicação em WBANs, baseada no agendamento de transmissões, em cenários cuja mobilidade corporal resulta em uma variabilidade periódica na qualidade dos enlaces foi realizada. A solução apresentada busca um melhor desempenho na comunicação através da verificação de padrões no comportamento do canal sem fio em casos de aplicações típicas de WBANs. Dividiram-se os cenários de comunicação entre cenários nos quais o canal de comunicação apresenta um ganho de canal periódico e casos em que o ganho do canal de comunicação é não-periódico.

Para o caso de comunicação em cenário de canal com ganho periódico, verificou-se a relação direta da resposta do canal ao movimento relativo entre os membros e o dorso, local em que usualmente o *hub* está posicionado. Este comportamento foi associado aos casos de determinadas atividades como a caminhada e corrida, que possuem um ciclo de movimento para os membros. Utilizando-se a informação dos momentos em que o canal de comunicação terá melhor resposta, esta tese de doutorado contribui com o avanço do estado da arte propondo um mecanismo de transmissão baseado em ciclo de marcha ciente do canal, denominado *Channel-Aware Gait-cycle-based transmission mechanism* (CAG).

Na proposta do mecanismo CAG, o quadro de *beacon* foi usado para avaliar o canal sem fio. Uma série temporal do indicador de intensidade do sinal recebido – *Received Signal Strength Indicator* (RSSI) – dos quadros de *beacon* que são transmitidos periodicamente pelo *hub* foi criada. Essa série foi analisada e a frequência do movimento foi estimada, assim como a fase do movimento periódico. Utilizando essas informações, foi possível melhorar o desempenho da comunicação sem fio, enviando informações adicionais ao agendador de transmissões, indicando se o período agendado é de fato propício para transmissão. O desempenho do mecanismo foi analisado em termos de consumo de energia e taxa de entrega de pacotes.

Para a avaliação do mecanismo proposto, implementou-se a proposta na ferramenta de simulação de redes de sensores Castalia. Para simular um cenário realista, estendeu-se a implementação do padrão IEEE 802.15.6 *draft* disponível no simulador a uma versão adequada ao padrão IEEE 802.15.6 em banda estreita – *NarrowBand* (NB). Além disso, implementaram-se os módulos de mobilidade de nós, baseado no modelo de mobilidade MoBAN, criado para WBANs, e de canal sem fio proposto por Goswami et al. [19], criado a partir de medidas experimentais de transmissões utilizando rádios compatíveis com os requisitos do padrão IEEE 802.15.6.

O cenário de avaliação utilizou aplicações típicas de sensores médicos e nós com diferentes tipos de mobilidade, periódica e não-periódica. Três casos distintos foram analisados, um cenário base de uma rede com diferentes tipos de mobilidade mas menor quantidade de nós, que foi utilizado para parametrizar o mecanismo e demonstrar sua adaptabilidade aos diferentes tipos de cenário. Em seguida, se demonstrou a adaptabilidade em um cenário dinâmico, com mudanças de posturas e avaliou-se o tempo de resposta do mecanismo. Por último, uma rede com uma maior quantidade de nós foi utilizada, para verificar se a quantidade de nós influenciaria nos resultados. A partir dessa avaliação mostrou-se que o CAG supera o IEEE 802.15.6 CSMA/CA e o protocolo de

acesso agendado utilizando TDMA em cenários periódicos. Ademais, o mecanismo CAG não compromete o desempenho da comunicação em cenários não-periódicos.

Tendo em vista os resultados, pode-se concluir que esta tese de doutorado apresenta como contribuições:

- A exposição da comunicação nas redes corporais sem fio, as dinâmicas de mobilidade corporal e relações com o canal de propagação.
- Apresentação de diferentes propostas presentes na literatura para superar os desafios advindos dessa mobilidade do corpo humano.
- O projeto de um mecanismo compatível com o padrão IEEE 802.15.6, que dispensa a utilização de mecanismos externos e propicia uma comunicação com maior taxa de entrega de pacotes e eficiência energética em casos de mobilidade periódica típicas de WBANs.
- O desenvolvimento de um ambiente de simulação utilizando modelos criados para WBANs, o que possibilita novas averiguações tanto em trabalhos futuros como novas propostas da área.

7.1 Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros, pretende-se:

- Verificar possíveis melhorias no algoritmo e na parametrização, para redução do tempo de resposta do mecanismo CAG e para facilitar a parametrização do mecanismo.
- Realizar uma análise da efetividade dos parâmetros nos mais diversos cenários e possíveis dependências de variáveis e adaptações automáticas, objetivando reduzir a complexidade de uso do mecanismo.
- Implementar o mecanismo CAG em hardwares disponíveis para investigações em cenários realistas de movimento do corpo humano e de condições de canal sem fio.
- Avaliar o mecanismo CAG integrado a diferentes agendadores de transmissão propostos na literatura [14, 52, 39]. Desta maneira pode-se verificar se os efeitos positivos se mantêm e se os períodos de não-transmissão podem ser compensados com agendamentos de outros nós, reduzindo a perda de banda da rede.

-
- Examinar o uso do mecanismo CAG em conjunto da possibilidade de utilizar um nó *relay*, verificando se a periodicidade também pode ser usada como um fator de seleção do *relay*.
 - Investigar a influência do mecanismo na QoS da rede e verificar a influência em casos de requisição imediata de dados e monitoramento em tempo real.
 - Permitir o uso do mecanismo não apenas no agendamento dos nós, mas também em algoritmos de controle de potência de transmissão, possibilitando maior eficiência energética.
 - Verificar a influência que o mecanismo CAG pode exercer nas outras camadas de comunicação, como no uso de algoritmos de roteamento, e em casos de requisição imediata de dados, possível no padrão ISO/IEEE 11073.
 - Analisar propostas e melhorias para comunicação em cenário não periódico que podem ser integradas ao mecanismo CAG.

Referências

- [1] ALAM, M. M.; HAMIDA, E. B. Surveying wearable human assistive technology for life and safety critical applications: Standards, challenges and opportunities. *Sensors* 14, 5 (2014), 9153–9209.
- [2] BAAN, R.; GROSSE, Y.; LAUBY-SECRETAN, B.; EL GHISSASSI, F.; BOUVARD, V.; BENBRAHIM-TALLAA, L.; GUHA, N.; ISLAMI, F.; GALICHET, L.; STRAIF, K. Carcinogenicity of radiofrequency electromagnetic fields. *The Lancet Oncology* 12, 7 (2011), 624–626.
- [3] BARONTI, P.; PILLAI, P.; CHOOK, V. W.; CHESSA, S.; GOTTA, A.; HU, Y. F. Wireless sensor networks: A survey on the state of the art and the 802.15. 4 and zigbee standards. *Computer communications* 30, 7 (2007), 1655–1695.
- [4] BHANDARI, S.; MOH, S. A priority-based adaptive MAC protocol for wireless body area networks. *Sensors* 16, 3 (2016), 401.
- [5] BLUETOOTH SIG. Specification of the bluetooth system version 4.0., 2010. [Online] Available at: <http://www.bluetooth.com>.
- [6] BOULIS, A. Castalia: revealing pitfalls in designing distributed algorithms in wsn. In *ACM SenSys 2007* (2007), pp. 407–408.
- [7] BOULIS, A., ET AL. Castalia: A simulator for wireless sensor networks and body area networks. *NICTA: National ICT Australia* (2011).
- [8] CARRANO, R. C.; MAGALHÃES, L. C.; SAADE, D. C. M.; ALBUQUERQUE, C. V. IEEE 802.11 s multihop MAC: A tutorial. *IEEE Communications Surveys & Tutorials* 13, 1 (2010), 52–67.
- [9] CAVALLARI, R.; MARTELLI, F.; ROSINI, R.; BURATTI, C.; VERDONE, R. A survey on wireless body area networks: Technologies and design challenges. *IEEE Communications Surveys & Tutorials* 16, 3 (2014), 1635–1657.
- [10] D’ERRICO, R.; OUVRY, L. A statistical model for on-body dynamic channels. *International Journal of Wireless Information Networks* 17, 3-4 (2010), 92–104.
- [11] DIXON, A. M.; ALLSTOT, E. G.; GANGOPADHYAY, D.; ALLSTOT, D. J. Compressed sensing system considerations for ecg and emg wireless biosensors. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* 6, 2 (2012), 156–166.
- [12] DONOHO, D. L. Compressed sensing. *IEEE Transactions on Information Theory* 52, 4 (2006), 1289–1306.

- [13] FERNANDES, D.; FERREIRA, A. G.; ABRISHAMBAF, R.; MENDES, J.; CABRAL, J. A low traffic overhead transmission power control for wireless body area networks. *IEEE Sensors Journal* 18, 3 (2017), 1301–1313.
- [14] FERREIRA, V.; MUCHALUAT-SAADE, D.; ALBUQUERQUE, C. B-move: A transmission scheduler based on human body movements for wbans. In *2020 IEEE 33rd International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)* (2020), IEEE, pp. 315–320.
- [15] FERREIRA, V. C.; BALBI, H. D.; SEIXAS, F. L.; DE ALBUQUERQUE, C. V. N.; MUCHALUAT-SAADE, D. C. Wireless body area networks: An overview. *Minicurso do XXXV Simpósio Brasileiro de Telecomunicações* (2017).
- [16] FERREIRA, V. C.; CABALLERO, E.; LIMA, R.; BALBI, H.; SEIXAS, F. L.; ALBUQUERQUE, C.; MUCHALUAT-SAADE, D. C. Redes corporais sem fio e suas aplicações em saúde. In *Anais da 37^a JAI – Jornadas de Atualização em Informática* (2018), SBC.
- [17] FERREIRA, V. C.; MUCHALUAT-SAADE, D. C.; DE ALBUQUERQUE, C. V. Estudo sobre estabilidade de rotas em redes corporais sem fio. In *Escola Regional de Computação Aplicada à Saúde (ERCAS-RJ 2018)* (2018), SBC.
- [18] FERREIRA, V. C.; SEIXAS, F. L.; MUCHALUAT-SAADE, D. C.; DE ALBUQUERQUE, C. V. N. Análise do protocolo aodv para roteamento em wireless body area networks. In *Anais do VII Simpósio Brasileiro de Engenharia de Sistemas Computacionais (SBESC)* (2017), pp. 1–8.
- [19] GOSWAMI, D.; SARMA, K. C.; MAHANTA, A. Path loss variation of on-body uwb channel in the frequency bands of ieee 802.15. 6 standard. *Healthcare technology letters* 3, 2 (2016), 129–135.
- [20] GUAN, C.; LIU, B.; LIU, Z.; ZHANG, Y.; ZHANG, X. Jmmm: A mobility model for wbans based on human joint movements. In *Advances in Body Area Networks I*. Springer, 2019, pp. 175–189.
- [21] HAO, Y.; FOSTER, R. Wireless body sensor networks for health-monitoring applications. *Physiological Measurement* 29, 11 (2008), R27.
- [22] HAYAJNEH, T.; ALMASHAQBEH, G.; ULLAH, S.; VASILAKOS, A. V. A survey of wireless technologies coexistence in wban: analysis and open research issues. *Wireless Networks* 20, 8 (2014), 2165–2199.
- [23] HEANEY, S. F.; SCANLON, W. G.; GARCIA-PALACIOS, E.; COTTON, S. L.; MCKERNAN, A. Characterization of inter-body interference in context aware body area networking (caban). In *IEEE GLOBECOM* (2011), IEEE, pp. 586–590.
- [24] HOANG, D. C.; TAN, Y. K.; CHNG, H. B.; PANDA, S. K. Thermal energy harvesting from human warmth for wireless body area network in medical healthcare system. In *International Conference on Power Electronics and Drive Systems (PEDS)* (2009), IEEE, pp. 1277–1282.

- [25] ICNIRP. International commission on non-ionizing radiation protection (ICNIRP) statement on the guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 ghz). *Health Physics* 97, 3 (2009), 257–258.
- [26] INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONIC ENGINEERS. IEEE Standard for Information technology– 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)* (2006), 1–320.
- [27] INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONIC ENGINEERS. IEEE Standard for Local and metropolitan area networks - Part 15.6: Wireless Body Area Networks. Standard, Institute of Electrical and Electronic Engineers, New York, USA, Feb. 2012.
- [28] JAVAID, N.; HAYAT, S.; SHAKIR, M.; KHAN, M. A.; BOUK, S. H.; KHAN, Z. Energy efficient mac protocols in wireless body area sensor networks—a survey. *arXiv preprint arXiv:1303.2072* (2013).
- [29] KARMAKAR, K.; BISWAS, S.; NEOGY, S. Mhrp: A novel mobility handling routing protocol in wireless body area network. In *2017 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET)* (2017), IEEE, pp. 1939–1945.
- [30] KHAN, R.; ALAM, M. M.; PASO, T.; HAAPOLA, J. Throughput and channel aware mac scheduling for smartban standard. *IEEE Access* 7 (2019), 63133–63145.
- [31] KIM, B.-S.; KIM, K.; KIM, K.-I. A survey on mobility support in wireless body area networks. *Sensors* 17, 4 (2017), 797.
- [32] KIM, S.; EOM, D.-S. Link-state-estimation-based transmission power control in wireless body area networks. *IEEE journal of Biomedical and Health Informatics* 18, 4 (2013), 1294–1302.
- [33] KIM, S.; KIM, S.; EOM, D.-S. Rssi/lqi-based transmission power control for body area networks in healthcare environment. *IEEE journal of biomedical and health informatics* 17, 3 (2013), 561–571.
- [34] KUBO, M.; WAGENAAR, R. C.; SALTZMAN, E.; HOLT, K. G. Biomechanical mechanism for transitions in phase and frequency of arm and leg swing during walking. *Biological cybernetics* 91, 2 (2004), 91–98.
- [35] LATRÉ, B.; BRAEM, B.; MOERMAN, I.; BLONDIA, C.; DEMEESTER, P. A survey on wireless body area networks. *Wireless Networks* 17, 1 (2011), 1–18.
- [36] LI, M.; LOU, W.; REN, K. Data security and privacy in wireless body area networks. *IEEE Wireless communications* 17, 1 (2010), 51–58.
- [37] LIMA, R. A.; FERREIRA, V. C.; CABALLERO, E.; ALBUQUERQUE, C. V.; MUCHALUAT-SAADE, D. Uma proposta de camada de aplicação baseada no padrão ieee 11073 para simulação de aplicações de saúde digital em redes corporais sem fio. In *Anais do XIX Simpósio Brasileiro de Computação Aplicada à Saúde* (2019), SBC, pp. 234–245.

- [38] LIMA, R. A.; FERREIRA, V. C.; CABALLERO, E.; ALBUQUERQUE, C. V.; MUCHALUAT SAADE, D. C. Simulation of ISO/IEEE 11073 Personal Health Devices in WBANs. In *ACM MSWiM 2019* (2019), pp. 221–224.
- [39] LIN, C.-H.; LIN, K. C.-J.; CHEN, W.-T. Channel-aware polling-based mac protocol for body area networks: Design and analysis. *IEEE Sensors Journal* 17, 9 (2017), 2936–2948.
- [40] LIU, J.; KWAK, K. S. Hybrid security mechanisms for wireless body area networks. In *2010 Second international conference on ubiquitous and future networks (ICUFN)* (2010), IEEE, pp. 98–103.
- [41] LIU, Y.; LIU, D.; YUE, G. Bgmm: a body gauss-markov based mobility model for body area networks. *Tsinghua Science and Technology* 23, 3 (2018), 277–287.
- [42] MAINANWAL, V.; GUPTA, M.; UPADHAYAY, S. K. A survey on wireless body area network: Security technology and its design methodology issue. In *2015 international conference on innovations in information, embedded and communication systems (ICIECS)* (2015), IEEE, pp. 1–5.
- [43] MASKOOKI, A.; SOH, C. B.; GUNAWAN, E.; LOW, K. S. Opportunistic routing for body area network. In *2011 IEEE Consumer Communications and Networking Conference (CCNC)* (2011), IEEE, pp. 237–241.
- [44] MOHAMED, M.; CHEFFENA, M. Received signal strength based gait authentication. *IEEE Sensors Journal* 18, 16 (2018), 6727–6734.
- [45] MOOSAVI, H.; BUI, F. M. Optimal relay selection and power control with quality-of-service provisioning in wireless body area networks. *IEEE Transactions on Wireless Communications* 15, 8 (2016), 5497–5510.
- [46] MOVASSAGHI, S.; ABOLHASAN, M.; LIPMAN, J. A review of routing protocols in wireless body area networks. *Journal of Networks* 8, 3 (2013), 559–575.
- [47] MOVASSAGHI, S.; ABOLHASAN, M.; LIPMAN, J.; SMITH, D.; JAMALIPOUR, A. Wireless body area networks: A survey. *IEEE Communications Surveys & Tutorials* 16, 3 (2014), 1658–1686.
- [48] NABI, M.; BASTEN, T.; GEILEN, M.; BLAGOJEVIC, M.; HENDRIKS, T. A robust protocol stack for multi-hop wireless body area networks with transmit power adaptation. In *Proceedings of the fifth international conference on body area networks* (2010), ACM, pp. 77–83.
- [49] NABI, M.; GEILEN, M.; BASTEN, T. Moban: A configurable mobility model for wireless body area networks. In *Proceedings of the 4th International ICST Conference on Simulation Tools and Techniques* (2011), ICST, pp. 168–177.
- [50] NARDIS, L. D.; BENEDETTO, M.-G. D. Momo: a group mobility model for future generation mobile wireless networks, 2017.
- [51] NIKOUKAR, A.; RAZA, S.; POOLE, A.; GÜNEŞ, M.; DEZFOULI, B. Low-power wireless for the internet of things: Standards and applications. *IEEE Access* 6 (2018), 67893–67926.

- [52] PAN, R.; CHUA, D.; PATHMASUNTHARAM, J. S.; XU, Y. P. An opportunistic relay protocol with dynamic scheduling in wireless body area sensor network. *IEEE Sensors journal* 15, 7 (2015), 3743–3750.
- [53] PATEL, M.; WANG, J. Applications, challenges, and prospective in emerging body area networking technologies. *IEEE Wireless communications* 17, 1 (2010), 80–88.
- [54] QUWAIDER, M.; BISWAS, S. On-body packet routing algorithms for body sensor networks. In *2009 first international conference on networks & communications* (2009), IEEE, pp. 171–177.
- [55] QUWAIDER, M.; BISWAS, S. Probabilistic routing in on-body sensor networks with postural disconnections. In *Proceedings of the 7th ACM international symposium on Mobility management and wireless access* (2009), ACM, pp. 149–158.
- [56] QUWAIDER, M.; BISWAS, S. Dtn routing in body sensor networks with dynamic postural partitioning. *Ad Hoc Networks* 8, 8 (2010), 824–841.
- [57] RODGERS, M. M.; PAI, V. M.; CONROY, R. S. Recent advances in wearable sensors for health monitoring. *Sensors* 15, 6 (2015), 3119–3126.
- [58] ROSILLO, E. C.; FERREIRA, V.; LIMA, R.; ALBUQUERQUE, C.; MUCHALUAT-SAADE, D. C. Lator: Protocolo de roteamento ciente de qualidade com prevenção de aquecimento para redes corporais sem fio. In *Anais do XXXVIII Simpósio Brasileiro de Redes de Computadores e Sistemas Distribuídos* (2020), SBC, pp. 854–867.
- [59] ROSILLO, E. C.; FERREIRA, V. C.; LIMA, R. A.; ALBUQUERQUE, C.; MUCHALUAT-SAADE, D. C. Lator: Link-quality aware and thermal aware on-demand routing protocol for wban. In *IEEE IWSSIP 2020* (2020), IEEE, pp. 337–342.
- [60] SANDHU, M. M.; AKBAR, M.; BEHZAD, M.; JAVAID, N.; KHAN, Z. A.; QASIM, U. Mobility model for wbans. In *2014 Ninth International Conference on Broadband and Wireless Computing, Communication and Applications* (2014), IEEE, pp. 155–160.
- [61] SANDHU, M. M.; JAVAID, N.; JAMIL, M.; KHAN, Z. A.; IMRAN, M.; ILAHI, M.; KHAN, M. A. Modeling mobility and psychological stress based human postural changes in wireless body area networks. *Computers in Human Behavior* 51 (2015), 1042–1053.
- [62] SMITH, D. B.; HANLEN, L. W. Channel modeling for wireless body area networks. In *Ultra-Low-Power Short-Range Radios*. Springer, 2015, pp. 25–55.
- [63] SMITH, D. B.; MINIUTTI, D.; HANLEN, L. W.; RODDA, D.; GILBERT, B. Dynamic narrowband body area communications: Link-margin based performance analysis and second-order temporal statistics. In *Proceedings of the 2010 IEEE Wireless Communication and Networking Conference* (2010), IEEE.
- [64] SMITH, D. B.; MINIUTTI, D.; LAMAHEWA, T. A.; HANLEN, L. W. Propagation models for body-area networks: A survey and new outlook. *IEEE Antennas and Propagation Magazine* 55, 5 (2013), 97–117.

-
- [65] SRUTHI, R. Medium access control protocols for wireless body area networks: A survey. *Procedia Technology* 25 (2016), 621–628.
- [66] ULLAH, S.; SHEN, B.; RIAZUL ISLAM, S.; KHAN, P.; SALEEM, S.; SUP KWAK, K. A study of MAC protocols for WBANs. *Sensors* 10, 1 (2009), 128–145.
- [67] VALE-CARDOSO, A.; MOREIRA, M.; COELHO, K. K.; VIEIRA, A.; SANTOS, A.; NOGUEIRA, M.; NACIF, J. A. M. A low-cost electronic system for human-body communication. *Electronics* 9, 11 (2020), 1928.
- [68] VAN DER WATEREN, F. The art of developing wsn applications with myrianed. *Chess Company, the Netherlands, Tech. report* (2008).
- [69] VAN ROY, S.; QUITIN, F.; LIU, L.; OESTGES, C.; HORLIN, F.; DRICOT, J.-M.; DE DONCKER, P. Dynamic channel modeling for multi-sensor body area networks. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 61, 4 (2012), 2200–2208.
- [70] VARGA, A. Omnet++. In *Modeling and tools for network simulation*. Springer, 2010, pp. 35–59.
- [71] VON BUREN, T.; MITCHESON, P. D.; GREEN, T. C.; YEATMAN, E. M.; HOLMES, A. S.; TROSTER, G. Optimization of inertial micropower generators for human walking motion. *Sensors* 6, 1 (2006), 28–38.
- [72] WAGENAAR, R.; VAN EMMERIK, R. Resonant frequencies of arms and legs identify different walking patterns. *Journal of biomechanics* 33, 7 (2000), 853–861.
- [73] ZANG, W.; LI, Y. Gait-cycle-driven transmission power control scheme for a wireless body area network. *IEEE journal of biomedical and health informatics* 22, 3 (2017), 697–706.
- [74] ZHEN, B.; PATEL, M.; LEE, S.; WON, E.; ASTRIN, A. TG6 technical requirements document (TRD). *IEEE P802.15 Working Group* (2008).