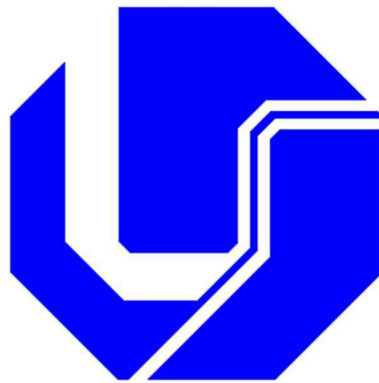


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



**MÉTODO DE ACESSO AO MEIO BASEADO EM PRIORIDADES PARA
MELHORIA DAS TAXAS DE TRANSFERÊNCIA EM WBANS**

Doutorando: Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira

Orientador: Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares

Co-Orientador: Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

Uberlândia-MG
Dezembro de 2017

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**MÉTODO DE ACESSO AO MEIO BASEADO EM PRIORIDADES PARA
MELHORIA DAS TAXAS DE TRANSFERÊNCIA EM WBANS**

Sérgio Ricardo de Jesus Oliveira

Tese apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, na presença da banca de examinadores abaixo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Banca examinadora:

Prof. Dr. Alcimar Barbosa Soares (Orientador)

Prof. Dr. Adriano Alves Pereira (Co-Orientador)

Prof. Dr. Ailton Luiz Dias Siqueira Junior

Prof. Dr. Edilberto Pereira Teixeira

Prof. Dr. Raimes Moraes

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

O48m
2016 Oliveira, Sérgio Ricardo de Jesus, 1967-
 Método de acesso ao meio baseado em prioridades para melhoria
 das taxas de transferência em WBANS / Sérgio Ricardo de Jesus
 Oliveira. - 2017.
 138 f. : il.

 Orientador: Alcimar Barbosa Soares.
 Coorientador: Adriano Alves Pereira.
 Tese (doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
 Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2018.16>
 Inclui bibliografia.

 1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Redes de área corporal (Eletrônica)
- Teses. I. Soares, Alcimar Barbosa. II. Pereira, Adriano Alves. III.
Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica. IV. Título.

CDU: 621.3

Agradecimentos

A Deus pela insistência em me mostrar o caminho, mesmo quando eu não dava a atenção necessária. Hoje percebo o horizonte que Tu escolheste para mim. Obrigado Senhor!

À minha esposa Carmen por se empenhar o quanto possível, acreditando e se dedicando, para que eu vencesse naquilo que era importante para mim.

Ao meu orientador e grande amigo Alcimar pela dedicação, vontade e persistência em me tornar mais. Obrigado pelas broncas!

Aos amigos aqui da FEELT, Kátia Mara, José Maria e Adriano Alves. Vocês são pessoas que tem todo o meu carinho e admiração. Obrigado pela amizade, pelas críticas, pelos incentivos e pelas ajudas sempre que precisei.

Aos meus filhos Pedro Ricardo e Filipe Augusto pelo amor que sinto vindo de vocês e pelo amor incondicional que tenho por vocês.

Aos meus filhos adotivos Daiany Kenea e Breno Abelar, pelo carinho, admiração e respeito que têm por mim. Contem comigo sempre!

À Isabel pelo zelo com nossos filhos, principalmente quando eu não estava presente.

À minha mãe, que é a melhor amiga que já tive na vida, pelo amor incondicional e por acreditar tanto em mim!

Aos meus amigos e parentes, entre eles, Eduardo, Selmo, Flávio, Gislayne, Odaque, Romênia, Henrique e Cyntia. Nos momentos de alegria e de dificuldade estamos sempre juntos. Adoro a união que existe entre nós!

Resumo

Apesar dos avanços das chamadas *Body Area Networks* (BAN), ainda se observa uma demanda crescente por tecnologias que permitam o desenvolvimento de aplicações envolvendo grande densidade de sensores e captação de sinais com taxas de amostragem distintas, impondo exigências não triviais ao protocolo de acesso ao meio na gerência de sistemas sem fio (WBANs). Neste trabalho, o autor apresenta um novo protocolo de acesso ao meio para redes WBAN, baseado em um modelo de prioridades que altera dinamicamente a sequência de leitura dos nós da rede. O protocolo proposto, denominado MAR-PC (*Multiple Access with Reserve and Priority Control*), foi elaborado tomando-se como base o protocolo *Polling* e é capaz de definir a prioridade de cada nó sensor a partir de sua taxa de amostragem e do volume de dados pendente para leitura em cada sensor. Neste protocolo o nó central estima constantemente o tempo restante para estouro de uma memória FIFO contida em cada nó sensor e, a partir daí, estabelece as prioridades de leitura dos mesmos. Com esta estratégia, o nó central, mesmo não estando em comunicação permanente com os sensores, é capaz de avaliar dinamicamente o tempo limite para interrogação de um nó, evitando haja perda de dados. O desempenho do MAR-PC foi testado contra o protocolo *Polling* e outros MACs publicados na literatura recente. Os resultados mostram uma melhoria significativa na taxa de transferência da WBAN em comparação com os protocolos concorrentes, especialmente quando os nós sensores da rede trabalham com diferentes taxas de amostragem.

PALAVRAS-CHAVE

Wireless Body Area Networks, WBAN, MAC, Protocolo.

Abstract

Even with the advances made in the so-called Body Area Networks (BAN), there is still a distinct and growing demand for technology that allows for the development of applications involving a high sensor density and signal collection with a distinct sample rate, which impose non-trivial demands on the Media Access Control (MAC) protocol in wireless system management (WBANS). In this work, the author presents a new media access protocol for WBAN networks, which is based on a priority model that dynamically alters the node sequence reading of the network. The proposed protocol, denominated as MAR-PC (Multiple Access with Reserve and Priority Control), was elaborated by taking as a base the Polling protocol, which is capable of defining the priority of each node sensor from its sample rate as well as the volume of pending data to be read on each sensor. In this protocol the central node constantly estimates the time remaining until a FIFO memory overflow that is contained in each node sensor, and as of this point establish their reading priorities. Through this strategy, the central node, even though it is not in constant communication with the sensors, is capable of dynamically evaluating the time limit for the interrogation of a node, thus avoiding any loss of data. The performance of the MAR-PC was compared to that of a standard Polling protocol and to other MACs published in recent literature. The results show a significant improvement in the throughput of the WBANs in comparison with the competing protocols, especially when the sensor nodes work at distinct and considerably different sampling rates.

KEYWORDS

Wireless Body Area Networks, WBAN, MAC, Protocol.

Sumário

Capítulo 1	Introdução	1
1.1	Motivação	7
1.2	Objetivos	7
1.2.1	Objetivos Específicos	7
1.3	Estrutura da Tese	8
Capítulo 2	WBANs para Aplicações Médicas	10
2.1	Sinais Biomédicos	11
2.1.1	O Sinal EMG	11
2.1.2	O Sinal EEG	14
2.1.3	O Sinal ECG	17
2.1.4	Temperatura Corporal	19
2.1.5	Oximetria	20
2.2	Considerações Finais	22
Capítulo 3	Conceitos Importantes sobre WBANs	23
3.1	Topologias de Rede	23
3.1.1	Topologia em Mesh (Malha)	24
3.1.2	Topologia Árvore (Cluster Tree)	25
3.1.3	Topologia em Estrela (Star)	26
3.2	Conceitos Sobre Comunicação Sem Fio Por Rádio Frequência	29
3.2.1	Spread spectrum	29
3.2.2	Fenômeno de captura	30
3.2.3	Eficiência energética e autonomia do sistema	32
3.2.4	Latência e exatidão	32
3.2.5	Forma de envio de dados	32
3.2.6	Confidencialidade dos dados	34
3.2.7	Integridade de dados	34
3.2.8	Confiabilidade da Rede Sem Fio	34
3.3	Modelo OSI	35
3.4	Métodos de Acesso ao Meio	36

3.4.1	Protocolos de Controle de Acesso por Contenção	38
3.4.2	Protocolos de Controle de Acesso por Reserva	43
3.5	<i>Padrões IEEE Para Comunicação Sem Fio</i>	49
3.5.1	IEEE 802.15.1 – BLUETOOTH	50
3.5.2	ZIGBEE – IEEE 802.15.4	54
3.5.3	WI-FI – IEEE 802.11	56
3.5.4	UWB – IEEE 802.15.6:	58
3.6	<i>Rádios Transceptores Comerciais:</i>	63
3.7	<i>Considerações Finais</i>	66
Capítulo 4	Proposta de Protocolo para Acesso ao Meio	67
4.1	<i>Introdução</i>	67
4.2	<i>Modelo de WBAN para Implementação e Teste do Protocolo MAR-PC</i>	68
4.2.1	Características da WBAN	68
4.2.2	Computador	69
4.2.3	Nó Central.....	69
4.2.4	Nós Sensores	69
4.2.5	Operação da WBAN	70
4.2.6	Operação do Computador	71
4.2.7	Operação do Nó Central	72
4.2.8	Operação dos Nós Sensores	74
4.3	<i>Requisitos e Especificações da WBAN</i>	75
4.3.1	Requisitos e Especificações do Computador	75
4.3.2	Requisitos e Especificações do Nó Central	76
4.3.3	Requisitos e Especificações dos Nós Sensores	78
4.3.4	Pacotes de Comunicação da WBAN.....	80
4.3.5	Estrutura dos payloads Nó Central ↔ Computador.....	82
4.3.6	Estrutura dos payloads Nó Central ↔ Nós Sensores	84
4.4	<i>O Protocolo MAR-PC</i>	86
4.4.1	Operação do MAR-PC	87
4.4.2	Gerência de Prioridades	88
4.4.3	Leitura dos Nós Sensores.....	91
4.5	<i>Considerações Finais</i>	92
Capítulo 5	Resultados e Discussão	94
5.1	<i>Implementação Prática da WBAN</i>	94

5.1.1	Computador Pessoal.....	94
5.1.2	Nó Central.....	95
5.1.3	Nós Sensores	95
5.2	<i>Payloads da Comunicação</i>	95
5.2.1	Payloads Computador ↔ Nó Central	96
5.3	<i>Algoritmos de Operação da WBAN</i>	107
5.4	<i>Configuração e Execução</i>	107
5.5	<i>Protocolo experimental</i>	108
5.5.1	Experimento 1: Todos os nós sensores operando com a mesma taxa de amostragem, no limite de operação da rede	109
5.5.2	Experimento 2: Nós sensores operando com frequências distintas e dentro do limite de operação da rede	109
5.5.3	Experimento 3: Ponto de falha por overflow	110
5.5.4	Experimento 4: Taxa de transferência da rede (throughput) com diferentes números de nós sensores ativos, sob o controle do protocolo MAR-PC	110
5.6	<i>Resultados</i>	111
5.6.1	Experimento 1: Todos os nós sensores operando com a mesma taxa de amostragem, no limite de operação da rede	111
5.6.2	Experimento 2: Nós sensores operando com frequências distintas e dentro do limite de operação da rede	112
5.6.3	Experimento 3: Ponto de falha por overflow da FIFO	113
5.6.4	Experimento 4: Taxa de transferência da rede (throughput) com diferentes números de nós sensores ativos, sob o controle do protocolo MAR-PC	116
5.7	<i>Discussão</i>	118
5.8	<i>Considerações Finais</i>	124
Capítulo 6	Conclusão	125
Capítulo 7	Referências Bibliográficas	127

Índice de Figuras

Figura 2.1 – Sinal gerado por várias fibras musculares – MUAP. Extraído de [39].	12
Figura 2.2 - Origem do sinal EMG. Modificado de [40].	13
Figura 2.3 - Posicionamento dos eletrodos para realização do EEG, utilizando o sistema internacional 10-20. Extraído de [44].	15
Figura 2.4 - Formas de ondas do sinal EEG. Modificado de [46].	16
Figura 2.5 - Eletrodos para EEG.	17
Figura 2.6 - Potenciais de ação do coração e sinal ECG. Modificado de [49].	18
Figura 2.7 - Curva pletismográfica de um oxímetro de pulso. Extraído de [55].	21
Figura 3.1 – Propagação da informação na topologia em malha – Mesh.	25
Figura 3.2 – Propagação da informação na topologia em Árvore.	26
Figura 3.3 – Propagação da informação na topologia em Estrela.	27
Figura 3.4 – Propagação da informação na topologia em Cluster.	28
Figura 3.5 - MAC CSMA/CA para acesso ao canal RF de uma rede sem fio.	42
Figura 3.6 - Representação de nó escondido.	43
Figura 3.7 - Topologia em estrela com método de acesso do tipo Polling.	45
Figura 3.8 - Divisão de frequência no protocolo FDMA.	46
Figura 3.9 - Divisão de tempo no protocolo TDMA.	47
Figura 3.10 - Divisão de código no protocolo CDMA.	48
Figura 3.11 – Uma scatternet formada por duas piconets.	51
Figura 3.12 - Estrutura do PPDU da camada física Narrowband.	59
Figura 3.13 - Aplicações para a camada física HBC. Extraído de [16].	61
Figura 4.1 - Estrutura da WBAN.	68
Figura 4.2 - Diagrama de operação do Computador.	71
Figura 4.3 - Diagrama de estado da operação do nó central.	73
Figura 4.4 - Diagrama de operação do nó sensor.	74
Figura 4.5 - Estrutura de pacotes do MAR-PC.	82
Figura 4.6 - Processo de leitura dos sensores pelo nó central.	84
Figura 4.7 - Leitura dos Sensores.	92
Figura 5.1 – Percentual de preenchimento da FIFO do nó sensor 1. Todos os sensores da WBAN operando com $T_{Smax} = 280Hz$.	112
Figura 5.2 - Percentual de preenchimento da FIFO para os nós sensores 1 e 2. Nós sensores 1, 3 e 5 operando com $T_{Smax} = 500Hz$ e nós 2, 4, 6, 7, 8 e 9 operando com $T_s = 10Hz$.	113
Figura 5.3 - Nível de preenchimento da FIFO para os nós sensores 1 e 2, com 4 nós da rede (1, 3, 5 e 7) operando com $T_{Smax} = 500Hz$. Nós sensores 2, 4, 6, 8 e 9 operando com $T_s = 10Hz$.	114

Figura 5.4 - Nível de preenchimento da FIFO para os nós sensores 1 e 2, com 5 nós da rede (1, 3, 5, 7 e 9) operando com $T_{Smax} = 500Hz$. Nós sensores 2, 4, 6 e 8 operando com $T_s = 10Hz$	115
Figura 5.5 - Nível de preenchimento da FIFO para os nós sensores 1 e 2, com 6 nós da rede (1, 3, 5, 6, 7 e 9) operando com $T_{Smax} = 500Hz$. Nós sensores 2, 4 e 8 operando com $T_s = 10Hz$	116
Figura 5.6 - Throughput versus número de nós sensores para o MAR-PC, TraPy-MAC e IEEE 812.15.4 [32].	118

Índice de Tabelas

Tabela 2.1 - Ondas observadas no sinal EEG. Extraído de [46].	16
Tabela 3.1 - Classes de potência e alcance de equipamentos Bluetooth.	50
Tabela 4.1 - Estrutura do payload Computador → Nó Central.	83
Tabela 4.2 - Estrutura do payload Nó Central → Computador.	83
Tabela 4.3 - Estrutura do payload Nó Central → Nó Sensor.	84
Tabela 4.4 - Estrutura do payload Nó Sensor → Nó Central.	85
Tabela 5.1 - Payload para DISPARO DA AQUISIÇÃO.	96
Tabela 5.2 - Payload para INTERRUPÇÃO DA AQUISIÇÃO.	97
Tabela 5.3 - Payload CONFIGURA SENSORES.	97
Tabela 5.4 - Descrição dos campos do payload CONFIGURA SENSORES.	98
Tabela 5.5 - Payload RESET DOS SENSORES.	100
Tabela 5.6 - Payload DADOS.	101
Tabela 5.7 - Níveis de preenchimento da memória FIFO.	102
Tabela 5.8 – Campo Comandos de Resposta.	102
Tabela 5.9 - Payload CONFIGURAÇÃO DO SENSOR.	103
Tabela 5.10 - Descrição dos tipos de endereços dos sensores.	103
Tabela 5.11 - Payload DISPARO DA AQUISIÇÃO (BROADCAST).	103
Tabela 5.12 - Payload INTERRUPÇÃO DA AQUISIÇÃO (BROADCAST).	104
Tabela 5.13 - Payload DADOS DO SENSOR.	104
Tabela 5.14 - Payload RESET DOS SENSORES.	105
Tabela 5.15 - Payload RESPOSTA DADOS.	105
Tabela 5.16 - Informações do campo NOTAS.	106
Tabela 5.17 - Payload RESPOSTA CONFIGURAÇÃO.	107

Índice de Abreviaturas

AES	<i>Advanced Encryption Standard</i> (Padrão de criptografia avançada)
A/D	Conversor Analógico para Digital
AP	<i>Access Point</i> (Ponto de Acesso)
AV	Nódulo Atrioventricular
CDMA	<i>Code Division Multiple Access</i> (Acesso Múltiplo por Divisão de Código)
CRC	<i>Cyclic Redundancy Check</i> (Verificação de redundância cíclica)
CSMA	<i>Carrier Sense Multiple Access</i> (Acesso múltiplo com verificação de portadora) <i>Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance</i> (Acesso múltiplo com
CSMA/CA	verificação de portadora e prevenção de colisão)
CSMA/CD	<i>Carrier Sense Multiple Access with Collision Detect</i> (Acesso múltiplo com verificação de portadora e detecção de colisão)
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
FDMA	<i>Frequency Division Multiple Access</i> (Acesso Múltiplo por Divisão de Frequência)
FIFO	<i>First In First Out</i> (Primeiro a entrar primeiro a sair)
FSC	<i>Frequency shift coding</i> (codificação por desvio de frequência)
HBC	<i>Human body communications</i> (Comunicação através do corpo humano)
HBMI	<i>Hybrid Brain–Machine Interface</i> (interface híbrida cérebro – máquina).
IHM	Interface Homem Máquina
ISM	<i>Industrial, Scientific and Medical</i> (Industrial, Científico e Médico)
ISSO	<i>International Standard Organization</i> (Padrão Internacional de Organização)
MAC	<i>Medium Access Control</i> (Método de Acesso ao Meio)
MFAP	<i>Muscular Fiber Action Potential</i> (Potencial de Ação de uma Fibra Muscular)
MUAP	<i>Motor Unit Action Potential</i> (Potencial de Ação de uma Unidade Motora)
MUAPT	<i>Motor Unit Action Potential Train</i> (Trem de Potenciais de Ação de uma Unidade Motora)
OSI	<i>Open Systems Interconnection</i> (Interconexão de sistemas abertos)
PAN	<i>Personal Area Networks</i> (Rede de área pessoal)
PLCP	<i>Physical Layer Convergence Procedure</i> (Processo de convergência da camada física)
PPDU	<i>Physical Protocol Data Unit</i> (Estrutura física do protocolo da unidade de dados)
PSDU	<i>Physical Service Data Unit</i> (Unidade física do serviço de dados)
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i> (Modulação por largura de pulso)
QoS	<i>Quality of Servic</i> (Qualidade de Serviço)
RAM	<i>Randomic Access Memory</i> (Memória de acesso aleatório)
RF	Rádio Frequência
RTD	<i>Resistance Temperature Detector</i> (Resistor dependente da temperatura)
RTS/CTS	<i>Request To Send / Clear To Send</i> (Solicitar para enviar / Livre para enviar)
SPI	<i>Serial Port Interface</i> (Interface de porta serial)
TDMA	<i>Time Division Multiple Access</i> (Acesso Múltiplo por Divisão de Tempo)
WBAN	<i>Wireless Body Area Network</i> (Área de Rede Corporal sem Fio)

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A humanidade, ao longo da história, tem mantido uma busca incessante por informações que possam ampliar o conhecimento sobre os processos internos de funcionamento do corpo humano. Para isso, os sensores para monitoramento de atividades fisiológicas têm se apresentado como um importante aliado. Um bom exemplo desta afirmação é o trabalho desenvolvido por Nicolelis [1] no qual ele propõe o desenvolvimento de uma interface entre o cérebro humano e máquinas, a qual foi denominada por *Hybrid Brain–Machine Interface* – HBMI (interface híbrida cérebro – máquina).

Nesta mesma direção, observa-se o surgimento de novos equipamentos que, ao receberem os sinais captados pelos sensores, produzem novas e importantes informações a partir da fisiologia humana. Exemplo disso é o trabalho de Abreu [2], que em 2012 propõe a utilização dos sinais de eletrocardiografia para fins de autenticação pessoal.

Como resultado, as informações provenientes destes equipamentos têm contribuído para o surgimento de diagnósticos com maior riqueza de detalhes. Estas novidades poderão abrir espaço para que pesquisadores, médicos e terapeutas desenvolvam novas formas de tratamento para patologias e limitações físicas do ser humano. Neste caminho, Nicolelis et al. [1], propõem a utilização da HBMI para controlar dispositivos que, no futuro, poderiam restaurar funções sensoriais e motoras perdidas devido a lesão ou doença.

Apesar destes reais benefícios, durante a realização de alguns exames, o fio que conecta o sensor fixado no paciente e o equipamento que

receberá o sinal capturado pelo sensor, poderá ser um inconveniente. Tal afirmação se justifica pelo fato de que, o movimento do fio poderá provocar ruídos de artefato, possivelmente afetando a qualidade do exame e ainda podendo limitar os movimentos do sujeito.

Situação como esta pode ocorrer em um exame de polissonografia, cujo objetivo é obter informações úteis no estudo do sono e de suas variáveis fisiológicas [3]. Para isso, são posicionados sensores no paciente para captação de diversos tipos de informações biomédicas, entre elas a Eletroencefalografia – EEG, Oximetria, Eletrocardiografia – ECG, temperatura corporal entre outros. Todos estes sensores possuem fios que levam a informação captada até o equipamento para armazenamento. Um equipamento típico, como aqueles utilizados em clínicas para exames de polissonografia, possui entre 32 e 64 canais. Para cada canal é necessário um fio, logo, a presença destes pode afetar o conforto do paciente, ao mesmo tempo em que pode comprometer a qualidade do exame, devido às possíveis movimentações do paciente durante o sono.

Essa realidade sugere que a ausência dos fios traria significativos benefícios para esse tipo de exame, principalmente no que se refere à qualidade do sono do paciente, uma vez que os fios não seriam mais um inconveniente. O próprio exame também poderia ser beneficiado, já que os ruídos de artefato seriam reduzidos pela ausência dos fios.

Neste cenário, as *Wireless Body Area Network* – WBANs (Redes de Área Corporal sem Fio) se apresentam como uma promissora opção na eliminação dos fios durante a realização de exames como a polissonografia, avaliação de atletas, monitoramento da atividade cardíaca etc. Tais redes estabelecem uma comunicação via rádio frequência para transferência dos dados captados pelos sensores, em direção ao concentrador de dados normalmente denominado por nó central.

As *Wireless Body Area Networks* (WBAN) [4], [5] têm sido utilizadas nos mais diversos tipos de aplicações e cenários na área da saúde, abrindo um novo paradigma na forma de avaliar e tratar patologias, seja pelo monitoramento remoto de pacientes, pela avaliação on-line de atletas durante a realização de atividades físicas ou mesmo permitindo a administração remota de fármacos a

partir da monitoramento remoto de informações fisiológicas por profissionais da saúde [6], [7], [8].

Apesar dos benefícios e do amplo leque de aplicações na área médica, fisioterapêutica e esportiva, em várias aplicações a eficiência na transferência dos dados captados pelos sensores para o nó central (coordenador da rede) pode ser comprometida. Como exemplo, considere uma WBAN utilizada na avaliação de velocistas. Este experimento hipotético poderia incluir a captação de dados EMG, a uma taxa de amostragem de 500Hz, ECG a 200Hz, frequência respiratória a 100Hz e, por fim, temperatura corporal a 10Hz. Apesar de existirem diversas abordagens para implementar tal sistema a partir de uma rede WBAN, é importante que a taxa de acesso a cada nó sensor pelo nó central da rede seja compatível com as taxas de amostragem de cada sinal, evitando assim, perda de informações importantes por excesso de dados não lidos do nó sensor. Isso significa que, os sensores operando a taxas de amostragem maiores devem ser lidos pelo nó central com maior frequência em relação aos demais [9], [6], [10].

Tal situação gera consequências importantes que comprometem a eficiência dos principais protocolos MAC (*Medium Access Control*) utilizados pelos padrões IEEE 802.15.1 [11], [12], [13], IEEE 802.15.4 [14], [15] e IEEE 802.15.6 [16], [17] comumente referenciados em implementações de WBANs. Como exemplo destes protocolos, o método de acesso CSMA/CA (*Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance*) definido na camada MAC é um método de acesso múltiplo à rede em que os nós buscam evitar colisões transmitindo seus dados apenas quando o canal está livre. Tal estratégia gera uma disputa entre os nós da rede pelo canal RF (rádio frequência) [6]. Como resultado, em situações como a descrita anteriormente, os sensores que operam com maior taxa de amostragem, contribuem para o aumento da probabilidade de colisão entre os nós durante a transmissão, degradando a taxa de transferência da rede (*throughput*) em proporção à demanda (pelo canal RF) de cada sensor [18].

Buscando contornar essas limitações, Ullah et al. [19], em abril de 2017, apresentam um protocolo denominado por TraPy-MAC, cuja estrutura de operação é fundamentada em um modelo de prioridade, definido a partir da categoria de cada sinal que estiver sendo monitorado. Neste MAC, os sinais estão organizados em quatro categorias de prioridade: CP (*Critical data Packet*),

RP (*Reliability data Packet*), DP (*Delay data Packet*) e OP (*Ordinary Packet*), sendo o mais prioritário CP e o menos prioritário OP.

A categoria OP envolve sinais como, por exemplo, o nível de glicose, DP refere-se aos sinais de áudio/vídeo para monitoramento da posição na qual o paciente dorme, corre, caminha etc, RP são sinais requerem atenção como a alta frequência respiratória e CP são sinais que requerem prioridade máxima como a baixa frequência cardíaca ou baixa frequência respiratória.

No TraPy-MAC, em condições não-emergenciais, os nós sensores disputam no campo CAP (*Contention Access Period*) do superframe, pelo direito de uso de um dos slots DTS (*Data Transfer Slots*) para transmissão dos seus dados ao nó central.

Uma condição emergencial é estabelecida quando o sinal monitorado por algum dos nós sensores classificados como RP e CP extrapola uma determinada faixa definida como normal. Sob esta condição e no próximo superframe gerado pelo nó central, o nó sob condição emergencial transmite um sinal de alerta ao nó central utilizando algum dos slots EB (*Emergency-Beacon*) e o nó central responde alocando slots no campo ETS (*Emergency Data Transfer Slots*) para este nó sensor, com base no nível de prioridade que ele apresente.

O campo CAP é composto por 16 slots, portanto, 16 nós da rede conquistarão o direito de transmitir seus dados utilizando um dos slots do campo DTS do superframe.

Na avaliação do protocolo, os autores compararam os resultados do TraPy-MAC com alguns outros protocolos, entre eles o IEEE 802.15.4, obtendo bons resultados. No entanto, o TraPy-MAC apresenta algumas características que podem limitar sua eficiência sob condições de alta demanda dos nós sensores. Uma delas é que os nós sensores disputam pelo direito de transmissão em igualdade de condições, mesmo quando o volume de dados de cada sensor é diferente. Esta igualdade só é alterada quando os nós sensores classificados com RP e CP desejam transmitir. Nestes nós o nível de prioridade é maior, mesmo quando o volume de dados é pequeno, podendo assim limitar a taxa de transferência da rede operando sob este protocolo. Além disso, o tamanho do pacote de dados é fixo, o que pode também limitar o valor da taxa de transferência quando um nó sensor transmitir seu pacote parcialmente preenchido.

De forma análoga, protocolos que operam por agendamento, como *Polling* e TDMA (*Time Division Multiple Access*) também teriam sua eficiência comprometida em situações semelhantes. O TDMA reserva slots de tempo para que cada nó transmita seus dados ao nó central [5], como resultado, os nós com maior taxa de amostragem terão maior dificuldade para transmitir suas informações, pois, uma vez que completaram uma transmissão, devem aguardar até que todos os nós utilizem seus slots para então receber o próximo slot de transmissão [6]. Tal limitação também se observa no protocolo *Polling*, em que o nó central interroga, em uma sequência previamente definida, cada nó sensor da WBAN para leitura de dados [20], [21].

Como alternativa para problemas similares ao destacado, em que determinados nós de uma rede necessitam de acesso intenso ao meio enquanto outros exigem apenas acessos esporádicos, mantendo-se inativos por um grande período de tempo, Sharon et al. [20] propõem um protocolo MAC em que são utilizados dois canais de comunicação RF, sendo um para transmissão do nó central para os nós sensores e outro para transmissão dos nós sensores para o nó central. Os nós são divididos em dois anéis: ativo, que contém os nós que possuem dados a serem transmitidos ao nó central; e *idle*, que contém os nós que não possuem dados a serem transmitidos. A estratégia implementada pelos autores explora o chamado fenômeno de captura [22], [23], permitindo ações simultâneas de transmissão de pacotes dos dois nós para o nó central e, com isso, dando aos nós do anel ativo uma certa prioridade sobre os do anel *idle*, o que tende a minimizar consideravelmente as comunicações entre o nó central e nós *idle*, levando a maiores taxas de transmissão para os nós ativos e menores atrasos de acesso ao meio. Entretanto, segundo os autores, um dos requisitos essenciais para operação deste protocolo é que a distância relativa entre o nó central e o nó mais distante seja fixa, caso isso não ocorra, o desempenho deste MAC é fortemente comprometido. Tal exigência praticamente inviabiliza a utilização deste protocolo em WBANs, uma vez que a distância entre os nós sensores e o nó central não é, necessariamente fixa.

Rezvani et al. [24] propuseram um modelo de MAC a partir do protocolo TDMA para aumento da taxa de transferência do canal RF e redução do consumo de energia dos nós, utilizando um algoritmo para sincronização entre os nós sensores e o nó central. No modelo proposto, os nós entram em estado

de dormência enquanto não houverem dados a serem transmitidos e acordam antes da chegada do próximo pacote RF do nó central. Os resultados mostraram um aumento da taxa de transferência da WBAN, em grande parte devido à redução das colisões, quando comparados aos padrões IEEE 802.15.4. Contudo, em situações exigindo altas taxas de amostragem e monitoração em tempo real, a inclusão de estados de dormência seria severamente restringida, o que elevaria a possibilidade de colisões.

Alguns autores têm proposto modelos de WBANs baseados em transceptores RF que operam fora dos padrões IEEE, como por exemplo os dispositivos nRF24L01+ e nRF24E1 (*Nordic Semiconductor*) [25], [26]. Estes dispositivos permitem a criação de redes com mais de 1000 nós e suportam taxas de transferência de dados que podem chegar a 2Mbps. Apoiados neste transceptor, Chen et al. [27] propuseram a criação de um protocolo para WBAN, objetivando corrigir problemas de colisão entre pacotes RF transmitidos simultaneamente por sensores biomédicos (nós) ao nó central. Para tal, os autores propõem que a cada pacote transmitido, sejam também incluídas informações relativas ao número do pacote, aviso de colisão e pedido de retransmissão. Os resultados apresentados demonstram a ausência de perda de dados, mesmo quando retransmissões eram requeridas. No entanto, apesar das informações sobre o número do pacote transmitido e o aviso de colisão facilitarem a tarefa de solicitação de retransmissão de pacotes não recebidos pelo nó central, aumentando o *Quality of Service* (QoS) [22], tal estratégia não impede a ocorrência de colisões, tornando este protocolo tão limitado quanto o CSMA/CA, em aplicações como aquela tomada como exemplo no início desta seção.

Em geral, as técnicas desenvolvidas para melhorar a taxa de transferência em WBANs foram focadas em estratégias para aumentar a eficiência da comunicação entre os nós da rede [10], [5], [20], [21], [27], [28], [29]. No entanto, a diversidade de taxas de amostragem dos sinais biomédicos geralmente não é levada em consideração no projeto de protocolos de comunicação para WBANs, o que poderia levar a falhas ou perda de dados, como mostrado anteriormente.

1.1 Motivação

Numa tentativa de contribuir para a superação dos problemas destacados, o autor propõe um novo protocolo de acesso ao meio para redes WBAN baseado em um modelo de prioridades que altera dinamicamente a sequência de leitura dos nós da rede (nós sensores). O modelo proposto é capaz de definir a prioridade de leitura de cada nó sensor a partir de sua taxa de amostragem e do volume de dados pendente para leitura. O autor hipotetiza que tal estratégia possa aumentar a eficiência na captura dos dados dos sensores, reduzindo a probabilidade de perdas de dados em situações onde os diversos nós da rede operam a taxas de amostragem diversas e muito distintas entre si. Como resultado final espera-se um aumento da taxa de transferência da rede (*throughput*), principalmente dos nós sensores que operam com taxas de amostragem mais elevadas.

1.2 Objetivos

Diante do exposto e com vistas a aumentar a taxa de transferência de dados dos sensores para o nó central, este trabalho propõe um método de acesso ao meio (MAC) a partir do protocolo *Polling*, denominado por MAR-PC (*Multiple Access with Reserve and Priority Control*) para gerência de WBANs. O MAR-PC será implementado em uma rede montada a partir dos transceptores comerciais e sua performance deverá ser comparada ao protocolo *Polling* padrão, que também tem sido referenciado em diversas publicações como ponto de partida e *benchmarking* para novas estratégias envolvendo protocolos WBAN [21], [30], [31], [20], [11], [16]. Além disso, a performance do MAR-PC também será comparada com outros importantes protocolos disponíveis na literatura recente [32], [33].

1.2.1 Objetivos Específicos

De forma mais específica os objetivos deste trabalho são:

1. Desenvolver a estrutura de funcionamento do MAR-PC, considerando as atividades desempenhadas pelo nó central e nós sensores;

2. Descrever a WBAN, modelo de operação, requisitos e especificações para o nó central, nós sensores e computador e estrutura dos pacotes de comunicação;
3. Descrever o modelo de prioridade desenvolvido para gerência da sequência de leitura dos nós sensores na WBAN;
4. Descrever o protocolo MAR-PC, considerando os benefícios para aplicações na captura de sinais biomédicos;
5. Implementação em laboratório da WBAN;
6. Desenvolvimento dos softwares destinados a executar os protocolos MAR-PC e *Polling*, tanto nos nós sensores como no nó central;
7. Desenvolvimento do software a ser executado no computador para configuração da WBAN e, apresentação e armazenamento dos dados lidos dos nós sensores;
8. Elaboração do protocolo experimental para avaliação de desempenho do protocolo MAR-PC;

1.3 Estrutura da Tese

Estruturalmente a tese está organizada da seguinte forma:

- ✓ **Capítulo 1:** Apresenta a introdução, motivação, objetivos e estrutura do trabalho;
- ✓ **Capítulo 2:** Discorre sobre a fisiologia de alguns sinais biomédicos e o nível de exigência que cada um impõe a uma WBAN;
- ✓ **Capítulo 3:** Mostra conceitos e características sobre a comunicação sem fio e os protocolos de acesso ao meio comumente utilizados em WBANs;
- ✓ **Capítulo 4:** Detalha a estrutura e a filosofia de operação do protocolo MAR-PC e descreve o modelo de WBAN concebido para desenvolvimento e implementação prática dos protocolos;
- ✓ **Capítulo 5:** Trata da implementação prática da WBAN e do protocolo MAR-PC, descreve os experimentos de avaliação do MAR-PC, apresenta os resultados e as discussões;

- ✓ **Capítulo 6:** Dedicado à conclusão final da tese e propostas de trabalho futuro;
- ✓ **Capítulo 7:** Relaciona a bibliografia consultada.

CAPÍTULO 2

WBANS PARA APLICAÇÕES MÉDICAS

As WBANs são tecnologias em franco crescimento na área biomédica, proporcionando reais benefícios para o paciente e profissionais da saúde, na busca por tratamentos mais efetivos. Em sintonia com essa questão, Ahmad et al. [34] na universidade de Punjab no Paquistão discute sobre esses benefícios, mostrando como as WBANs poderiam ser aplicadas para monitoramento remoto de pacientes, com atenção especial aos aspectos de conforto, por não ter fios conectados nos sensores fixados no paciente, e também pelo lado do profissional de saúde, que agora poderá monitorar os sinais capturados pelos sensores da WBAN de forma *online*. Neste mesmo caminho, Ragesh e Baskaran [35] ressaltam o grande interesse pelas tecnologias sem fio para viabilizar o monitoramento remoto de pacientes de forma discreta, confiável e de custo atraente, proporcionando praticidade aos pacientes e profissionais de saúde no uso das WBANs.

No entanto, esta tecnologia, mesmo tão promissora, ainda esbarra em importantes desafios para se popularizar nos centros de saúde [7]. Tais desafios, em parte, são provenientes do fato de que, os sinais transferidos entre sensor e nó central nas WBANs serem captados no corpo humano por sensores dos mais diversos tipos, como o EEG, ECG, EMG, temperatura, frequência respiratória, taxa de batimentos cardíacos, entre outros. Estes sinais apresentam características que se diferem muito de um para outro. Tais diferenças afetam principalmente a taxa de amostragem, que em alguns tipos de sinais biomédicos é significativamente alta, podendo chegar a 1kHz.

O número de sinais capturados simultaneamente, também é alto e em alguns tipos de exames pode envolver até 40 sensores, como no caso da polissonografia [3]. Essa pluralidade de sinais exige que as WBANs apresentem características que permitam conduzir os sinais dos sensores em direção ao nó central, mantendo suas características, ao mesmo tempo em que permita a transferência simultânea para o nó central dos mais distintos tipos sinais.

Diante disso, neste capítulo será feita uma discussão sobre alguns tipos de sinais biomédicos, considerando suas características, taxas de amostragem e o nível de exigência que cada tipo de sinal impõe à WBAN.

2.1 Sinais Biomédicos

2.1.1 O Sinal Eletromiográfico – EMG

Nas fibras musculares são geradas pequenas correntes elétricas objetivando a produção de força. Estas correntes são produzidas pela mudança de íons através das fibras musculares, durante o processo de contração. O sinal chamado de eletromiografia - EMG é resultante da somação algébrica de todos os potenciais elétricos gerados pelas fibras musculares e aqueles ocorridos nas imediações dos eletrodos em função do tempo [36], [37], [38].

O potencial de ação gerado por uma única fibra muscular é chamado de *Muscular Fiber Action Potential* – MFAP (Potencial de Ação de uma Fibra Muscular) e é a unidade básica que dará origem ao sinal EMG.

Normalmente o potencial de ação de uma única fibra muscular não é detectado, pelo fato de que as fibras são excitadas em grupo através do Motoneurônio Alfa. O axônio deste neurônio inerva simultaneamente em diversas fibras musculares, formando a placa motora. Quando esta recebe o potencial de ação do Motoneurônio Alfa, as fibras musculares que formam a placa motora produzirão um potencial de ação denominado por *Motor Unit Action Potential* – MUAP (Potencial de Ação de uma Unidade Motora). O MUAP é

resultante do somatório dos potenciais de ação das fibras musculares que compõem a placa motora [39], [40]. A Figura 2.1 ilustra este processo.

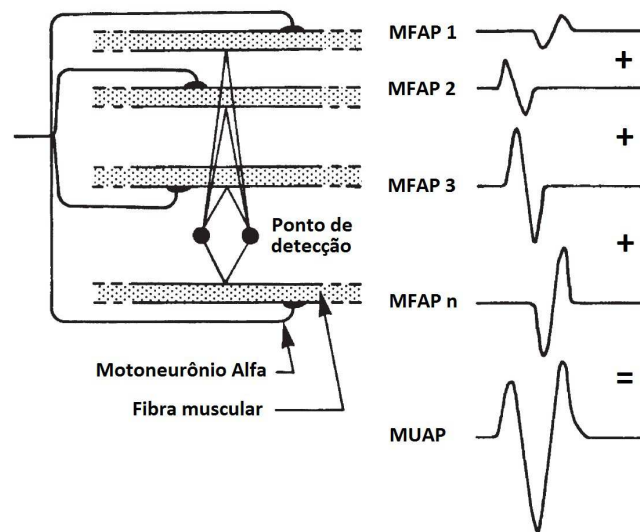


Figura 2.1 – Sinal gerado por várias fibras musculares – MUAP. Extraído de [39].

Na figura, a atividade elétrica produzida por cada unidade motora se apresentará, no ponto de detecção, com amplitude, atraso de tempo e fase definidos em função da sua localização em relação ao ponto de detecção. Como resultado, o sinal detectado será a somatória dos sinais elétricos produzidos pelas fibras musculares no ponto de detecção.

As unidades motoras devem ser disparadas repetidamente para manter ou incrementar a força gerada pelo músculo. Desta forma, para a contração das fibras musculares de cada unidade motora são geradas múltiplas MUAPs. O conjunto de MUAPs, posicionadas em seus instantes de ocorrência e separadas pelos intervalos entre cada descarga (disparo), é chamado de *Motor Unit Action Potential Train* – MUAPT (Trem de Potenciais de Ação de uma Unidade Motora).

À medida que o nível de contração aumenta, o número de unidades motoras recrutadas e o número de MUAPs por segundo em cada trem também aumentam. Adicionalmente, unidades motoras maiores, que produzem MUAPs por segundo mais intensas, se tornarão ativas à medida que o nível de força aumenta [39].

Finalmente, o sinal EMG é resultante da somatória dos sinais de diversas MUAPTs. A Figura 2.2 ilustra a forma como este sinal é obtido.

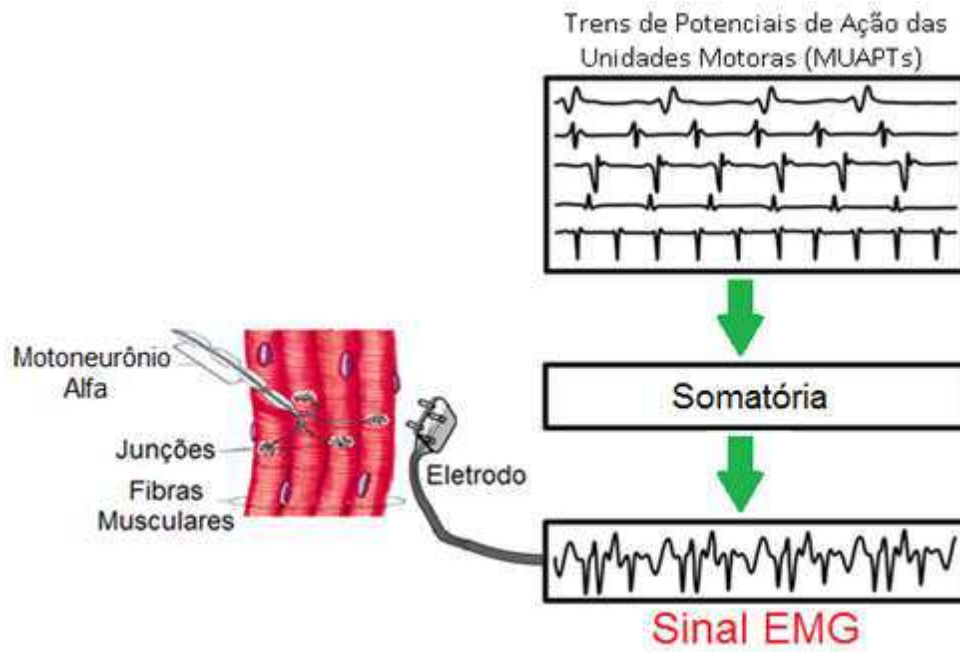


Figura 2.2 - Origem do sinal EMG. Modificado de [40].

A captação do sinal EMG é realizada pela fixação de eletrodos na superfície da pele, ou de forma invasiva, diretamente sobre as fibras musculares. A eletromiografia de superfície é método mais comum de captação do sinal EMG, pelo fato de ser não invasivo. O método invasivo é realizado através procedimento específico por meio de agulhas ou fios [37].

O sinal EMG captado sobre a pele, mesmo apresentando um menor conteúdo espectral, quando comparado ao captado de forma invasiva, ainda apresenta um conteúdo de informações riquíssimo sobre a atividade muscular. Estas informações são muito úteis em diversas áreas como, pesquisas científicas, exames clínicos, reabilitação, ergonomia, ciências do esporte etc.

De acordo com Marchetti e Duarte [41] e seguindo o que determina o teorema de Nyquist [42], a taxa de aquisição de dados durante a captura do sinal EMG deverá ser escolhida, preservando-se a composição espectral do sinal na banda de interesse. Assim, segundo os autores, o EMG de superfície pode ter frequências que podem chegar a 500Hz, em muitas das aplicações. A frequência máxima é afetada por fatores como o tipo de unidade motora e tipo de contração, tamanho do eletrodo e distância entre eletrodos e músculo, entre outros fatores. Desta forma, a taxa de aquisição deverá ser, pelo teorema de Nyquist, de pelo menos de 1kHz.

Consultando os sites de fabricantes sugeridos por Marchetti e Duarte [41], pode-se observar que nos equipamentos para captura do sinal EMG, o número máximo de canais fica em torno de 16, sendo que os mais comuns são de 8 canais. Pelo exposto pode-se observar que, uma WBAN para captura do sinal EMG deverá ser capaz de transferir um razoável volume de dados, em função do número de canais e da taxa de aquisição necessárias à captura do sinal EMG. Para uma aplicação com 4 sensores para captura do sinal EMG, a uma taxa de amostragem de 1000Hz e com cada amostra digitalizada em 16 bits, o volume de dados gerados a cada segundo pelos 4 sensores será $4 \times 1000 \times 16 \text{ bits}$, o que resulta em um total de 64kbps de dados para serem transmitidos dos sensores para o nó central. Nesta situação exemplo, cada nó sensor EMG estará produzindo um volume de 16kbps de informação EMG que deverá ser lida pelo nó central.

2.1.2 O Sinal EEG

O eletroencefalograma – EEG é uma técnica que tem por objetivo a captação da atividade elétrica cerebral, através da fixação de eletrodos sobre a superfície do escalpo. Este exame é derivado dos trabalhos do psiquiatra alemão Hans Berger que, em seus experimentos, percebeu que o cérebro gerava atividade elétrica em níveis que poderiam ser mensurados. Estes sinais elétricos, captados pelos eletrodos, apresentam níveis muito baixos, necessitando serem amplificados, elevando-os a níveis que permitam a digitalização e armazenamento para posterior processamento. O número de canais de um eletroencefalógrafo, para registro simultâneo dos sinais EEG, normalmente está por volta de 40 canais (eletrodos) [43].

O método utilizado atualmente para posicionamento dos eletrodos é chamado de Sistema Internacional de Posicionamento de Eletrodos 10-20. No Sistema Internacional, os eletrodos são posicionados utilizando-se os marcos anatômicos da cabeça como pontos de referência, permitindo uma cobertura o mais uniforme possível de toda a área do escalpo. As letras que referenciam cada eletrodo indicam a sua posição: P para parietal, F para frontal, T para temporal, C para central, O para occipital e A para auricular. Os eletrodos colocados no hemisfério esquerdo recebem números ímpares, os colocados no

hemisfério direito recebem números pares e os eletrodos colocados sobre a linha central recebem o índice "z" [43] [44].

O termo 10-20 originou-se das distâncias observadas entre os eletrodos, colocados a cada 10 ou 20% da distância total entre um determinado par de marcos anatômicos (násio, ínio e orelhas). A Figura 2.3 apresenta os pontos de colocação dos eletrodos EEG sobre a cabeça de um paciente, seguindo a técnica 10-20.

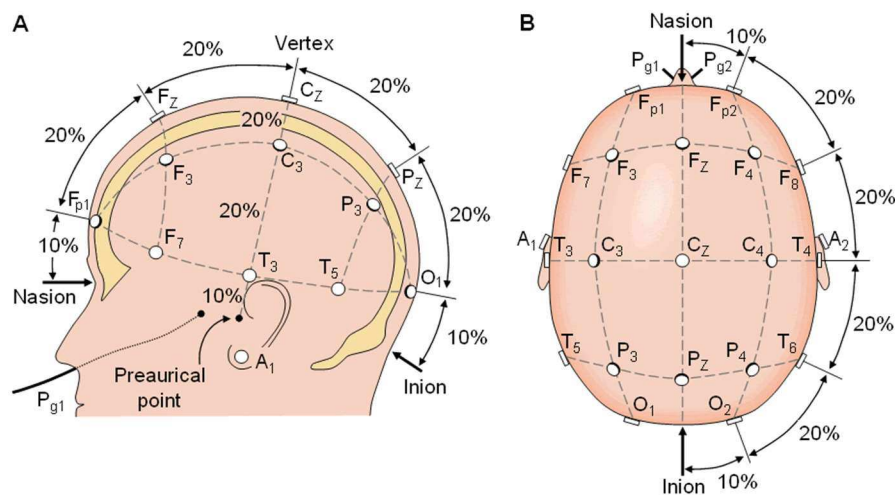


Figura 2.3 - Posicionamento dos eletrodos para realização do EEG, utilizando o sistema internacional 10-20. Extraído de [44].

Para a realização do exame, o paciente deverá permanecer o mais imóvel possível, evitando inclusive as piscadas de olho. Tal exigência é necessária no sentido de evitar a presença de artefatos (interferências) nos sinais captados. Isto acontece pelo fato do nível do sinal captado pelos eletrodos EEG ser muito baixo, tornando estes sinais muito vulneráveis a qualquer tipo de alterações elétricas (artefatos) nas proximidades dos eletrodos, mesmo aquelas provocadas pela movimentação corporal ou um simples piscar de olhos [44].

As ondas captadas, em qualquer instante, são resultantes da atividade fisiológica do cérebro, sendo as maiores frequências observadas no estado de vigília, que é aquele no qual o paciente encontra-se acordado. Contudo, são também monitoradas atividades cerebrais que ocorrem nos estados dormindo, sonolento e em coma. Estes estados fornecem importantes informações sobre a fisiologia do córtex cerebral, ampliando o leque de aplicações deste tipo de

exame [45]. Na Tabela 2.1 são mostrados os valores referentes às amplitudes e frequências das principais ondas cerebrais observadas no EEG.

Tabela 2.1 - Ondas observadas no sinal EEG. Extraído de [46].

Onda	Frequência (Hz)	Amplitude (μV)
Delta (δ)	0,1 a 3	< 100
Teta (θ)	4 a 7	< 100
Alfa (α)	8 a 13	20 a 60
Beta (β)	> 13	20 a 30

De acordo com as frequências, as ondas cerebrais podem ser classificadas como ondas Delta, Teta, Alfa, Beta. [46]. As representações dessas ondas são mostradas na Figura 2.4.

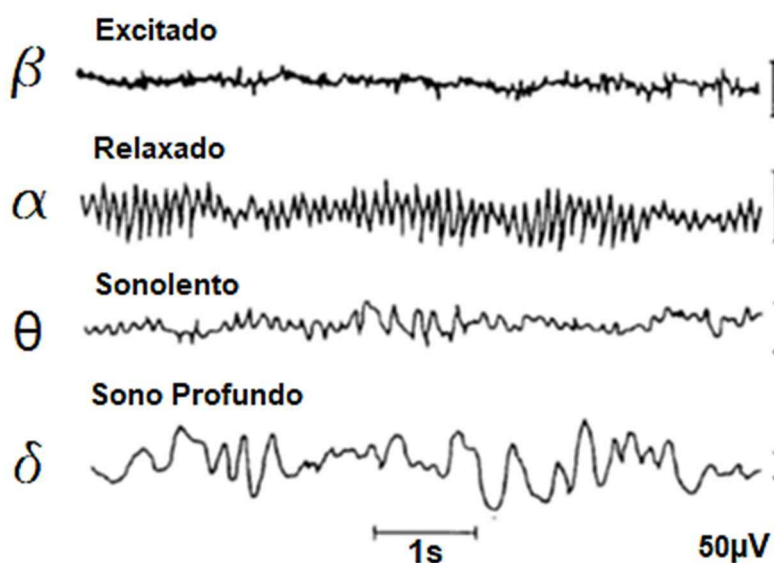


Figura 2.4 - Formas de ondas do sinal EEG. Modificado de [46].

Os eletrodos mais comuns encontrados em exames de EEG são do tipo cúpula. Nos mesmos são colocados gel condutor e fixados no escalpo através de gel especial. Outra forma de captação do sinal EEG é através da touca de eletrodos, mostrada na Figura 2.5. Na touca já estão fixados os eletrodos posicionados seguindo o Sistema Internacional 10-20. O grande benefício da touca é a praticidade e o conforto do paciente durante a captação do sinal EEG.

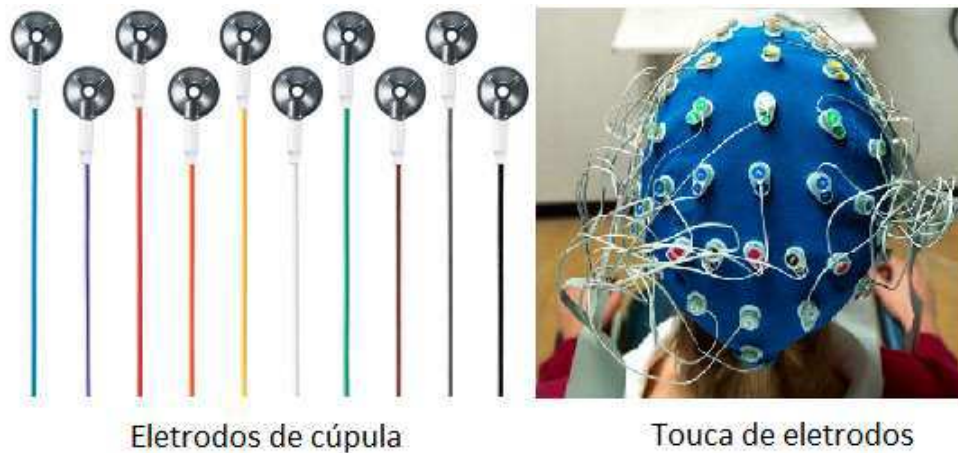


Figura 2.5 - Eletrodos para EEG.

De acordo com Subha & Joseph [47] do Departamento de Engenharia Elétrica do Instituto Nacional de Tecnologia de Calicut na Índia, a faixa de frequências comum observada em sinais EEG está entre 1 e 100Hz, o que resulta, pelo teorema de Nyquist [42], em uma taxa de aquisição mínima de 200Hz. O número de sinais que são capturados simultaneamente em um exame de EEG é normalmente em torno de 40 [43]. Isto significa que, uma WBAN para captura dos sinais neste tipo de exame, deverá apresentar uma taxa de transferência pelo canal RF bastante expressiva. Em um cálculo aproximado, a taxa de aquisição será igual ao produto do (número de canais do EEG) x (taxa de aquisição dos sinais capturados) x (número de bits da informação biomédica digitalizada). Considerando o número de bits igual a 12, a taxa de transferência pelo canal RF da WBAN será de 40 canais x 200Hz x 12 bits, o que resulta em 96.000 bits por segundo. Este valor representa o volume de bits de dados que o nó central deverá ler dos 40 nós sensores a cada segundo ou ler cada sensor a uma taxa de 2,4kbps.

2.1.3 O Sinal ECG

O eletrocardiograma é a manifestação elétrica da atividade do coração. Trata-se de um sinal obtido quando os potenciais de um campo elétrico, com origem no coração, são captados na superfície da pele. O sinal é detectado fixando-se eletrodos aos membros e à parede torácica do paciente. Os sinais captados são amplificados e processados pelo eletrocardiógrafo [48].

O sinal ECG é o resultado do somatório de todos os potenciais de ação envolvidos no processo de contração cardíaca, sejam eles produzidos por fibras nervosas ou musculares. O impulso elétrico que dará origem a contração cardíaca é iniciado pelo nódulo sino-atrial, seguindo pelo o nódulo atrioventricular e chegando às fibras de Purkinje, onde provoca a contração do músculo ventricular [48]. Os potenciais de ação gerados em cada região, por onde o impulso elétrico passa, possuem forma e característica que darão origem ao sinal ECG, como mostrado na Figura 2.6.

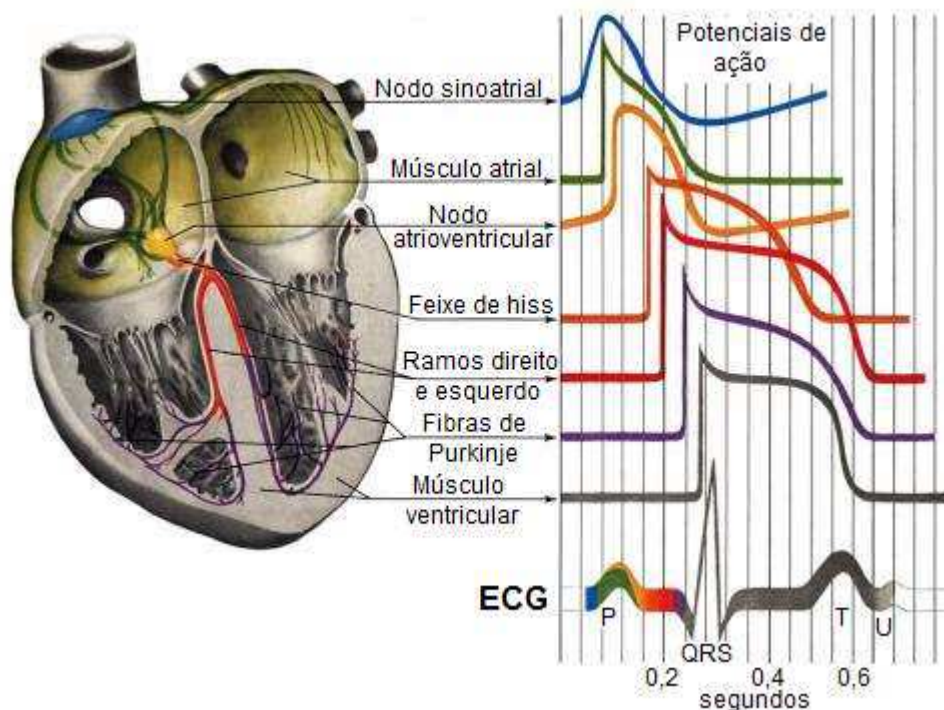


Figura 2.6 - Potenciais de ação do coração e sinal ECG. Modificado de [49].

A análise espectral do sinal ECG revela que a maior parte das frequências que compõem o complexo QRS está por volta de 20Hz, com amplitude em torno de 1mV e normalmente são utilizados 12 canais [50] para registro das diversas derivações [50], [51]. Os sistemas de captação do sinal ECG para processamento em computador normalmente trabalham com taxas de aquisição mais altas. Bonho et al. [12] mostra o desenvolvimento de um eletrocardiógrafo sem fio, a partir do protocolo Bluetooth, cujo ECG é captado a uma taxa de aquisição de 250Hz para duas derivações do ECG (bipolares I e II). Bonho et al. [12] mostrou que o sistema desenvolvido, operando na taxa de aquisição acima, apresentou bons resultados nos quatro cenários no qual o

sistema foi avaliado. O primeiro cenário envolveu uma rede local (Ethernet) de um hospital, o segundo utilizou a rede local da UFSC (Universidade Federal de Santa Catarina), envolvendo a comunicação entre dois laboratórios localizados em prédios distintos da instituição. No terceiro cenário foi realizado o monitoramento de um paciente localizado em sua residência, numa conexão entre um hospital da região e a casa do paciente. Por fim, no quarto cenário, foi realizado o acompanhamento do ECG do paciente internado em um hospital da cidade de Florianópolis por especialistas situados em um hospital na cidade de São Paulo.

Uma WBAN para captação do sinal ECG e considerando uma aplicação com 6 sensores, a uma taxa de amostragem de 250Hz e com cada amostra digitalizada em 16 bits, o volume de dados gerados a cada segundo pelos 6 sensores será $6 \times 250 \times 16 \text{ bits}$, o que resulta em um total de 24kbps de dados para serem transmitidos dos sensores para o nó central. Neste exemplo, cada nó sensor ECG estará produzindo um volume de 4kbps de informação que deverá ser lida pelo nó central.

2.1.4 Temperatura Corporal

A temperatura corporal normal média nos seres humanos, também conhecida por normotermia ou eutermia, está por volta de $36,5^{\circ}\text{C}$, podendo variar entre $36,1^{\circ}\text{C}$ e $37,2^{\circ}\text{C}$. Este equilíbrio térmico é mantido através do balanço entre a perda e a produção ou aquisição de calor, e pode variar em função do local de medição no corpo, das condições ambientais e do nível de atividade do corpo no momento da medição [52].

O ser humano é homeotérmico, o que significa capacidade de manter a temperatura corporal dentro de uma pequena faixa, mesmo sob variações térmicas do ambiente. Entretanto, durante atividades físicas a temperatura corporal pode aumentar para 38°C ou mais [53].

A medição de temperatura corporal pode ser realizada em diversos locais no corpo, sem que haja um consenso sobre o local ideal. Alguns locais são preferidos para realização de medição de temperatura corporal:

- ✓ **Axilar:** Obtém-se valores entre 35,5 a 37,0 °C
- ✓ **Bucal:** Obtém-se valores entre 36,0 a 37,4 °C
- ✓ **Retal:** Obtém-se valores entre 36,0 a 37,5 °C

Segundo Guyton [52], no período de um dia, a temperatura corporal média chega a seu valor mais baixo entre 1 e 4 horas da manhã, atingindo seu valor máximo por volta das 18 horas.

Existem diversos tipos de sensores para medição da temperatura corporal, entre eles pode-se citar: sensores de mercúrio, *Resistance Temperature Detector* – RTDs (variam a resistência em função da temperatura) e os integrados. Atualmente, os sensores integrados têm se destacado no processo de medição da temperatura corporal por apresentar boa linearidade entre a temperatura e o sinal gerado, simplicidade de uso e necessidade de pouco ou nenhum circuito adicional para o seu funcionamento.

Para medição da temperatura, o sensor deverá ser fixado no corpo no local onde deseja-se medir a temperatura. O sinal captado é enviado, normalmente por fios, a algum dispositivo para armazenamento ou apresentação.

Para captação da temperatura corporal utilizando-se de sensores sem fio de uma WBAN, a exigência sobre a taxa de transferência pelo canal RF será mínima, uma vez que a taxa de aquisição do conversor A/D poderá ser muito baixa, algo em torno de 1 amostra por segundo ou menos e poucos bits (por volta de 8) para representação digital da amostra de temperatura. Isso se justifica pelo fato da variação da temperatura corporal ser bem lenta e com valores máximos e mínimos limitando-se a poucos graus Célsius [52].

2.1.5 Oximetria

A Oximetria de Pulso Arterial (OPA) fornece informações sobre o nível de saturação de oxigênio (SpO₂) carregado pelas hemoglobinas do sangue arterial. Cada molécula de hemoglobina carrega até quatro moléculas de oxigênio. Nestas condições, a molécula é dita saturada. Se cada hemoglobina estiver carregando quatro moléculas de oxigênio, então a saturação será de

100%. A hemoglobina se liga ao oxigênio ao passar pelos pulmões, formando o sangue arterial. Em condições normais, um ser humano saudável e respirando ar puro, apresentará um nível de saturação de oxigênio variando entre 95 e 100% [54].

A oximetria normalmente é realizada por um oxímetro de pulso e, normalmente estes dispositivos medem, além da taxa (SpO_2), o valor da taxa de batimento cardíaco por minuto, agregando valor adicional a este dispositivo em aplicações destinadas ao diagnóstico clínico.

O sinal obtido com o oxímetro de pulso varia em função da taxa de (SpO_2) e do batimento cardíaco, produzindo uma forma de onda como mostrada na figura abaixo:



Figura 2.7 - Curva pletoestomográfica de um oxímetro de pulso. Extraído de [55].

O nível de absorvância mostrado na Figura 2.7 é convertido em sinal elétrico pelo oxímetro de pulso e, uma vez condicionado, fica disponível para digitalização e armazenamento. De acordo com Santini [56], a faixa de frequência da curva pletoestomográfica situa-se entre 1 e 5 Hz. Para um nó sensor de uma WBAN monitorar o sinal de oximetria, considerando que o sinal esteja sendo digitalizado a uma taxa de 10Hz e que cada amostra será digitalizada em 12 bits, o volume de bits gerado pelo nó sensor será igual a $10\text{Hz} \times 12\text{bits}$ resultando em 120 bps. Este volume de bits representa uma exigência mínima de taxa de transferência entre o nó sensor e o nó central, principalmente quando comparado aos sensores EMG e EEG.

2.2 Considerações Finais

Diante do exposto, uma WBAN destinada a capturar informações fisiológicas diversas no corpo humano, deve ajustar-se dinamicamente em função da pluralidade de taxas de bits por segundo, observadas nos sinais biomédicos capturados pelos nós sensores.

Uma situação onde essa variedade de informações ocorre naturalmente é no exame de polissonografia, no qual sinais EMG, temperatura corporal, frequência cardíaca, EEG entre outros, são capturados simultaneamente para que se possa formar um diagnóstico sobre a patologia apresentada pelo paciente. Situações como esta sugerem que, para se desenvolver uma WBAN eficiente no monitoramento de sinais biomédicos, nas quais a variedade de taxas de amostragem é grande, faz necessário conhecer as características, os modelos, as topologias, os padrões e protocolos de comunicação envolvendo WBANs. Neste sentido, o próximo capítulo detalhará conceitos importantes sobre WBANs, bem como os protocolos mais comuns encontrados em implementações e simulações com redes sem fio do tipo WBANs.

CAPÍTULO 3

CONCEITOS IMPORTANTES

SOBRE WBANS

Como anteriormente conceituado, uma WBAN é formada por sensores ou atuadores sem fio destinados ao monitoramento de pacientes, avaliação *on-line* de atletas em condições reais de treino ou mesmo na administração remota de fármacos, a partir da monitoração à distância de informações fisiológicas por profissionais da saúde [6], [7], [8]. Para que estas aplicações possam ser realizadas, diversos conceitos devem ser previamente conhecidos na elaboração do projeto de uma WBAN. Estes conceitos, características e os diversos protocolos de controle de acesso ao meio (canal RF), utilizados em WBANs, são apresentados neste capítulo.

3.1 Topologias de Rede

A topologia de rede define a forma como os elementos de uma rede são interligados, podendo essa interligação acontecer de forma física ou lógica. A interligação física refere-se ao meio por onde as informações dos nós fluirão. No caso de uma rede cabeada a interligação física ocorre via cabos e em uma WBAN a interligação física ocorre pelo canal RF. A interligação lógica refere-se à liberdade de comunicação dos nós. Em algumas topologias os nós podem se comunicar livremente uns com os outros, a partir de regras definidas no protocolo de comunicação. Em outras, os nós podem se comunicar exclusivamente com um determinado nó da rede. O conhecimento sobre esse contexto é fundamental para a definição de uma WBAN, uma vez que a topologia adotada para a rede

tem impacto direto no desempenho da comunicação entre os nós. Em uma rede de comunicação RF são utilizadas basicamente três topologias: malha, árvore e estrela, cujas características são descritas a seguir.

3.1.1 Topologia em *Mesh* (Malha)

Na topologia *Mesh*, mostrada na Figura 3.1, a informação de um nó poderá chegar ao destinatário por mais de um caminho. Esta característica é possível pelo fato de alguns nós da rede possuírem a capacidade de rotear a informação. Isto significa que se um pacote de dados recebido não for destinado ao nó, este retransmite a informação e assim por diante [57]. Nesta estratégia a informação poderá fluir por toda a rede até atingir o nó destinatário. Além deste importante benefício, a topologia *Mesh* permite uma auto-organização da rede tanto na saída quanto na entrada de nós na rede [58]. Para isso, na rede deverá existir um nó com capacidade de atribuir um endereço de rede ao nó recém-chegado. Daí em diante ele torna-se membro da rede tanto para originar pacotes de informação para um nó destino, como também para rotear pacotes que nele chegarem.

O benefício de existir mais de um caminho para os pacotes RF fluírem desde o remetente até o destinatário, confere a esta topologia uma alta confiabilidade à rede e, somando a isso, ainda permite a cobertura de uma grande extensão de área e nos mais diversos tipos de locais.

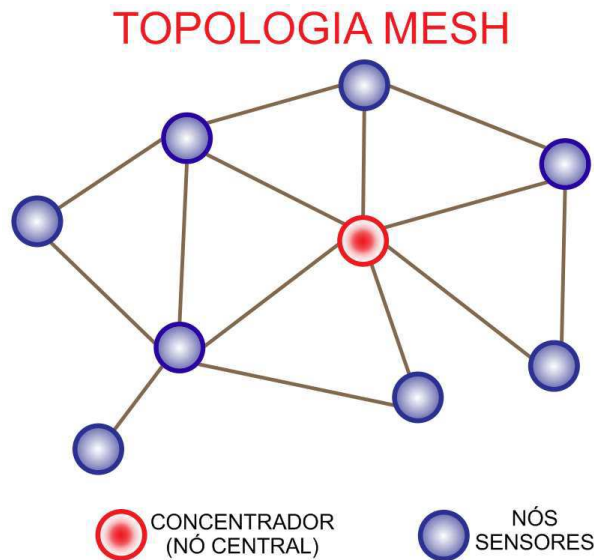


Figura 3.1 – Propagação da informação na topologia em malha – *Mesh*.

Na Figura 3.1, os caminhos que interligam um nó a outro são construídos a partir das linhas mostradas na figura, as quais indicam com quais nós um determinado nó pode estabelecer comunicação. Essa característica pode até limitar a taxa máxima de transferência pelo canal RF, contudo, em algumas aplicações, poderá se tornar uma característica fundamental, uma vez que aumenta a confiabilidade da rede, pelo fato da informação poder seguir por mais de uma rota até atingir o destinatário.

3.1.2 Topologia Árvore (*Cluster Tree*)

A topologia em árvore é semelhante à malha, contudo, nesta o nó central tem a responsabilidade de efetuar a troca de informações entre os nós roteadores que estão no nível abaixo dele [57]. Em outras palavras, cada nó tem liberdade para se comunicar somente com os nós que estão acima ou abaixo dele. Desta forma, é possível que os elementos mais distantes do nó central sejam endereçados diretamente por ele, entretanto, a informação fluirá através dos demais elementos da rede até atingir o destino, como pode ser observado na Figura 3.2.

TOPOLOGIA EM ÁRVORE

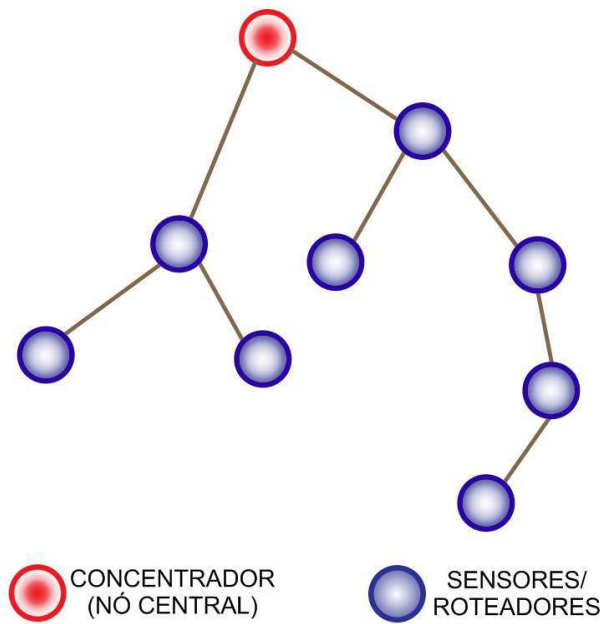


Figura 3.2 – Propagação da informação na topologia em Árvore.

3.1.3 Topologia em Estrela (Star)

É uma das topologias de rede mais simples de ser implementada e é composta por um elemento concentrador (nó central) e quantos outros nós forem necessários. Nesta topologia não é comum utilizar-se roteadores, uma vez que, os nós se comunicam diretamente e exclusivamente com o nó central. Isto significa que, o destino das informações nos elementos finais da rede deverá ser sempre o nó central. Neste tipo de rede, obtêm-se excelentes taxas de transferência, uma vez que a comunicação é sempre ponto-a-ponto e sem roteamento.

Nas aplicações destinadas ao monitoramento de sinais biomédicos, a topologia em Estrela tem se apresentado como preferencial, devido a característica do nó central atuar como concentrador dos dados provenientes dos nós sensores [57], [59], [60], [27], [61]. No caso de WBANS, a distância entre os nós sensores e o nó central deverá ser pequena, devido a pouca disponibilidade de energia nos nós sensores, o que limita a potência do sinal RF transmitido [60].

Além da área biomédica, esta topologia também é encontrada em escritórios, residências, empresas etc, nas quais a comunicação RF é destinada ao fornecimento de internet sem fio e cujo padrão fundamenta-se no IEEE802.11 [62]. A estrutura desta topológica é mostrada na Figura 3.3.

TOPOLOGIA EM ESTRELA

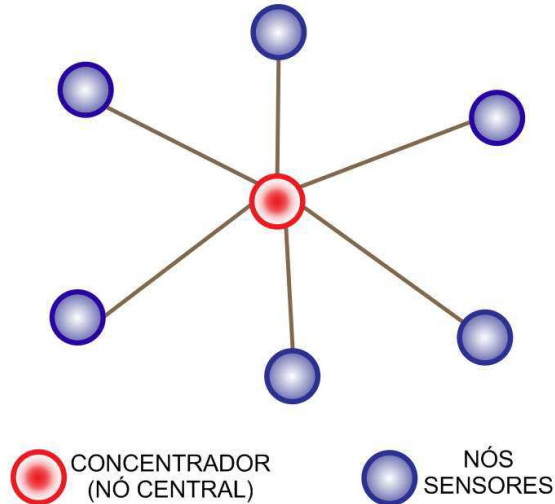


Figura 3.3 – Propagação da informação na topologia em Estrela.

O padrão IEEE802.15.6 [16] apresenta uma variação desta topologia, denominada por Topologia em Cluster, que pode ser bastante útil em aplicações biomédicas nas quais vários sensores sem fio, normalmente limitados em energia, são fixados em pontos diversos do corpo humano. Neste tipo de situação, esta topologia facilita a captura contínua dos sinais biomédicos, mesmo em situações nas quais um nó sensor fixado em algum membro do corpo, por alguma razão, não consiga mais manter a comunicação com o nó central. Nestes casos, o nó sensor poderá estabelecer a comunicação com o nó central através de algum outro nó sensor, o qual, além da função de sensor também atuará como roteador, encaminhando ao nó central os dados do nó sensor que perdeu a comunicação com o nó central. A estrutura desta topologia é mostrada na Figura 3.4.

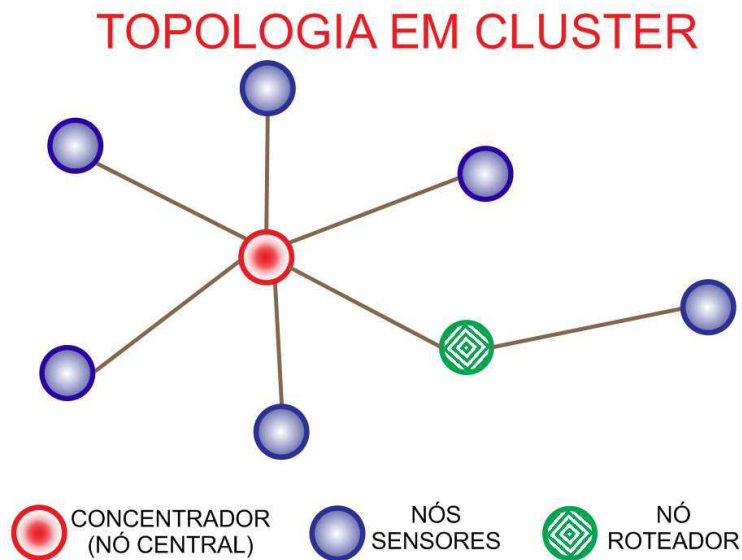


Figura 3.4 – Propagação da informação na topologia em Cluster.

Pela figura, o nó que se comunica com o nó central direcionando seus dados através de outro nó (nó roteador), forma o *cluster*. Essa característica poderá ser especialmente benéfica em situações onde a distância do nó central ao nó sensor seja expressiva, dificultando o estabelecimento confiável da comunicação, ou ainda em situações nas quais a posição da antena do sensor esteja se movimentando em relação a antena do nó central, como ocorre no caso quando nós sensores são fixados em pontos do corpo (principalmente membros superiores e inferiores). Esta situação poderá provocar um acoplamento magnético com baixa eficiência, devido a alteração da angulação entre as antenas dos nós sensor e central. No trabalho escrito por Youbok Lee [63] ele mostra que a angulação zero entre os planos que definem as antenas, resulta na maior transferência de energia pelo acoplamento magnético, neste caso, entre as antenas do nó central e do nó sensor.

Apesar desta configuração sobrecarregar o nó que atua como sensor/roteador, pelo fato de ter que conduzir ao nó central os seus próprios dados e mais aqueles do sensor que estiver roteando, os benefícios acima apresentados conferem uma maior confiabilidade à rede, quando o paciente estiver se movimentando, seja por exemplo, durante o sono no exame de polissonografia ou ainda em avaliações esportivas.

3.2 Conceitos Sobre Comunicação Sem Fio Por Rádio Frequência

Em uma rede sem fio os dispositivos estão interligados por algum meio de comunicação que não utilize fios, sejam eles elétricos ou óticos. Como exemplo destes meios de comunicação pode-se citar: o ultra-som, o infravermelho, as ondas eletromagnéticas (rádio frequência - RF) etc. Entre os diversos meios de comunicação sem fio, a rádio frequência tem sido o mais utilizado em aplicações envolvendo WBANS [64], [65], [66], [57]. A utilização do canal RF exige conhecimentos sobre os conceitos, protocolos e padrões envolvidos neste processo. Tais questões são abordadas a seguir.

3.2.1 *Spread spectrum* (Espalhamento espectral)

Spread spectrum é uma técnica de codificação para a transmissão digital de sinais, permitindo que diversos usuários possam estabelecer comunicação simultânea, sem que um interfira no outro [67]. De forma bastante genérica, *spread spectrum* é uma técnica de modulação na qual a largura de banda utilizada para a transmissão de uma determinada informação é muitas vezes maior que o comprimento de banda da própria informação.

De acordo com Scholtz [67] um sistema de espalhamento espectral (*spread spectrum*) deve possuir pelo menos três das seguintes características:

1. A portadora é um sinal de banda larga imprevisível ou pseudoaleatório;
2. A largura de banda da portadora é muitas vezes maior que a largura de banda da informação;
3. A recepção é realizada por correlação cruzada entre o sinal de banda larga recebida, com uma réplica da portadora de banda larga gerada sincronamente.

Sob este ponto de vista, a propriedade de correlação cruzada, algumas vezes chamada de ortogonalidade mútua das sequências, permite que transmissões simultâneas em um mesmo canal sejam perfeitamente detectadas. Por este motivo, a técnica de espalhamento espectral pode ser utilizada como um método de múltiplo acesso, tal como o método de divisão por tempo TDMA

(*Time Division Multiple Access*) ou o método de divisão por frequência FDMA (*Frequency Division Multiple Access*) ou ainda através de códigos de espalhamento para obtenção de múltiplo acesso, o qual é chamado de divisão por código CDMA (*Code Division Multiple Access*) [68].

O *spread spectrum* permite que vários sinais possam trafegar simultaneamente no mesmo canal RF com baixa interferência co-canal, boa imunidade a interferências e baixa probabilidade a interceptação, em função da imprevisibilidade da portadora e transmissão realizada em baixa potência, resultando em um sinal não distinguível, por terceiros, do ruído de fundo e desta forma aumentando a segurança da informação transmitida. Isto significa que podem existir diversos usuários compartilhando o mesmo canal de rádio frequência, sem que um interfira na comunicação do outro [69].

De uma forma mais abrangente, o *spread spectrum* é um meio de transmissão no qual o sinal transmitido ocupa uma largura de banda superior à banda da informação. O espalhamento de banda é realizado por meio de um código que é enviado junto com a informação, mas independente desta. A recepção é sincronizada com este código, o qual é utilizado para recuperar a informação transmitida. Um receptor que não possua esse código, entenderá o sinal transmitido como um ruído de fundo [70]. Em aplicações envolvendo WBANS, a banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical*) de 2,4GHz está designada para transmissões não licenciadas em *spread spectrum* [71], logo, rádios que operam nesta faixa de frequência devem ser capazes de receber com sucesso pacotes RF, mesmo quando existirem outras transmissões ocorrendo simultaneamente.

3.2.2 Fenômeno de captura

Quando existem diversos usuários compartilhando o mesmo meio de comunicação, a probabilidade de que existam colisões durante o processo de comunicação é grande. Em redes que utilizam cabos como parte da camada física do processo de comunicação, a ocorrência de colisões inviabiliza a recepção dos pacotes de dados. Entretanto, nas redes sem fio as colisões não necessariamente inviabilizam a recepção dos pacotes de dados. As colisões

eventualmente ocorridas entre os pacotes, durante a comunicação RF, afeta a relação sinal/ruído. No entanto, se esta relação permanecer acima de um limite mínimo, o receptor terá grande probabilidade de recuperar a informação, a partir de uma técnica denominada por fenômeno de captura [72]. O fenômeno de captura define a capacidade de um receptor receber com sucesso um pacote de dados, mesmo na presença de outros sinais, que normalmente são interferências ou ruídos. [23].

O processo de captura ocorre quando em um receptor da rede sem fio chegam sinais dos transmissores em níveis de potência diferentes, sobretudo em função do efeito *near-far*, que se caracteriza pelo aumento da diferença de potência em função da diferença de distância entre os nós transmissores e o receptor. Quanto maior a habilidade do receptor em receber com sucesso um pacote de dados, melhor será o desempenho da rede no que se refere a vazão de dados (*throughput*), já que esta é definida em função do número de pacotes que são recebidos com sucesso [73].

Alguns protocolos de acesso ao meio, sobretudo aqueles baseados em contenção, fazem uso deste processo para que pacotes com maior prioridade sejam recebidos com menor retardo, pela elevação do nível de potência do transmissor. Isso mostra que se não houver controle da potência de transmissão, devido ao efeito *near-far*, os nós nas proximidades do receptor terão maior probabilidade de transmitir com sucesso seus dados, quando comparados com aqueles localizados a maiores distâncias, devido a diferença de potência. Tal fato pode criar um indesejável esquema de prioridade entre os nós da rede, por comprometer a equidade entre os nós [73].

O fenômeno de captura é uma característica do receptor e a intensidade do efeito de captura pode variar de um para outro. A capacidade de um receptor em rejeitar um segundo sinal na mesma frequência é chamada de taxa de captura de um receptor. É medida pela razão da potência de dois sinais que resultará na supressão do sinal menor. Assim, se W_1 e W_2 , são as respectivas potências dos dois sinais, a captura ocorre se:

$$\frac{W_1}{W_2} > R \quad 3.1$$

Quanto mais próximo estiver R da unidade, mais forte o fenômeno de captura. A captura perfeita ocorre quando $R = 1$, e nenhuma captura ocorre quando $R = \infty$ [73].

3.2.3 Eficiência energética e autonomia do sistema

Em uma WBAN os nós sensores são operados por baterias e, por esta razão, se a aplicação da WBAN necessitar de um longo tempo de uso dos nós sensores, os protocolos devem gerenciar a operação destes, com foco na redução do consumo de energia e aumento da autonomia de operação do nó sensor. Isto significa que, os nós sensores devem permanecer o maior tempo possível em estado de dormência e devem captar a informação biomédica e enviá-la ao nó central consumindo o mínimo de energia [74].

3.2.4 Latência e Exatidão

Nas aplicações em engenharia biomédica, é fundamental que as informações captadas pelos sensores estejam disponíveis no nó central no menor tempo possível (latência) e com a melhor exatidão que se puder obter [74]. A latência é dependente de diversos fatores, entre eles, o tempo necessário para captar a informação biomédica, a quantidade de informações acumuladas para formação do pacote de dados a ser transmitido ao nó central, possíveis interferências durante a transmissão e o tempo para autenticação do pacote recebido pelo nó central. Analisando cada um destes fatores, pode-se estimar as características da WBAN em função do tempo de latência desejado. A exatidão da informação captada está diretamente ligada à maneira como esta é captada pelo sensor biomédico, bem como pela forma como a mesma é condicionada e digitalizada, antes de seguir para o pacote de dados a ser transmitido ao nó central.

3.2.5 Forma de envio de dados

O modelo de operação de uma WBAN pode ser definido em função da forma como os dados serão captados pelos nós sensores e enviados ao nó central. Os sinais biomédicos podem ser captados pelas seguintes formas:

contínua, orientada a evento, iniciada pelo nó central e híbrida [74]. Estas formas têm impacto direto na intensidade do tráfego entre o nó central e os nós sensores. As características de cada uma são relatadas a seguir.

Na forma contínua os sensores se comunicam continuamente com o nó central. Na orientada a eventos, o nó sensor capta a informação biomédica e transmite ao nó central, somente quando ocorrer algum evento de interesse previamente configurado, o qual provocará o disparo da operação do sensor, o que significa digitalização do sinal captado e transmissão ao nó central.

Na forma de operação iniciada pelo nó central, o processo de comunicação é denominado por comunicação Mestre (nó central) – Escravo (nós sensores), onde o nó central inicia o processo de comunicação com os sensores e estes, por sua vez, limitam-se a responder as interrogações do nó central. Esta forma de comunicação entre nó central e nós sensores elimina a necessidade de processos complicados de controle de transmissão, uma vez que toda a gerência do canal de comunicação pertence ao nó central. Na forma híbrida, as três formas anteriores podem coexistir na mesma rede sem fio.

Os tipos de comunicação em uma WBAN podem ocorrer por quatro formas distintas: *broadcast*, *flooding*, *unicast* e *multicast*. Na forma *broadcast*, um nó dispara uma mensagem endereçada a todos os demais nós da rede. Esta estratégia é muito útil em situações de configuração ou sincronismo de operação entre os nós da rede. Em uma WBAN normalmente é o nó central quem se utiliza desta forma de comunicação.

Na estratégia de *flooding*, os nós da rede realizam uma transmissão em *broadcast* de sua informação para os nós vizinhos, que realizam novo *broadcast* desta informação até alcançar o nó destino. Esta estratégia pode causar alto *overhead* (sobre carga do canal RF) na rede, mas é imune a mudanças dinâmicas na topologia da rede e por conta disso, aumenta a confiabilidade da comunicação sem fio. Quando um nó da rede se comunica diretamente com outro nó, a forma de comunicação é do tipo *unicast*. Em uma WBAN, o nó que inicia a comunicação normalmente é o nó central e o nó destino é o nó sensor. Na forma *multicast*, a informação é enviada para múltiplos destinatários simultaneamente. Neste caso, os sensores formam grupos de

acordo com a aplicação e usam *multicast* para comunicação entre membros do grupo. O nó central pode se comunicar com qualquer membro do grupo para obter o dado desejado [74].

3.2.6 Confidencialidade dos dados

Uma rede de sensores não deve deixar que informações sejam transmitidas para redes vizinhas ou que possam ser monitoradas por receptores não autorizados. Em uma WBAN as informações biomédicas capturadas pelos nós sensores e enviadas ao nó central são confidenciais e estritamente privadas. Estas informações devem ser criptografadas antes de serem transmitidas para proteger a privacidade do paciente [75]. A equipe médica precisa estar segura de que os dados coletados não foram adulterados e que de fato se originaram do paciente em observação. A estratégia normalmente utilizada para manter os dados secretos é criptografá-los com uma chave que somente o receptor possua, garantindo confidencialidade [76].

3.2.7 Integridade de dados

Em uma rede sem fio, a integridade é de fundamental importância para garantir que os dados recebidos em um *payload* (carga de dados contida no pacote RF transmitido) estejam íntegros. Isto significa que todos *payloads* recebidos devem primeiramente ser validados antes de serem processados. Uma das maneiras de atestar a integridade dos dados recebidos é por verificação se os mesmos contêm erros. Para isso pode-se utilizar uma técnica bastante comum em comunicações sem fio que é a detecção de erros usando um código CRC (*Cyclic Redundancy Check*). Nesta técnica são adicionados bits de verificação (*checksum*) no final da mensagem a ser transmitida. Estes bits serão utilizados pelo receptor para atestar a integridade do *payload* recebido [77].

3.2.8 Confiabilidade da Rede Sem Fio

A confiabilidade de uma rede sem fio é fundamental para garantir que os dados monitorados pelos nós sensores sejam lidos e disponibilizados para

processamento, livre de erros e em um tempo útil, principalmente quando estes são de pacientes que estão sob monitoramento constante de um profissional de saúde. Neste caso, o tempo compreendido entre a captura da informação biomédica e a disponibilização desta para uso deve ser pequeno o suficiente para permitir que o profissional de saúde possa tomar decisões a partir desta informação [10], [75].

3.3 Modelo OSI

A troca de dados entre redes de estações (computadores, modems, terminais etc.) envolve um significativo conjunto de tarefas, as quais variam em função do meio de comunicação, tipo de informação, tolerância a erros etc. Objetivando criar um modelo padrão, baseado em uma arquitetura de diversos níveis que possa orientar o projeto e implementação de protocolos e ainda criando uma certa independência entre os níveis, a ISO (*International Standard Organization*) criou um modelo de rede organizado em camadas, denominado por Modelo OSI (*Open Systems Interconnection*). Tal modelo define um conjunto de 7 camadas com funções a serem executadas por cada uma, durante a comunicação entre dispositivos em uma rede lógica de dados [78]. A estratégia é que cada camada realize um conjunto de tarefas, independente das outras e só estabeleça comunicação com as camadas superior e inferior [79].

As 7 camadas são definidas como segue:

- ✓ **Camada 1: Física** – Trata da transmissão de bits pelo canal de comunicação. Em uma WBAN esta camada cuida da transmissão e recepção de pacotes pelo canal RF;
- ✓ **Camada 2: Enlace de Dados** – Trata dos erros de transmissão, garantindo que a informação seja confiável e vá para a próxima camada livre de erros. Controla o fluxo dos dados na rede desde o nó remetente até o nó destinatário, a partir do protocolo de acesso ao meio físico adotado para gerência da comunicação;
- ✓ **Camada 3: Rede** – Controla a rota seguida pela informação desde a origem até o destino. Esta camada só existe quando a rede possui mais de um caminho para que a informação saia do nó remetente e

chegue ao nó destino. Em uma WBAN esta função é realizada pelos nós roteadores, quando existirem;

- ✓ **Camada 4: Transporte** – Divide a mensagem em pacotes, envia à camada de rede e remonta no destino. Controla o fluxo de cada pacote da mensagem, desde o remetente até o destinatário. No destinatário remonta a mensagem, agrupando os pacotes recebidos na ordem em que foram divididos, mesmo que a recepção não ocorra na sequência transmitida;
- ✓ **Camada 5: Sessão** – Promove o sincronismo entre transmissor e receptor. É responsável por iniciar, gerenciar e finalizar as conexões entre os hosts, realiza o gerenciamento de *token* (chave para acesso ao canal RF), controla permissões de acesso a um sistema remoto etc;
- ✓ **Camada 6: Apresentação** – Realiza a transformação adequada nos dados antes de entregar ao nível de sessão. Ex.: compressão codificação/decodificação e criptografia de dados;
- ✓ **Camada 7: Aplicação** – Esta camada define os serviços utilizados pelos usuários de rede, tais como correio eletrônico, transferência de arquivos, login remoto, terminal virtual, gerência de redes, etc.

Sem dúvida, o grande benefício do modelo OSI é a divisão do problema da comunicação entre sistemas (estações, servidores, equipamentos etc.) em problemas menores (camadas). Isso permite que cada camadas do processo de comunicação seja tratada de forma específica e independente das outras. Somado a isso, a estruturação da comunicação em camadas cria protocolos de comunicação entre elas, permitindo que empresas diferentes desenvolvam softwares/equipamentos compatíveis entre si, o que contribui para redução de custos, liberdade na escolha do fornecedor e aumento da qualidade dos produtos ofertados no mercado.

3.4 Métodos de Acesso ao Meio

No modelo OSI, a camada de Enlace de Dados tem por objetivo assegurar a transferência confiável de dados entre sistemas conectados

diretamente por um meio físico [79] e [78]. Esta camada está dividida em subcamadas e uma delas é denominada por subcamada *Medium Access Control* – MAC (Método de Acesso ao Meio) que envolve os protocolos de acesso ao meio, o que significa gerenciar em qual momento cada nó da rede terá acesso ao meio para envio dos dados. Para isso, são definidos pacotes de dados que fluirão de uma estação para outra através do meio, que no caso de uma rede sem fio é o canal RF. Estes pacotes são divididos em 2 partes: cabeçalho, que contém as informações necessárias ao estabelecimento da comunicação (endereço do nó destino, informações de validação dos dados, tamanho do pacote, entre outras), e o payload, que contém os dados para o destinatário.

De uma forma mais abrangente, o método de acesso ao meio define a linguagem de comunicação entre as estações (nós) que fazem parte da rede, objetivando evitar colisões entre pacotes e a eventual degradação da taxa de transferência e elevação da taxa de falhas na comunicação.

Os protocolos de acesso ao meio, para gerência de uma rede sem fio como uma WBAN, enfrentam alguns problemas que em redes com fio não são tão graves: a perda de pacotes é muito maior, a latência é maior e não é constante, a qualidade de serviço depende do meio onde a rede se encontra entre outros.

Existem diversos protocolos MAC com características para serem eficientes em determinados tipos de aplicação. Por esta razão, alguns protocolos são destinados a garantir que a informação será entregue, sendo permitidos atrasos na transmissão, contudo, com baixa taxa de erros. Da mesma forma, outros protocolos aceitam certa taxa de erros, contudo, não toleram atrasos de transmissão, como é o caso do tráfego de áudio e imagem em vídeo *stream*.

Para se avaliar a eficiência de um protocolo, utilizam-se dois conceitos denominados por tempo médio de atraso, que é o tempo médio entre o pacote gerado para a transmissão e a chegada do mesmo ao receptor com sucesso, e a vazão média, que é a razão entre o tráfego recebido com sucesso e a máxima capacidade de transmissão do canal RF. Em WBANS a vazão média tem importância diferenciada pelo fato de que esta métrica tem impacto direto na

eficiência da rede, uma vez que, limita a taxa de amostragem máxima que os nós sensores podem operar e o número máximo de nós na rede.

Com relação ao controle da rede, os protocolos MAC podem ser por contenção ou reserva.

3.4.1 Protocolos de Controle de Acesso por Contenção

Nos protocolos por contenção, os nós disputam entre si o acesso ao meio físico para transmitir seus dados. Isto significa que não existe um nó para controlar a operação da rede e definir em qual instante qual nó terá o direito de transmissão. O que existem são regras sob as quais cada nó se apoiará para adquirir o direito de uso do meio. Nesses protocolos, não existe uma ordem de acesso ao meio. Em outras palavras, não existe reserva de acesso ao meio para qualquer nó da rede. O que existe é uma disputa pelo canal de comunicação, podendo eventualmente ocorrer de dois ou mais nós transmitirem simultaneamente, ocasionado colisões. Isto significa que deverá haver uma estratégia para detecção de colisão e retransmissão de pacotes perdidos [80], [81]. Existem diversos métodos de acesso ao meio por contenção, entre eles pode-se listar:

ALOHA

Este protocolo é estruturado sob regras bem simples. Quando um nó possui dados para envio, imediatamente a transmissão é iniciada. Esta simplicidade, no entanto, não evita que mais de um nó transmita simultaneamente, o que provocará colisões corrompendo os dados que chegarão ao receptor. Como forma de certificar-se que o dado chegou corretamente, o nó transmissor aguardará um tempo T , contado a partir do final da transmissão, pelo aviso de recepção com sucesso (ACK) enviado pelo nó receptor. Caso este aviso não seja recebido, o nó transmissor retransmitirá novamente o último pacote. O tempo T é aleatório para os nós da rede como forma de garantir que em caso de colisão, os nós aguardarão por um tempo T diferente antes de iniciarem uma nova transmissão [82].

Slotted-Aloha

O protocolo Slotted-Aloha segue a mesma estrutura do Aloha, com o adicional de que as transmissões somente ocorrerão em instantes pré-definidos (sincronizado) e que os pacotes deverão ter sempre o mesmo tamanho. Com estes adicionais, os nós deverão aguardar pelo ponto de início de sincronismo para então iniciar a transmissão. Como os pacotes possuem o mesmo tamanho, se houver colisão, está acontecerá desde o início da transmissão e se prolongará até o fim do pacote. Estas alterações em relação ao protocolo Aloha, conferem ao Slotted-Aloha um desempenho praticamente 2 vezes maior que o Aloha [83].

CSMA

O protocolo CSMA - Acesso múltiplo com verificação de portadora (*Carrier Sense Multiple Access*) tem por principal característica a “escuta” do meio antes de iniciar a transmissão. No CSMA o nó monitora (“escuta”) o meio (em WBANS o meio é o canal RF) para detectar uma possível transmissão de outro nó naquele instante. Em afirmativo, o nó aguarda um tempo aleatório para então voltar a “escutar” o meio. Este procedimento é repetido enquanto o canal estiver em uso. Caso detecte que o canal está ocioso, imediatamente inicia a transmissão. O tempo de espera é aleatório para o caso de mais de um nó iniciar simultaneamente a transmissão, o que resultaria em colisão, obrigando as estações (nós) a voltarem a “escutar” o meio. Com o tempo aleatório, a estação que aguardar por um tempo menor, iniciará a “escuta” do meio antes da outra, evitando uma nova colisão [84].

Existem diversas estratégias para implementação do CSMA, no entanto, as mais utilizadas são CSMA/CD - Acesso múltiplo com verificação de portadora e detecção de colisão (*Carrier Sense Multiple Access with Collision Detect*) e CSMA/CA - Acesso múltiplo com verificação de portadora e prevenção de colisão (*Carrier Sense Multiple Access with Collision Avoidance*) [81].

CSMA/CD

O CSMA/CD é mais indicado para redes cabeadas pelo fato de que o nó lê o meio enquanto transmite. Se o sinal lido for diferente do transmitido, significa que uma colisão está ocorrendo. Neste caso, os nós envolvidos na

colisão, imediatamente abortarão a transmissão, reiniciando o procedimento de escutar o meio, após aguardar um tempo espera aleatório. O grande benefício do CSMA/CD é que ao abortar uma transmissão devido a ocorrência de uma colisão, o meio é imediatamente liberado, evitando o uso do meio com tráfego não útil, resultando em um aumento da taxa de transferência do meio físico [81].

CSMA/CA

O CSMA/CA é o método de acesso ao meio por contenção mais adotado em redes sem fio. Ele é resultante de uma modificação do CSMA/CD [81]. O CSMA/CA foi desenvolvido para reduzir a probabilidade de colisões entre múltiplas estações que acessam o mesmo meio. Isto ocorre pelo fato de que várias estações podem estar esperando que o meio se torne livre para transmitir seus dados.

Neste MAC, antes de transmitir efetivamente um pacote de dados, a estação transmissora “escuta” o meio objetivando identificar se o mesmo está livre para prevenir (evitar) que uma colisão ocorra. Por isso o termo “*Collision Avoidance*” (Evitar Colisão) substituiu o termo “*Collision Detection*” nas redes sem fio em relação às redes cabeadas, pois nestas existem meios de detectar uma colisão, enquanto que em uma rede sem fio isso não é possível. Isto ocorre devido a atenuação do sinal RF no trajeto entre o transmissor e o receptor e a possível existência de nós escondidos, os quais são definidos como sendo nós, cuja transmissão não é percebida pelo nó que deseja transmitir, indicando ao nó que deseja transmitir que o meio está livre. Todavia, se no receptor estiver chegando sinais do nó escondido e do nó que iniciou a transmissão, o pacote que chagará ao receptor estará corrompido, devido a colisão [85]. Estas características da rede sem fio impedem o uso do CSMA/CD.

No CSMA/CA, após “escutar” o meio e concluir que o mesmo está livre, o nó inicia a transmissão e, uma vez concluída, com ou sem colisão, a rede entra em um modo onde os nós só podem começar a transmitir em intervalos de tempo pré definidos, chamado de *backoff* (tempo de espera) [86]. Caso não ocorra nenhuma transmissão, somente após o tempo *backoff* as estações novamente podem iniciar uma nova transmissão. Esta sequência continua até que ocorra

uma transmissão, quando então o processo se reinicia. O tempo *backoff* é resultante da seguinte equação:

$$backoff = Random(CW) * SlotTime \quad 3.2$$

Onde

- ✓ *Random(CW)* é um número aleatório entre 0 e CW;
- ✓ CW é um valor inteiro definido em função das características da rede;
- ✓ *SlotTime* é um valor fixo definido conforme o meio físico utilizado. Define o tempo que cada nó da rede terá para utilizar o meio.

Após a transmissão de um pacote de dados o nó transmissor ficará aguardando pelo aviso de recepção com sucesso (ACK). Caso isso não ocorra, o nó aguarda o tempo *backoff* e ao final, volta a escutar o meio, para então retransmitir o pacote de dados.

A Figura 3.5 mostra um algoritmo que representa o protocolo CSMA/CA, no qual pode-se observar que a transmissão poderá ocorrer tanto utilizando-se os sinais RTS/CTS *Request To Send / Clear To Send* (solicitar para enviar / livre para enviar) quanto sem. Quando são utilizados estes sinais de controle e antes de enviar o pacote de dados, o nó “escuta” o meio e se este estiver livre, envia um pacote de tamanho reduzido denominado por RTS, cuja função é indicar aos demais nós da rede que este deseja transmitir. O nó destino, cujo endereço está armazenado no pacote RTS, ao recebê-lo, envia ao nó transmissor um pacote denominado por CTS, indicando que o canal está livre. Neste momento o nó transmissor transmite seu pacote de dados e fica no aguardo pelo ACK. Se não receber é gerado um *backoff* aleatório e após o término deste tempo o nó volta a escutar a rede.

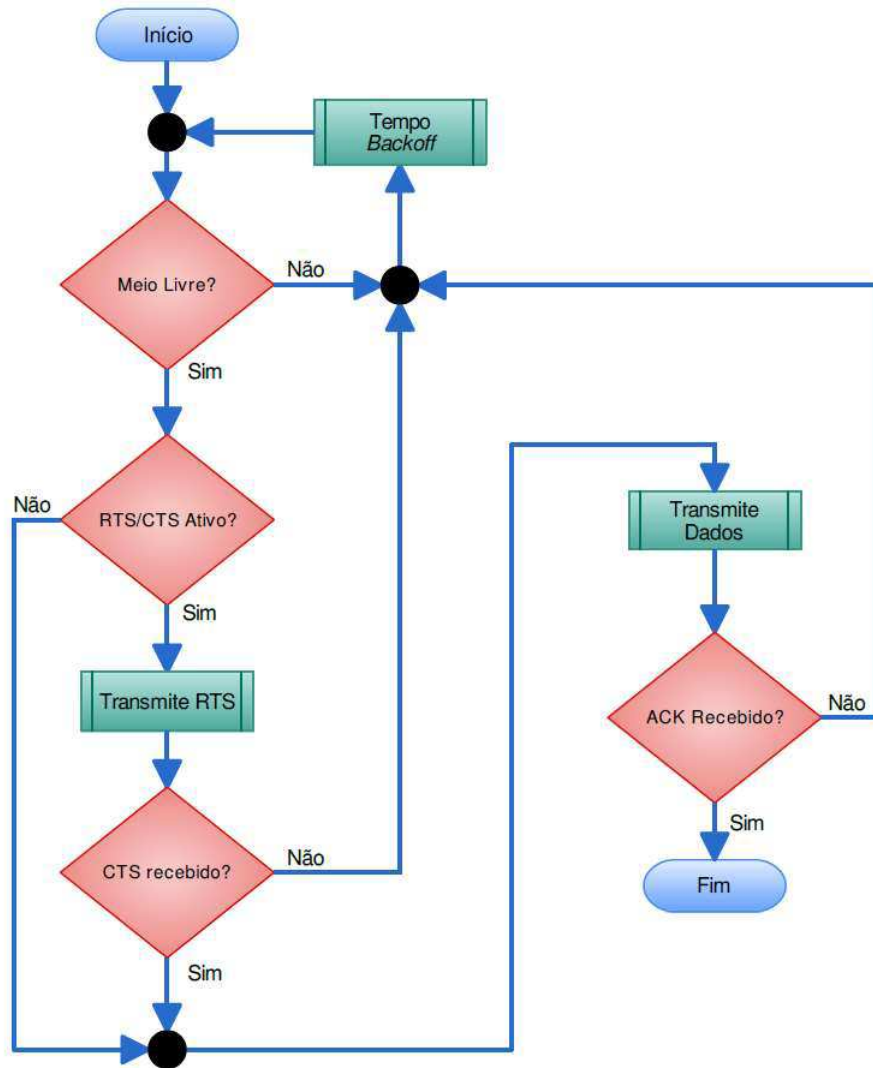


Figura 3.5 - MAC CSMA/CA para acesso ao canal RF de uma rede sem fio.

Quando não são utilizados os sinais RTS/CTS, o nó transmissor simplesmente “escuta” o meio e se este estiver livre, envia seu pacote de dados e fica no aguardo pelo ACK, finalizando o algoritmo ao receber o ACK, ou voltando ao início, em caso contrário.

A estratégia de transmissão utilizando o RTS/CTS, de um lado compromete a eficiência na utilização do meio, pelo fato de ocorrer 2 comunicações para cada *payload* de dados, sendo uma a transmissão do pacote RTS e aguardo pela resposta CTS do nó destino e a outra a transmissão do *payload* de dados e aguardo pelo ACK (indicando recepção OK) enviado pelo nó destino. No entanto, essa estratégia também apresenta um importante benefício, que reside no fato de garantir a exclusividade do meio ao enviar ao destinatário o pacote RTS e receber o pacote CTS. Neste ponto, os demais nós da rede ao

perceberem o trânsito dos pacotes RTS/CTS, imediatamente entram em *backoff*, liberando o canal para a efetivação da transmissão do *payload* de dados.

Além disso, os pacotes RTS/CTS são de tamanho bastante reduzidos, quando comparados aos pacotes de dados. Isto significa que, se houver colisão envolvendo um dos pacotes RTS ou CTS, a duração da colisão será menor devido ao tamanho reduzido dos pacotes RTS e CTS. Em uma rede com vários nós disputando o meio, essa estratégia se apresenta como uma boa opção no sentido de diminuir as colisões e aumentar a vazão da rede [71].

Além das colisões, uma outra questão relacionada à comunicação sem fio refere-se ao problema do *hidden node* (nó escondido), o qual ocorre quando um nó da rede não consegue detectar a transmissão de outro nó, objetivando identificar se o meio está ocupado. Na Figura 3.6, os nós 1 e 2 podem se comunicar. Contudo, devido a uma obstrução entre os nós 1 e 3, estes não conseguem detectar se o canal está efetivamente livre. Pode ocorrer, por exemplo, do nó 1 estar transmitindo e a transmissão não ser percebida pelo nó 3, criando a falsa informação para o nó 3 de que o canal está livre. Desta forma, tanto o nó 1 quanto o nó 3 podem se comunicar com o nó 2, não ocorrendo o mesmo entre os nós 1 e 3. Neste último caso, o uso dos pacotes RTS/CTS ajudam a prevenir colisões causadas por estes problemas.

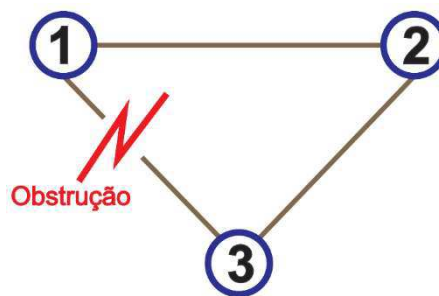


Figura 3.6 - Representação de nó escondido.

3.4.2 Protocolos de Controle de Acesso por Reserva

Nos protocolos de controle de acesso por reserva, normalmente existe um nó centralizador, que em WBANS é denominado por nó central, cuja função é gerenciar o acesso ao meio (canal RF), alocando os recursos aos nós

de acordo com a necessidade e segundo as regras do protocolo. Em geral, a maioria dos controles por reserva evita a ocorrência de colisões, uma vez que o nó central controla a alocação de recursos. Isto significa que, quando um nó recebe o direito de se comunicar, cada um dos demais nós deve aguardar até que o nó central lhe conceda o direito de transmitir. Esta estratégia garante uma transmissão livre de colisões com os demais nós da rede [30], [81], [83].

Nos protocolos por reserva, poderá ocorrer de um nó ser consultado para que transmita seus dados, mesmo este não possuindo informações a serem transmitidas, causando uso ineficiente do canal de comunicação. Além disso, caso o nó central falhe, toda a rede falha. Neste caso, quando a operação da rede exige grande confiabilidade, pode-se utilizar um segundo nó central que atuará como redundante, executando as mesmas tarefas que o nó central principal executa sem, contudo, transmitir qualquer informação para o meio. Caso o nó central principal venha a falhar, o nó central redundante imediatamente assumirá o controle da rede, tornando-se o nó central atuante na gerência da rede.

Como visto no item 3.1.3, a topologia em estrela é preferencial em WBANS para redes de sensores fixados ao corpo, pelo fato de existir um nó centralizador dos dados gerados na rede [57], [59], [60], [27]. Nas WBANS, o nó central responsabiliza-se pela leitura dos nós sensores e pela gerência de operação da rede, em função do protocolo utilizado. Os dados lidos dos sensores, normalmente são encaminhados para fora da WBAN, por exemplo, para outra rede ou um computador. Este elo de comunicação é realizado pelo nó central, realçando a opção pela topologia em estrela e por um protocolo MAC com controle de acesso centralizado por reserva. No protocolo Bluetooth este nó chama-se Mestre, que é o elemento central de uma piconet (rede formada por um nó mestre e até sete nós escravos) [13], [11]. Alguns dos protocolos que operam por reserva são:

Polling

Neste método de acesso, os nós são interrogados pelo nó central em uma sequência pré-determinada. Ao ser interrogado, o nó sensor transmitirá ao nó central seus dados e, caso não haja, enviará uma sinalização de que não há

dados a serem transmitidos. Esta informação poderá ser utilizada para sinalizar que o nó encontra-se ativo na rede. Finalizada a consulta, o próximo nó indicado na sequência pré-determinada será interrogado [31], [75]. Uma vez concluída a sequência, o ciclo recomeça, conforme mostrado na Figura 3.7, onde se observa o início da sequência no nó **1**, seguindo até o nó **n**, quando então o ciclo é reiniciado.

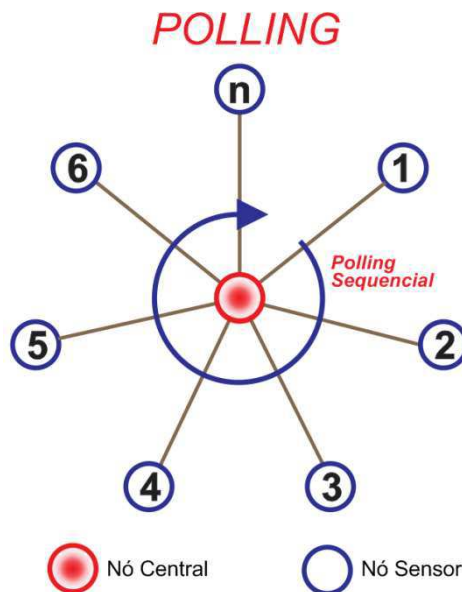


Figura 3.7 - Topologia em estrela com método de acesso do tipo *Polling*.

Caso ocorra falha na comunicação e o nó central não consiga ler os dados de um sensor, na próxima vez que o sensor for interrogado, o comando a ser enviado será de solicitação de reenvio do último pacote.

É oportuno ressaltar que, uma interrogação do nó central só é considera efetiva quando o sensor recebe com sucesso a solicitação do nó central e este, da mesma forma, receba a resposta do sensor. Qualquer falha neste processo significa que o nó central não receberá os dados do sensor e, portanto, deverá solicitar o reenvio do pacote na próxima vez que este sensor for acessado.

O *Polling* é um protocolo altamente centralizado e com reserva onde o nó central consulta cada nó sobre a existência de dados a serem transmitidos. Somente após isto o nó sensor consultado poderá transmitir seus dados. Neste protocolo somente o nó central pode atuar no controle do direito de transmissão. Esse direito de acesso ao meio físico é distribuído pelo nó central para os nós

sensores, segundo as regras do protocolo. Tal configuração deixa o sistema dependente do nó central e mesmo assim é bastante utilizado em instalações industriais, como as redes ASi, ModBus e Profbus DP [87] e mais recentemente na gerência da comunicação em WBANS [30], [21] pelo fato de que um nó, quando autorizado a transmitir, o faz sem colisão, uma vez que naquele momento, o meio é de uso exclusivo deste nó.

FDMA

No FDMA o nó central da rede divide a banda de frequência do canal em n sub canais. Cada nó recebe um destes sub canais para uso exclusivo por todo o período de transmissão. Se o número de nós na rede for menor que o número de sub canais n , os sub canais não utilizados ficarão ociosos, mesmo que existam nós necessitando de mais banda para transmissão dos seus dados. Esta característica degrada a taxa transferência do meio. Esta é uma das razões pelas quais o FDMA é pouco utilizado atualmente [83]. A Figura 3.8 mostra a forma de divisão da banda de frequência do canal RF.

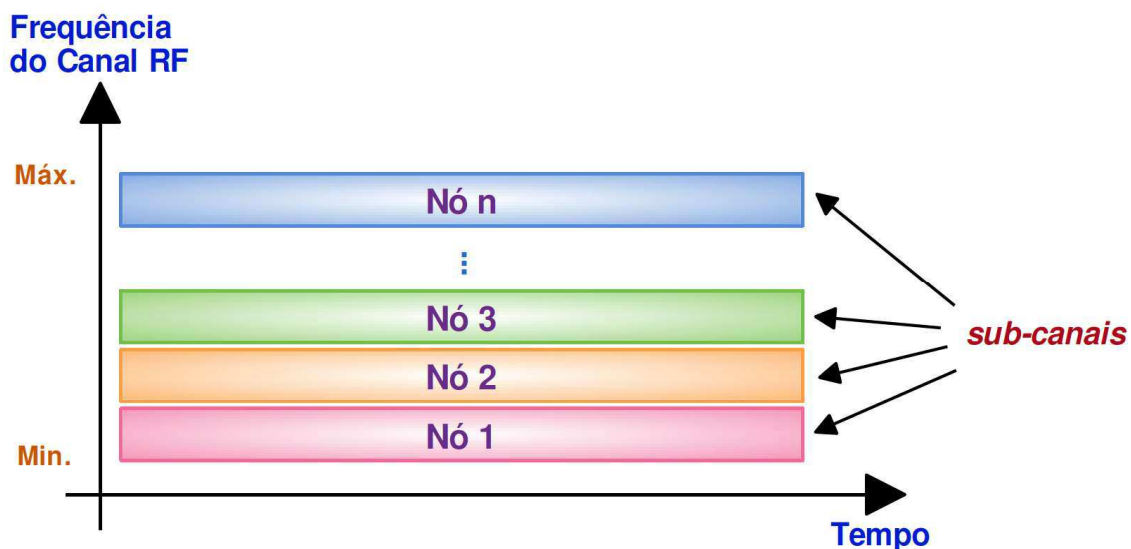


Figura 3.8 - Divisão de frequência no protocolo FDMA.

TDMA

O protocolo TDMA (*Time Division Multiplexing Access*), caracteriza-se pelo fracionamento do tempo de transmissão em quadros e estes divididos em n intervalos (*slots*), onde n normalmente é o número de nós da rede. Cada *slot* de tempo é dedicado a apenas um nó. Isto significa que quando um nó estiver

utilizando um *slot* assinalado para ele, os demais deverão aguardar o instante do seu próprio *slot* para iniciar a transmissão. Durante o tempo no qual um nó estiver transmitindo, toda a banda de frequência do canal estará disponível para uso. Vencido o tempo do *slot* e se ainda houverem dados a serem transmitidos, o nó deverá finalizar a transmissão até o tempo limite do *slot* e aguardar pelo próximo *slot* a ele reservado, contido no próximo quadro e assim sucessivamente. Nessa estratégia, cada nó da rede terá o direito de uso exclusivo do meio, pelo tempo de duração de um *slot* a cada quadro de tempo [81]. A Figura 3.9 mostra a estrutura de divisão de tempo do protocolo TDMA.

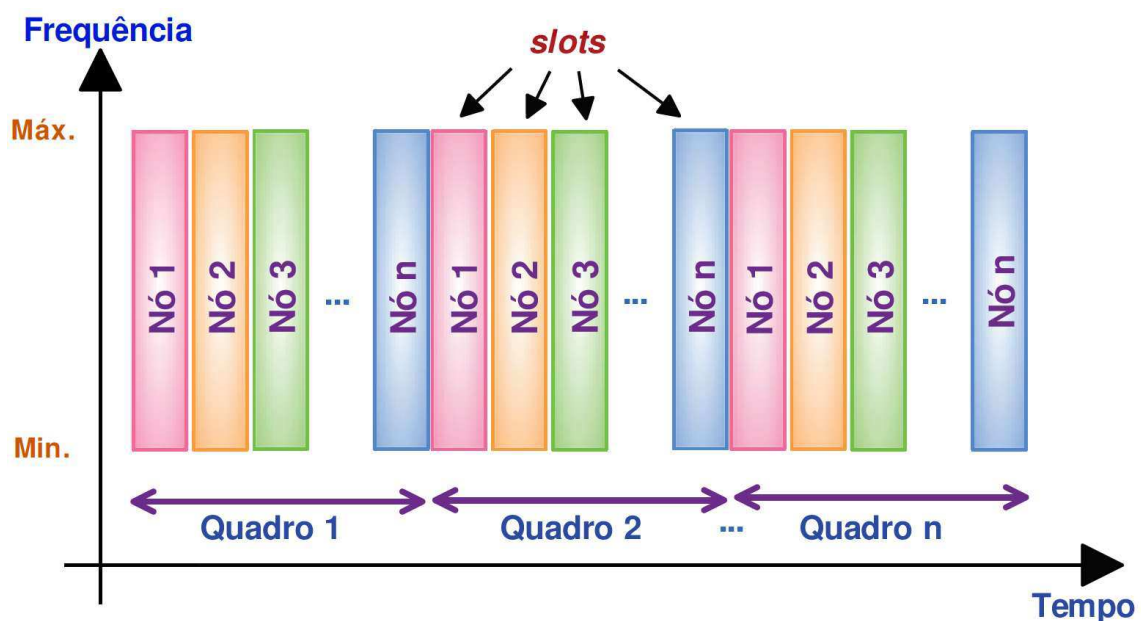


Figura 3.9 - Divisão de tempo no protocolo TDMA.

Essa estrutura de divisão do tempo é de grande vantagem no sentido de se evitar colisões, entretanto, a gerência do sincronismo da rede deve ser bastante rigorosa, para que um nó não invada o *slot* de outro nó, durante o período de transmissão dos seus dados. Isto causaria colisões e por consequência diminuiria a vazão do canal RF. Somado a isso, caso um nó receba um slot de tempo e não tenha dados para transmitir, o canal RF permaneceria ocioso durante o tempo deste *slot*, degradando também a vazão do meio.

CDMA

O protocolo CDMA (*Code Division Multiple Access*) é derivado do *spread spectrum*. Na sua estrutura, a informação digital é multiplicada por um código de frequência mais alta que a da informação. A informação resultante é transmitida utilizando toda a banda de frequência do canal RF. Essa estratégia é utilizada por todos os nós da rede ao iniciarem uma transmissão. Mesmo com vários nós transmitindo ao mesmo tempo e na mesma banda de frequência, não haverá perda de pacotes devido a colisões, pelo fato de que, cada informação transmitida possui um código exclusivo e que só é conhecido pelo nó destinatário. Esse código é utilizado pelo receptor para recuperar a informação. A estratégia utilizada pelo receptor para recuperação da informação está apoiada no fato de que os códigos utilizados são ortogonais, o que significa produto escalar nulo.

Quando o número de nós na rede aumenta, a banda de frequência dos códigos a serem utilizados também deve aumentar, para que seja possível obter mais códigos ortogonais. Quando os códigos não são totalmente ortogonais, o nível de interferência em transmissões múltiplas aumenta, podendo degradar a taxa de transferência do canal RF [81], [75]. A Figura 3.10 mostra a divisão de códigos no diagrama tempo x frequência.

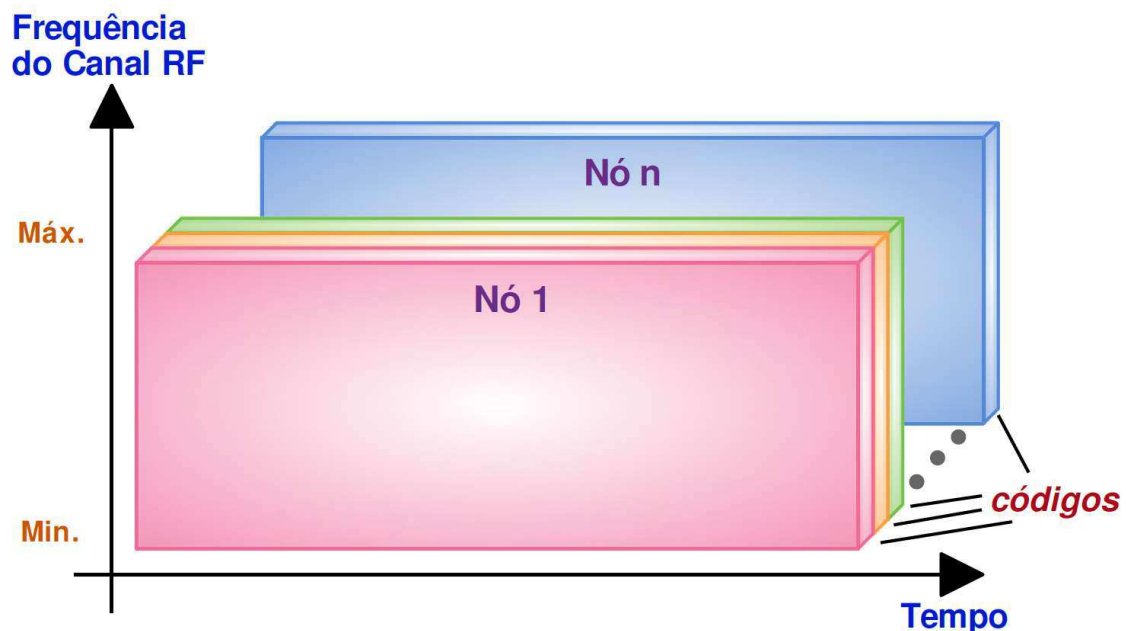


Figura 3.10 - Divisão de código no protocolo CDMA.

Na figura percebe-se que todos os nós podem estar transmitindo ao mesmo tempo, ocupando toda a banda de frequência do canal e pelo tempo que perdurar a transmissão. Por estas características, o CDMA torna-se muito atraente em aplicações não tolerantes a atrasos de transmissão.

Comparando-se os protocolos que operam por contenção com aqueles que operam por reserva, percebe-se uma expressiva diferença tanto no modelo de operação quanto nas aplicações nas quais melhor se adaptam. Tomando-se como exemplo para comparação os protocolos CSMA/CA e *Polling*, no primeiro (CSMA/CA) os nós da rede disputam a utilização do meio físico (canal RF) pelo monitoramento do instante de ociosidade do canal para então iniciar a transmissão. No protocolo *Polling* somente o nó central detém o direito de transmissão e repassa esse direito para algum nó, segundo a política definida para acesso aos nós da rede. No CSMA/CA as colisões podem ocorrer, no entanto, cada nó tem a liberdade de transmitir seus dados assim que meio estiver ocioso. Já no *Polling* as colisões não ocorrem, contudo, cada nó deverá esperar o momento de consulta do nó central para transmitir seus dados.

Tal fato sugere que a escolha do MAC para gerência de uma rede sem fio, como por exemplo uma WBAN, deve ser feita considerando-se, por premissa, o tipo de aplicação para qual a rede será destinada. Em aplicações biomédicas, uma das principais características da aplicação que tem impacto direto na eficiência do protocolo é a taxa de amostragem utilizada na digitalização dos sinais pelos nós sensores. Como visto no Capítulo 2, a taxa de amostragem varia expressivamente em função do tipo de sinal biomédico captado.

3.5 Padrões IEEE Para Comunicação Sem Fio

Muitas aplicações para WBANS observadas na literatura têm sido concebidas a partir de algum dos padrões IEEE. Cada um destes padrões apresenta características benéficas e limitações na concepção de WBANS para aplicações no monitoramento de sinais biomédicos. A seguir será apresentado uma breve descrição dos padrões mais comumente encontrados na literatura voltada para as WBANS.

3.5.1 IEEE 802.15.1 – Bluetooth

Este protocolo surgiu em 1994, após a empresa de dispositivos móveis Ericsson, hoje a Sony Ericsson, estudar a viabilidade de uma tecnologia de comunicação sem fio de baixo custo para interconectar telefones celulares com seus acessórios. Em 1998 surgiu o consórcio Bluetooth formado pelas empresas Ericsson, Nokia, IBM, Toshiba e Intel. O trabalho dessas empresas resultou em uma especificação industrial para *Personal Area Networks – PANs* (rede de área pessoal), fundamentado no padrão IEEE 802.15.1 [11].

O resultado foi que o *Bluetooth* tornou-se um padrão que tem como objetivo principal substituir as conexões por fio entre dispositivos como telefones celulares, notebooks, PCs, impressoras dentre outros. No protocolo *Bluetooth* as conexões entre dispositivos são realizadas por sinais de rádio frequência de curto alcance, de forma segura e operando em uma faixa de frequência mundialmente livre. [13].

Os equipamentos *Bluetooth* estão organizados em três classes distintas, definidas em função do nível de potência de transmissão RF e do alcance das ondas de rádio frequência, como mostrado na Tabela 3.1:

Tabela 3.1 - Classes de potência e alcance de equipamentos *Bluetooth*.

Classe de Potência	Máxima Potência de Transmissão mW (dBm)	Alcance Aproximado com Visada Direta
Classe 1	100mW (20 dBm)	100 metros
Classe 2	2.5mW (4 dBm)	10 metros
Classe 3	1mW (0 dBm)	1 metro

A especificação *Bluetooth* define como os dispositivos irão se agrupar para estabelecimento da comunicação. No *Bluetooth* uma rede sem fio é formada por *piconets*. Cada *piconet* é formada por um conjunto de até oito dispositivos *Bluetooth*, sendo um denominado por mestre, que além de atuar como um dispositivo da rede, também tem a função de gerenciar a operação da *piconet*. Os demais dispositivos são denominados por escravos. Um dispositivo escravo não estabelece comunicação com outro dispositivo escravo, limitando-

se a estabelecer comunicação somente com o dispositivo mestre. *Piconets Bluetooth* podem coexistir em tempo e espaço sem que uma interfira na outra.

Duas ou mais *piconets* podem se conectar através de um dispositivo *Bluetooth* comum a ambas (um *gateway*, bridge ou roteador) para formarem uma *scatternet*. Cada *scatternet* pode envolver até 10 *piconets*. A Figura 3.11 mostra uma *scatternet* formada por duas *piconets*. Estas *piconets* interconectadas dentro de uma *scatternet* criam uma infra-estrutura para tornar possível a comunicação de dispositivos não diretamente conectados ou que estão fora de alcance de outro dispositivo, permitindo a expansão do número de nós da rede para além de oito dispositivos (limite da *piconet*). Os nós destinados a promoverem o roteamento entre duas *piconets* podem ser qualquer um dos nós, inclusive o nó mestre. No entanto, um nó pode ser configurado como mestre em uma *piconet* e escravo em outra, mas nunca como mestre em duas *piconets*.

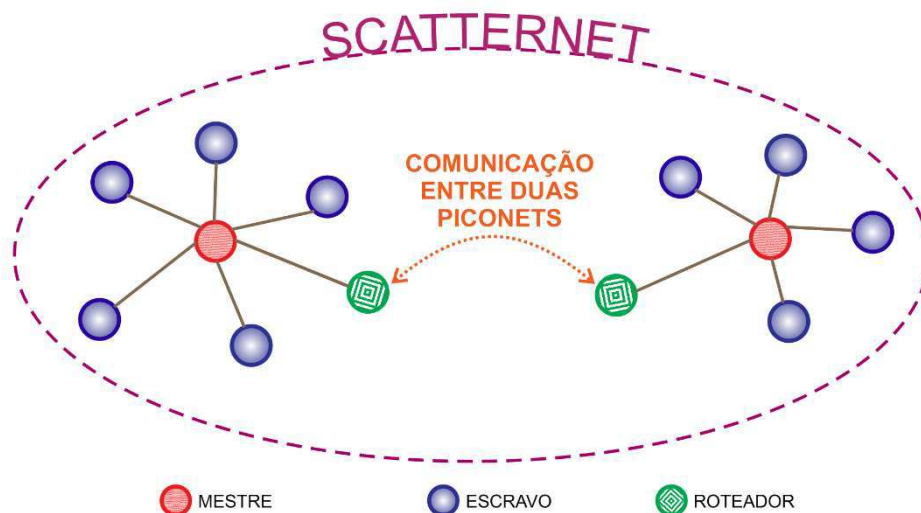


Figura 3.11 – Uma *scatternet* formada por duas *piconets*.

Normalmente o processo de comunicação entre dispositivos *Bluetooth* ocorre basicamente em conexões do tipo ponto-a-ponto, como em uma *piconet*. Isto significa que os dispositivos que compartilham o mesmo canal de uma *piconet*, também compartilharão os recursos deste canal, os quais diminuirão à medida que o número de dispositivos na *piconet* aumenta. Com a *scatternet* esse problema torna-se menos importante, uma vez que a *scatternet* permite a transmissão simultânea de dados de dispositivos *Bluetooth*, pelo fato de haver mais de um nó mestre gerenciando a comunicação. Além disso, na *scatternet* as

piconets podem trocar informações entre si, via nós comuns a mais de uma *piconet* (um nó pode fazer parte de mais de uma *piconet*) [88]. Desta forma, com uma *scatternet* pode-se conseguir comunicação efetiva e eficiente através de vários de nós, com tempo de resposta aceitável no desenvolvimento de aplicações fim-a-fim.

A frequência utilizada por dispositivos Bluetooth opera em uma faixa de rádio não licenciada ISM (*industrial, scientific, medical*) entre 2.4 GHz e 2.485 GHz. A taxa de transmissão pode alcançar 1 Megabit por segundo (Mbps) [13]. Já o consumo de potência pode variar de 1 mW a 100 mW, cobrindo distância entre 1 e 100 metros [89].

O protocolo *Bluetooth* utiliza uma estratégia para evitar interferência com outras redes ou mesmo entre redes *Bluetooth* que operam na mesma frequência denominada por *frequency hopping*, que significa mudar de frequência de comunicação a uma taxa de 1600 vezes a cada segundo. O tempo entre cada salto é chamado de *slot* e tem duração de 625µs. Isto significa que cada pacote de transmissão deverá ocorrer dentro do tempo de um *slot*, quando a conexão for do tipo SCO (*Synchronous Connection Oriented*) ou, quando a conexão for do tipo ACL (*Asynchronous Connection-Less*), os pacotes de transmissão poderão ter tamanhos variados com 1, 3 ou 5 *slots* de comprimento [88].

Outras Especificações Bluetooth

O SIG (*Special Interest Group*) [90] disponibilizou novas especificações para o protocolo *Bluetooth*. Cada nova especificação destina-se a aplicações diferentes, tendo como objetivo oferecer o melhor desempenho em função da aplicação. Estas especificações são:

- ✓ **Bluetooth BR/EDR (Basic Rate/Enhanced Data Rate)** – Estabelece uma conexão sem fio contínua e de curto alcance, ideal para aplicações como *streaming* de áudio;
- ✓ **Bluetooth LE (Low Energy)** – Permite conexão sem fio por curtas rajadas e com longo alcance, ideal para aplicações como internet das coisas (IoT). Nestas aplicações, a exigência de conexão contínua é

dispensável, mas a longa duração da bateria é de fundamental importância;

- ✓ **Dual-Mode** – Suporta as duas especificações anteriores. É destinada a dispositivos como *smartphones* e *tablets* que necessitam das duas especificações, permitindo conexões de *streaming* de áudio (fones de ouvido sem fio) ou controle de iluminação em uma rede *bluetooth* para automação residencial.

Além destas especificações, a última versão do protocolo *Bluetooth* (versão 5), chega com importantes avanços: alcance 4 vezes maior, taxa de transferência 2 vezes maior (2 Mbps) e capacidade 8 vezes maior de transmissão de dados em *broadcast* [90].

Este protocolo apresenta benefícios importantes na área biomédica, tais como baixo consumo de energia, custo atraente e alto volume de dados que podem ser transferidos pelo canal RF. Certamente essas características contribuíram para que este protocolo seja bastante referenciado na área biomédica na implementação de WBANS [12], [91], [92], [93]. No entanto, para aplicações que envolvam grande quantidade de nós sensores estruturados na topologia estrela ou *cluster*, este protocolo apresenta uma importante limitação que é a quantidade de nós para composição da rede, que no caso são 8 nós, sendo 1 mestre e até 7 sensores formando uma *piconet*. Para quantidades de nós sensores maiores que 7 deve-se utilizar a estrutura com mais de uma *piconet*, formando uma *scatternet*. Nesta concepção, alguns nós da rede obrigatoriamente devem atuar como sensor/roteador para conduzir os sinais por ele captados e também aqueles recebidos de outros sensores, em direção ao nó central da rede (mestre), limitando a taxa máxima de transferência dos nós sensores que se comunicam com o nó central através de um nó que esteja atuando como nó sensor/roteador. Pelo exposto, na área médica o protocolo *Bluetooth* se adequa melhor quando a rede possuir poucos nós sensores ou, em uma *scatternet*, quando o volume de dados gerados pelos sensores de uma *piconet* for menor que a vazão máxima do nó que promove a ponte entre uma *piconet* e outra.

3.5.2 ZigBee – IEEE 802.15.4

O ZigBee é um protocolo de rede sem fio desenvolvido com base no padrão IEEE 802.15.4 [14] e classificado como WPAN – *Wireless Personal Area Network* (redes pessoais sem fio), já adotado em muitos países por apresentar uma importante característica que é a de possuir uma infraestrutura de rede simples e com baixíssimo consumo de energia, o que possibilita a utilização de baterias como fonte de alimentação.

A estrutura *multi-hop* do protocolo ZigBee proporciona uma ampla área de abrangência da rede sem fio. Neste modelo de estrutura, mesmo o nó sendo limitado em abrangência, a transmissão de uma mensagem poderá atingir longas distâncias, utilizando-se outros nós da rede para encaminhamento da mensagem até o destino. Deste modo, a mensagem poderá fluir por vários nós e seguindo por mais de um caminho até atingir o destino, conferindo grande robustez e confiabilidade à comunicação RF [94].

O protocolo IEEE 802.15.4 foi definido para operar na frequência ISM (*Industrial, Scientific and Medical*), sendo na Europa de 868 MHz (1 canal), 915 MHz (10 canais) nos Estados Unidos e 2,4 GHz (16 canais) em outras partes do mundo e não requer licença para funcionamento [14]. As Redes ZigBee oferecem uma excelente imunidade contra interferências e a capacidade de hospedar milhares de dispositivos numa rede (até que 65.000 dispositivos), com taxa de transferência de dados que pode variar entre 20kbps a 250kbps [57]. O protocolo ZigBee é destinado a aplicações industriais, comerciais, residenciais e, portanto, o fator taxa de transferência (*throughput*) não pode ser crítico numa implementação ZigBee [95] [14].

O protocolo ZigBee é formado por três tipos de dispositivos, sendo eles: o Coordenador, o Roteador e o Dispositivo Final (*End Device*). Todos eles podem gerar sinais de controle para o hardware no qual estiverem conectados e ainda receber informações deste [57]. Eles podem operar em qualquer das topologias de rede vistas anteriormente (Estrela, Árvore e *Mesh*) e cada dispositivo possui características específicas as quais são apresentadas a seguir:

Coordenador

O coordenador é responsável pela criação da rede PAN - *Personal Area Network* (área de rede pessoal), geração de endereços (PAN-ID) para os dispositivos na rede, reconhecimento dos nós, escolha do canal de rádio frequência entre outras funções. Somado a isso, através do coordenador pode-se criar uma ponte entre outras redes ZigBee [95].

Roteador

Atua na rede como roteador das mensagens provenientes de outros dispositivos conectados a ele. Esta tarefa é realizada sem a dependência do coordenador. Internamente ele possui uma tabela de endereços dos dispositivos que estão sob sua responsabilidade de roteamento. É através do dispositivo roteador que a rede ZigBee pode ter seu alcance expandido indefinidamente. Isto é possível pelo fato de que, uma mensagem originada em um dispositivo, que se encontra distante do dispositivo destino, transitará de roteador em roteador até atingir o destino.

Através dos dispositivos Coordenador e Roteador, uma mensagem na rede ZigBee pode dispor de vários caminhos possíveis entre a origem e o destino na rede para tráfego da informação. Desta forma, é possível eliminar falhas se um nó estiver inoperante, simplesmente mudando a trajetória da informação, o que acontece automaticamente neste protocolo.

Um nó roteador na rede ZigBee, além de atuar como roteador de mensagens de outros nós, também pode operar como sensor/atuator, monitorando sinais ou controlando dispositivos do sistema no qual esteja conectado.

Dispositivo Final

O Dispositivo Final é limitado a gerenciar atuadores e sensores conectados a ele e, apesar de não poder realizar roteamento, apresenta o menor consumo de energia entre os três, uma vez que, este dispositivo pode ser colocado no modo *Sleep* (dormindo), em função do tipo de aplicação. Sempre que o Dispositivo Final não estiver transmitindo ou recebendo, o modo *Sleep* é

automaticamente ativado. Em períodos pré-definidos, o mesmo deixa o modo *Sleep*, verifica se há mensagens para ele e, se houver, recebe-as voltando em seguida para o modo *Sleep*. Outra maneira de tirá-lo do modo *Sleep* é conseguido através da mudança de nível em uma entrada específica no dispositivo.

O ZigBee é excelente no que se refere ao baixo consumo de energia e formação da rede, entretanto, na área biomédica sua grande limitação é a taxa de comunicação do canal RF, cujo limite é 250kbps. Esta taxa limita muito a quantidade de sensores na WBAN, objetivando não congestionar o canal RF. Além disso, dificulta a transmissão contínua de sinais como o ECG e o EMG, em função da taxa de transmissão de bits necessária para estes tipos de sinais ser bastante expressiva.

3.5.3 WI-FI – IEEE 802.11

O WiFi é um protocolo de rede fundamentado no padrão 802.11, que foi homologado em 1997 e pode funcionar tanto na presença de um *Access Point* – AP (Ponto de Acesso) (modo infra-estrutura), quanto na ausência deste, transmitindo de um computador a outro (modo *Ad-hoc*). Inicialmente o padrão funcionava com velocidades de 1 ou 2 Mbps [96]. No entanto, a partir de 1999 outros padrões foram publicados, ficando a família IEEE 802.11 composta pelos seguintes padrões:

- ✓ **IEEE 802.11a:** Padrão Wi-Fi para frequência 5 GHz com taxa de transferência de até 54 Mbps;
- ✓ **IEEE 802.11b:** Padrão Wi-Fi para frequência 2,4 GHz com taxa de transferência de até 11 Mbps. Este padrão utiliza DSSS (*Direct Sequency Spread Spectrum* – Sequência Direta de Espalhamento de Espectro) para diminuição de interferência;
- ✓ **IEEE 802.11g:** Padrão Wi-Fi para frequência 2,4 GHz com taxa de transferência de até 54 Mbps;
- ✓ **IEEE 802.11n:** Padrão Wi-Fi para frequência 2,4 GHz e/ou 5 GHz com taxa de transferência de até 65 a 600 Mbps.

- ✓ **IEEE 802.11ac:** Padrão Wi-Fi mais recente. Foi desenvolvida entre os anos 2011 e 2012, sendo aprovadas as suas características em 2013 pelo IEEE. Opera na frequência 5 GHz com taxa de transferência da ordem de 1024 Mbps [97].
- ✓ **IEEE 802.11ad:** Padrão Wi-Fi ainda em desenvolvimento. Irá operar na banda de frequência 60 GHz com largura de banda de 2 GHz. Promete uma taxa de transferência entre 1, 3 e 7 Gbps [97].

Durante o processo de evolução do padrão 802.11 os modelos de segurança também sofreram importantes mudanças. Inicialmente o 802.11 utilizava o padrão de segurança denominado por WEP (*Wired Equivalent Privacy*). No entanto, devido a sérias falhas de segurança [98], foram instituídos os padrões de segurança WPA e WPA2 (*Wi-Fi Protected Access*).

Tecnologia MIMO

A partir da norma 802.11n a tecnologia MIMO (*Multiple Input, Multiple Output*) foi utilizada para aumentar a taxa de transferência de dados, sem a necessidade de aumentar a largura de banda.

A tecnologia MIMO consiste em dividir os dados a serem transmitidos em três *streams*, ficando cada transmissor responsável por enviar um *stream*. Na recepção existem três receptores independentes, onde cada um se encarrega por receber um dos *streams*. Desta forma, pode-se aumentar a taxa de transferência de dados, mantendo-se a mesma largura de banda de frequência [97].

Atualmente o padrão 802.11 é o mais utilizado na comunicação de computadores, *tablets* e *smart phones*, e considerando as últimas evoluções deste padrão, pode-se esperar que ele continue sendo, ainda por muitos anos, o padrão de comunicação RF mais utilizado do planeta.

O padrão 802.11 (WiFi) tem uma excelente taxa de comunicação através do canal RF e também permite uma grande quantidade de nós na formação da rede. Apesar destas características serem muito atraentes para a área de engenharia biomédica, percebe-se que este protocolo não é muito

utilizado, talvez pelo fato de apresentar alto consumo de energia, preço pouco atraente e rádios de tamanho ainda não muito adequado à maioria das aplicações biomédicas.

3.5.4 UWB – IEEE 802.15.6:

O IEEE 802.15.6 surgiu em 2012 e visa proporcionar um padrão internacional para comunicação em baixa potência, curto alcance e de forma sem fio com alta confiabilidade, seja no entorno ou no interior do corpo humano (mas não se limitando a seres humanos), proporcionando uma ampla faixa de taxas de transferência de dados para diferentes aplicações, podendo chegar a 10 Mbps [99]. Tais aplicações podem ser médicas como o monitoramento de sinais fisiológicos para tratamento/prevenção de ataques cardíacos, câncer etc. e não médicas envolvendo produtos eletrônicos de consumo (CE) e aplicações de entretenimento, sob as quais podem-se exemplificar o monitoramento de movimentos do corpo para aplicações em jogos ou transferência de arquivos entre equipamentos. Este padrão usa a banda ISM (*industrial scientific medical*), bem como bandas de frequências aprovadas por autoridades médicas e/ou agências reguladoras nacionais [16].

No padrão IEEE 802.15.6 foram definidas três novas camadas Física (PHY), as quais são: NB (*Narrowband*), UWB (*Ultra Wideband*), e HBC (*Human Body Communications*) [99]. A seleção de qual camada física será utilizada é definida em função da aplicação para a WBAN.

Camada Física NB

A camada física NB é responsável por ativar e desativar o rádio transceptor, avaliar se o canal corrente está livre e ainda transmitir e receber dados. A estrutura física do protocolo da unidade de dados – PPDU (*Physical Protocol Data Unit*) é composta por três campos: preâmbulo do processo de convergência da camada física – PLCP (*Physical Layer Convergence Procedure*), o cabeçalho do PLCP e a unidade física do serviço de dados – PSDU (*Physical Service Data Unit*). Estes três campos do PPDU são mostrados na Figura 3.12.



Figura 3.12 - Estrutura do PPDU da camada física *Narrowband*.

Durante a transmissão, ao PSDU são adicionados os sinais de preâmbulo e cabeçalho, criando assim o PPDU. No receptor, o preâmbulo e o cabeçalho auxiliam na demodulação, ajudando o receptor durante a sincronização de temporização e de recuperação da portadora e com isso decodificando e entregando os dados do PSDU.

Um dispositivo em conformidade com este padrão e operando na camada física NB (*Narrowband*) deverá ser capaz de suportar a transmissão e recepção em pelo menos uma das seguintes bandas de frequência: 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 [16].

Camada Física UWB

A camada física UWB foi desenvolvida objetivando oferecer desempenho robusto para WBANS, oferecendo um amplo leque de possibilidades de implementação de alto desempenho, robustez, baixa complexidade e operação em ultra baixa potência. Além disso, o interesse pela UWB reside no fato de que os níveis de potência de sinal são da ordem dos que são utilizados na banda MICS (*Medical Implant Communications Service*), proporcionando, por conseguinte, níveis de potência seguros para o corpo humano e baixa interferência em outros dispositivos [16].

A camada física UWB proporciona uma interface de dados para a camada MAC sob o controle do protocolo de convergência da camada física (PLCP), cuja função é fornecer ao MAC informações sobre a camada física. A partir desta característica a camada física UWB fornece três tipos de funcionalidade, como segue:

- a) A ativação e desativação dos rádios transceptores;
- b) O PLCP monta o PPDU concatenando o cabeçalho de sincronização SHR (*Synchronization Header*), com o cabeçalho de camada física PHR (*PHY Header*) e com o PSDU, respectivamente, resultando no pacote para transmissão. Por fim, os bits de PPDU são convertidos em sinais de RF para transmissão.
- c) A UWB pode fornecer uma avaliação do canal de comunicação, informando ao MAC sobre sua ociosidade.

A camada física UWB opera em duas bandas de frequência: banda baixa e banda alta. Cada banda é dividida em canais, todas elas caracterizadas por uma largura de banda de 499,2 MHz. A banda baixa é composta apenas por 3 canais (1-3). O canal 2 tem uma frequência central de 3.993,6 MHz e é um canal obrigatório. A banda alta consiste em oito canais (4-11), onde o canal 7 com frequência central de 7.987,2 MHz é um canal obrigatório, enquanto todos os outros canais são opcionais. Um dispositivo típico UWB deve suportar pelo menos um dos canais obrigatórios [16], [18], [99].

Camada Física HBC

A camada física *human body communications* (HBC) utiliza a tecnologia de comunicação por campo elétrico EFC (*electric field communication*) e abrange todo o protocolo da camada física, tais como a estrutura de pacotes, modulação, preâmbulo / SFD (*start-of-frame delimiter*), etc. A banda de operação é centrada em 21 MHz.

Na camada física HBC, a transmissão de dados de um dispositivo para outro acontece através do corpo do usuário e assim, os dispositivos podem se comunicar, sem depender de fios ou de alguma tecnologia para comunicação sem fios. O usuário simplesmente toca os dispositivos e estes são ligados uns aos outros por meio da tecnologia de TAP (*touch-and-play*), como mostrado na Figura 3.13 [16].

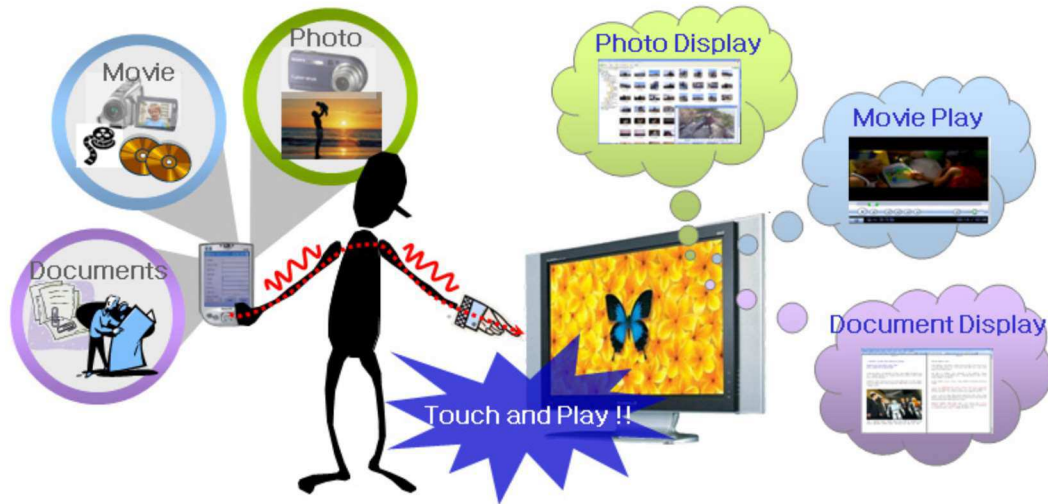


Figura 3.13 - Aplicações para a camada física HBC. Extraído de [16].

Um dispositivo que utiliza a tecnologia HBC deve possuir um eletrodo, uma etapa analógica para restaurar os dados contidos no sinal recebido e uma etapa de controle para gerar os dados a serem transmitidos ou receber os dados do transmissor a partir do sinal restaurado. O eletrodo destina-se a transmitir ou receber um sinal elétrico através do corpo, enquanto o dispositivo estiver em contato com este. A etapa analógica é composta de um pré-amplificador para amplificar o sinal recebido pelo eletrodo, um filtro passa-banda para retirar ruídos presentes no sinal amplificado e um comparador para comparar o sinal filtrado com uma tensão de referência. A etapa de controle se encarrega da transmissão dos dados digitais, o qual ocupa a banda base pela técnica de codificação de pulso, a partir da codificação por desvio de frequência FSC (*frequency shift coding*). Em seguida, os dados gerados pela codificação são enviados ao eletrodo. A etapa de controle também se encarrega de obter os dados recebidos a partir da saída do comparador.

Tecnologia HBC é indicada para promover a comunicação entre dispositivos através do corpo a partir da tecnologia TAP (*touch-and-play*), como mencionado anteriormente. Desta forma, cada dispositivo recebe um ID (*identifier*) para que este possa se conectar a outro dispositivo através do corpo humano, o qual atua como canal de comunicação entre dispositivos. Desta forma, uma vez atribuído os IDs, os dispositivos ficam em condições de trocarem dados ou serviços, sendo que estes dependem das características de cada

dispositivo envolvido na comunicação. Os dados e serviços trocados entre dispositivos são atribuídos por par de dispositivos, como em uma rede *ad hoc* [16].

Controle de Acesso ao Meio MAC

A camada MAC (*Medium Access Control*), no padrão IEE 802.15.6, gerencia o processo de troca de dados entre nós e *hub* (nó central). Para isso o padrão estabelece diversos níveis de associação de segurança entre dispositivos. Em função disso, todos os nós em uma WBAN devem passar por certas fases na camada MAC antes do intercâmbio de dados propriamente dito. Em uma comunicação segura, um nó pode estar em um dos seguintes estados:

Órfão: Neste estado, o nó não tem qualquer relação com o nó central para comunicação segura. É o estado no qual o nó inicialmente entra em associação com o nó central.

Associado: Neste estado, o nó está associado com o nó central e agora possui uma MK (*Master Key*) que é necessária para criação do par de chaves temporária (*pairwise temporal key* - PTK), ao entrar no modo protegido.

Protegido: O nó possui uma PTK com o nó central. Neste estado o nó pode solicitar uma *Connected_NID*, que significa requisição de conexão, para avançar para o estado conectado.

Conectado: O nó possui uma *Connected_NID* e, juntamente com o nó central, estão autorizados a trocarem dados.

De fato, o padrão IEEE 802.15.6 oferece importantes benefícios para a estruturação de uma WBAN, seja pelos benefícios que cada uma das camadas físicas oferece, seja pela exigência de comunicação em baixa potência ou ainda pelas altas taxas de transferência. Contudo, até o presente momento não foram encontradas aplicações práticas envolvendo este protocolo. Os trabalhos encontrados têm sido voltados para avaliação de desempenho, revisões ou propondo alterações de alguma característica do padrão [100], [101], [102]. Pelas características deste padrão e pelos benefícios da comunicação sem fio,

pode-se esperar para um futuro próximo, um novo paradigma de comunicação sem fio, seja na área da saúde com as WBANS, ou entretenimento, tendo como exemplo os videogames. Na área de WBANS, sem dúvida, as vantagens mais importantes deste padrão, considerando as aplicações envolvendo redes de sensores, residem na elevada taxa de transferência do canal RF que pode chegar a 10Mbps e o baixíssimo consumo de energia [16], o que permitirão uma expressiva expansão do leque de aplicações para WBANS na área biomédica.

3.6 Rádios Transceptores Comerciais:

Trata-se de rádios para comunicação RF de forma bidirecional e *half-duplex*, que operam fora dos padrões IEEE e utilizam a faixa de frequência ISM, que no caso do Brasil, é a faixa de frequência no entorno de 2.4GHz [103], [104], [105].

Atualmente é possível encontrar no mercado uma grande variedade destes rádios, dentre estes, um modelo bastante utilizado na área de engenharia biomédica é o rádio da Nordic Semicondutor (nRF24L01+) e mais recentemente o nRF24LE1 (possui um microcontrolador embarcado). Ambos apresentam características bastante interessantes para a área biomédica: baixíssimo consumo de energia, boa taxa de transferência pelo canal RF (até 2Mbps), dimensões reduzidas etc. Estes rádios transceptores têm sido utilizados em diversos projetos na área de engenharia biomédica [59], [60], [27], [61].

NRF24LE01 é um transceptor de rádio com um microcontrolador embarcado em um único chip. O mesmo trabalha na faixa de frequência ISM (2,4 a 2,5 GHz). O circuito emissor-receptor é constituído por um sintetizador de frequência, um amplificador de potência para RF, um oscilador a cristal, um demodulador, um modulador e uma máquina de estado para execução do protocolo de transmissão e recepção *ShockBurst™* [26], [106].

A combinação de processamento, memória, osciladores de baixa potência, contador em tempo real, criptografia AES (*Advanced Encryption Standard*) e uma gama de modos de economia de energia resulta em uma plataforma ideal para a implementação de protocolos de acesso ao meio. Para a área biomédica, o nRF24LE1 também apresenta o benefício do baixíssimo consumo de energia aliado a um bom desempenho de processamento. Como característica adicional, o nRF24LE1 oferece um rico conjunto de periféricos, incluindo: SPI –*Serial Port Interface*, UART, Conversor A/D de 6 a 12 bits, PWM entre outros [26]. Com tantos recursos, muitos autores têm utilizado este tipo de transceptor RF em projetos de equipamentos para engenharia biomédica [59], [60], [27], [61].

Analisando-se cada padrão, percebe-se uma característica que é comum a todos eles e fundamental para aceitação de cada protocolo no mercado. Cada um foi desenvolvido buscando atender ao máximo todas as aplicações a que se destina. Isto significa que, não ser específico para uma aplicação, torna o padrão mais abrangente. De um outro lado, também pode limitar a eficiência no processo de comunicação para uma dada aplicação. Tomando como exemplo o padrão IEEE 802.15.4 (ZigBee) [14], operando na topologia de rede *Mesh* [14], se a aplicação necessitar de alta confiabilidade na entrega dos dados gerados pelos nós, este padrão se aplica perfeitamente, uma vez que a topologia *Mesh* permite que a informação flua através dos nós roteadores até atingir o destino, podendo seguir por mais de uma rota. Contudo, se a aplicação exigir previsibilidade com relação ao tempo de transferência dos dados do nó transmissor até o receptor, esse padrão não é o mais adequado, pelo fato da informação poder chegar ao destino por mais de um caminho, seguindo por diferentes números de nós [57], o que resulta em diferentes tempos de latência. Da mesma forma, no padrão IEEE 802.15.1 (*Bluetooth*), no qual a comunicação flui entre nó e *hub* (*piconet*) [11], uma aplicação na qual vários nós sensores necessitem trocar informações com o *hub* (nó central), objetivando o armazenamento dos dados biomédicos digitalizados, se a rede envolver mais que 7 nós sensores, a estrutura *scatternet* deverá ser utilizada, uma vez que a *piconet* só comporta até 8 nós, sendo um deles o nó central (*hub*) (vide Figura 3.11). Nesta estrutura (*scatternet*), os nós responsáveis pelo roteamento dos

dados de uma *piconet* para a outra, na qual encontra-se o nó central encarregado do armazenamento dos dados digitalizados, poderá se comportar como um “funil”, por estar direcionando os dados dos nós sensores de uma *piconet* para outra. Tal fato poderá aumentar a latência destes nós sensores em relação àqueles que pertencem à *piconet* na qual encontra-se o nó central. Por outro lado, quando o número de nós sensores é pequeno (menor que 8) e exige-se boa taxa de transferência e previsibilidade no tempo de entrega dos dados, este padrão se adequa perfeitamente, uma vez que a comunicação estará ocorrendo diretamente entre o nó transmissor e o receptor, sem roteamento.

Ainda nesta linha de pensamento, o padrão IEEE 802.15.6, utilizando o método de acesso ao meio (MAC) do tipo CSMA/CA, busca, com esta estratégia, o equilíbrio das oportunidades de acesso ao meio físico (canal RF) pelos nós da rede. No entanto, em uma WBAN formada por sensores biomédicos com diferentes taxas de aquisição de dados, este método de acesso compromete a eficiência da rede, uma vez que sensores que geram maior volume de dados, como é o caso dos sinais EEG e EMG, devem ter uma prioridade maior no acesso ao canal RF do que sensores que geram baixo volume de dados, como por exemplo, os sensores de temperatura corporal, permitindo assim, que todos os sensores possam transmitir seus dados para o nó central, sem perda de informação no processo de comunicação RF.

Em aplicações biomédicas as redes sem fio normalmente utilizam a topologia em Estrela para conduzir os dados dos nós sensores para o *hub* ou nó central, pelo fato de não haver a necessidade de comunicação entre os nós sensores [12], [27], [60], [61], [107]. Para esta topologia o método de acesso ao meio (MAC) poderá ser por contenção (Ex. CSMA/CA) ou reserva (*Polling*). Entretanto, será em função das características da aplicação para a WBAN (número de nós sensores, taxa de amostragem dos nós etc.) que a escolha poderá seguir por um MAC por contenção ou por reserva. Por esta afirmação pode-se perceber o quanto a eficiência de uma WBAN é dependente do método de acesso ao meio (MAC) e das características da aplicação para a WBAN. Isto significa que, um determinado protocolo pode ser ineficiente na gerência da WBAN para um tipo de aplicação, mas poderá tornar a WBAN muito eficiente em outro tipo de aplicação.

3.7 Considerações Finais

Pelo exposto, pode-se concluir que o MAC utilizado na gerência de uma WBAN, deve ser escolhido considerando-se a aplicação destinada à WBAN. Neste sentido, também pode-se concluir que um MAC que consiga se adaptar à realidade de demanda dos nós sensores e com foco na eficiência ao realizar a leitura dos dados dos nós sensores, é preferível quando comparado a outros protocolos de acesso ao meio. Nesta direção, o próximo capítulo apresenta a proposta de um protocolo de acesso ao meio, cuja estratégia para seleção do próximo sensor a ser lido pelo nó central, considere a realidade atual de demanda de cada nó sensor da WBAN.

CAPÍTULO 4

PROPOSTA DE PROTOCOLO PARA ACESSO AO MEIO

4.1 Introdução

Este capítulo descreve a proposta de um protocolo denominado por MAR-PC - *Multiple Access with Reserve and Priority Control* (Acesso Múltiplo com Reserva e Controle de Prioridade), o qual é destinado a gerenciar o processo de comunicação entre o nó central e os nós sensores em uma WBAN, considerando a realidade de demanda de dados disponíveis para leitura em cada nó sensor da rede. Para isso, o caminho escolhido para desenvolvimento deste protocolo foi implementar uma estrutura de WBAN, que permitisse avaliar o funcionamento do MAR-PC e ainda permitir que comparações de desempenho com outros protocolos pudessem ser realizadas.

Serão detalhadas as especificações, requisitos e estrutura de operação da WBAN, a operação do protocolo MAR-PC, os algoritmos e o modelo de gerência de prioridades.

4.2 Modelo de WBAN para Implementação e Teste do Protocolo MAR-PC

4.2.1 Características da WBAN

O desenvolvimento do protocolo MAR-PC foi realizado a partir de um modelo de WBAN, o qual foi utilizado durante as fases de desenvolvimento, testes e avaliação do MAR-PC. O modelo adotado foi definido em função das tendências observadas nas literaturas consultadas envolvendo WBANs [4], [21], [20], [31], [9], [5], [7] entre outras. A estrutura da WBAN definida para desenvolvimento do protocolo proposto é apresentada na Figura 4.1. Esta estrutura também será utilizada para implementação do protocolo *Polling*, o qual será utilizado para comparação de performance com o MAR-PC. Além disso, a estrutura implementada também será utilizada para comparar o MAR-PC com outros protocolos publicados recentemente na literatura.

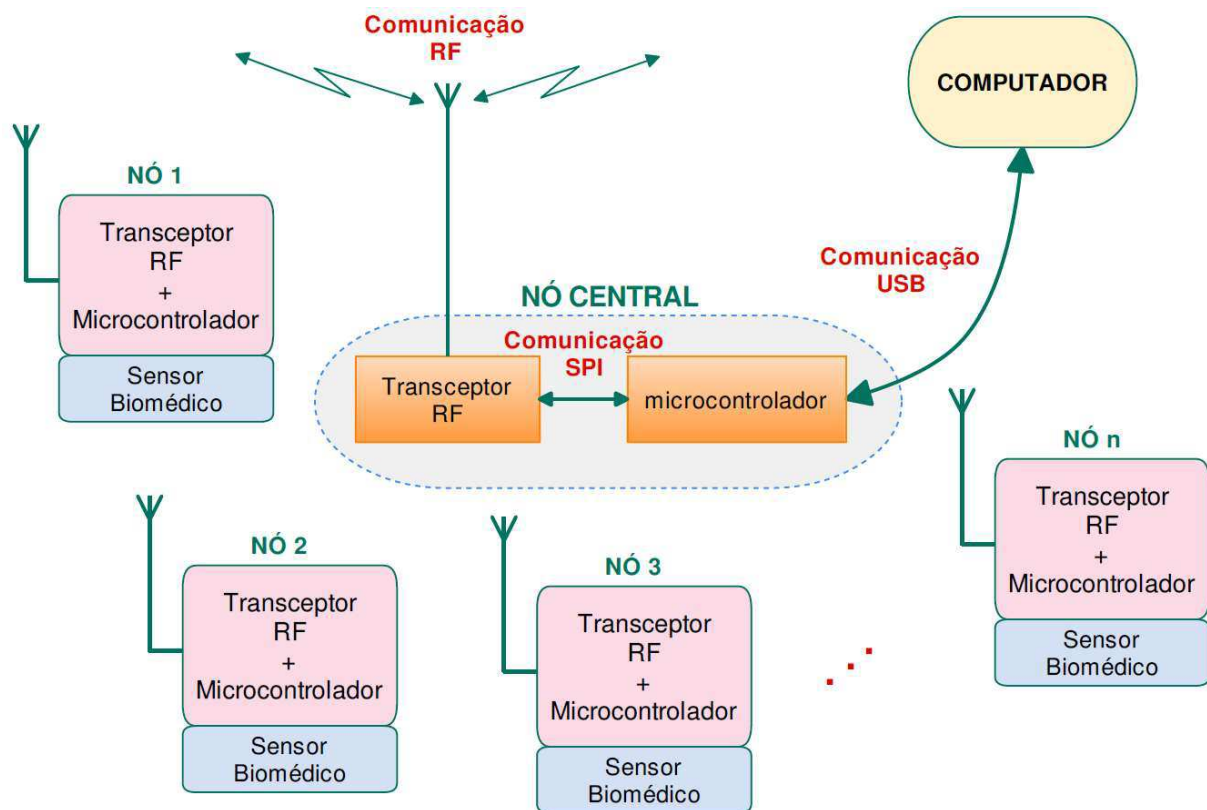


Figura 4.1 - Estrutura da WBAN.

A WBAN mostrada na Figura 4.1 pode ser dividida em 3 partes: nó central, nós sensores e computador. As especificações e requisitos de cada etapa desta estrutura é apresentada a seguir:

4.2.2 Computador

O computador executará um software para configuração e gerência da WBAN, além da leitura, visualização e armazenamento dos dados lidos dos sensores.

4.2.3 Nó Central

O nó central é o elemento mais importante da WBAN e será de responsabilidade dele a gerência de todo o processo comunicação RF com os nós sensores, execução dos protocolos de acesso ao meio (MAR-PC e *Polling*), comunicação com o computador para transferência dos dados dos sensores, execução dos comandos recebidos do computador, configuração dos nós sensores e iniciar/interromper o processo de aquisição dos nós sensores.

Durante todo o período de operação, o nó central estará gerenciando a comunicação com os nós sensores, ao mesmo tempo em que estará aguardando por comandos provenientes do computador. Desta forma, através do computador será possível, em qualquer instante, controlar a operação da WBAN seja para configurar, ler dados ou mesmo interromper a operação da rede.

Tanto os comandos provenientes do computador como a transferência dos dados para o computador serão realizados via porta USB, que será o canal de comunicação entre a WBAN e o computador.

4.2.4 Nós Sensores

Os nós sensores mostrados na Figura 4.1 estão divididos em duas partes: Transceptor RF e Sensor Biomédico. A primeira parte trata da digitalização e armazenamento do sinal biomédico, ao mesmo tempo em que controla a comunicação RF com o nó central. A segunda parte é dedicada ao condicionamento do sinal biomédico, o qual será definido em função do tipo de sinal que o mesmo deverá captar.

Durante a realização deste trabalho, optou-se por focar somente no projeto do protocolo MAR-PC e, por esta razão, não foi considerado o desenvolvimento dos condicionadores para captação dos diversos tipos de

sinais biomédicos. No entanto, cada nó sensor possuirá uma entrada para sinais analógicos. O sinal presente nesta entrada será digitalizado pelo conversor A/D, contido no próprio nó sensor, e armazenado para posterior envio ao nó central.

Todos os nós sensores possuirão uma memória FIFO - *First In First Out* (primeiro a entrar primeiro a sair) para armazenamento dos dados digitalizados até que estes sejam lidos pelo nó central. Esta memória promove liberdade ao nó central para ler um nó sensor, enquanto os demais seguem armazenando os dados gerados. Somado a isso, a FIFO também será importante em situações de falha na comunicação RF, nas quais se faz necessária a retransmissão de algum pacote de dados perdido, durante a comunicação com o nó central. Nestes casos, as novas amostras que estiverem sendo geradas continuarão sendo armazenadas na FIFO, até que o nó central efetue a leitura.

Os nós sensores são responsáveis por digitalizar a informação biomédica monitorada e, ao mesmo tempo, responder aos comandos recebidos do nó central. Estes comandos podem ser divididos em basicamente duas classes: comandos de configuração e comandos de operação. Comandos de Configuração são aqueles que definem a forma de operação do sensor, como por exemplo a taxa de amostragem. Comandos de Operação são aqueles destinados ao controle de operação do sensor, como por exemplo, início de aquisição e leitura dos dados armazenados no sensor.

Neste modelo de WBAN os nós sensores estarão operando sempre no modo escravo, o que significa limitar-se a responder às interrogações do nó central e somente quando este solicitar. Além disso, um nó sensor não estabelecerá comunicação com outro nó sensor. Todo o processo de comunicação será sempre entre o nó sensor e o nó central.

4.2.5 Operação da WBAN

A operação da WBAN consiste em receber e executar os comandos do computador, ler os dados dos sensores e enviá-los ao computador. A gerência de operação da WBAN é realizada pelo nó central, cuja operação é descrita a seguir.

4.2.6 Operação do Computador

O objetivo do software a ser executado no computador é controlar toda a operação da WBAN, ler os dados produzidos pelos nós sensores, ficando estes disponíveis para visualização na tela do monitor ou armazenamento em memória não volátil. Além disso, este aplicativo também atuará como interface com o usuário (IHM), permitindo a este determinar a forma de operação da WBAN e o destino dos dados biomédicos digitalizados. A Figura 4.2 mostra o diagrama de operação (máquina de estado) do software do computador.



Figura 4.2 - Diagrama de operação do Computador.

Pelo diagrama da Figura 4.2 o computador permanece em estado de espera, aguardando por algum comando solicitado pelo usuário. Quando o comando *Configura Aquisição* é chamado, o usuário poderá definir a taxa de amostragem para cada sensor, o número total de amostras a serem geradas pela WBAN e o tempo de duração da aquisição. O comando *Reset WBAN* reinicia todos os sensores e o nó central e cancela o processo de aquisição da WBAN. O comando *Dispara Aquisição* ativa o processo de aquisição. Em seguida, o comando *Lê Dados WBAN* passa a ser executado automaticamente para leitura dos dados gerados pela WBAN via porta USB. Essa leitura mantém-se continuamente em execução, enquanto o processo de aquisição estiver ativo. Nesta situação, dois tipos de eventos estarão sendo monitorados

continuamente: o evento solicitando a execução de algum comando definido pelo usuário e a chegada pela porta USB de algum *payload* do nó central. O comando *Interrompe Aquisição* interrompe o processo de amostragem dos nós sensores, mas mantém o processo de leitura dos nós sensores ativo, até que todos os dados armazenados nas memórias FIFO dos nós sensores tenham sido lidos. O processo de aquisição é interrompido em uma das 3 seguintes situações: quando o comando *Reset WBAN* é executado, quando o número total de *payloads* de dados recebidos for atingido ou quando tempo de aquisição for atingido.

Concluído o processo de aquisição, o usuário poderá solicitar a visualização dos dados lidos na tela do computador na forma de gráficos, a partir do comando *Mostra Gráficos* ou armazenar os dados em memória não volátil. Para isso o comando *Armazena Dados* deverá ser executado.

4.2.7 Operação do Nó Central

Na Figura 4.1, a conexão entre o nó central e o computador, via porta USB, permite que o nó central possa se manter em constante monitoramento da porta USB, na busca por comandos provenientes do computador. Quando um comando é recebido, o mesmo é executado, segundo a tarefa definida para o comando.

A operação do nó central é dividida em modos: *modo Comando* e *modo Varredura*. No *modo Comando*, o processo de leitura dos dados dos nós sensores está inoperante, ficando o nó central resumido em executar os comandos recebidos do computador para configuração e reset dos nós sensores. O *modo Varredura* é responsável pela leitura dos dados gerados pelos sensores e enviá-los ao computador, e é executado continuamente até que um comando de interrupção seja executado. Este modo inicia-se imediatamente após o nó central receber do computador o comando *Dispara Aquisição* para disparo do processo de aquisição dos nós sensores. Os instantes em que cada modo de operação está ativo são mostrados na Figura 4.3.

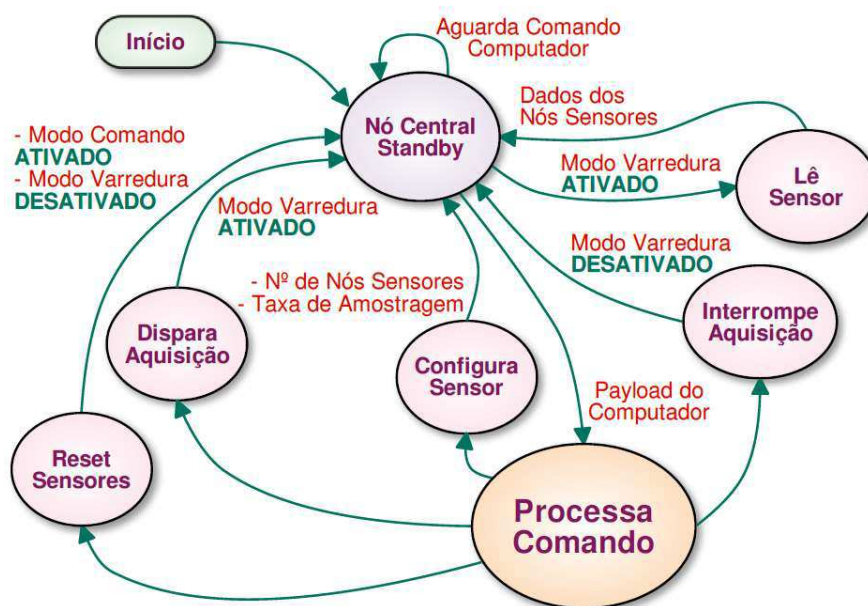


Figura 4.3 - Diagrama de estado da operação do nó central.

A Figura 4.3 mostra o diagrama de estado da operação do nó central. Na figura pode-se perceber que, o processo relativo à leitura dos dados dos nós sensores só é executado quando o *modo Varredura* está ativo. Neste modo, o nó central acessa continuamente todos os nós sensores para leitura dos seus dados e segundo a sequência definida pelo protocolo em execução. Os dados lidos são imediatamente enviados ao computador via porta USB. Quando o comando *Reset Sensores* é executado, todos os nós sensores são reiniciados e o processo de aquisição é cancelado (*modo Varredura* desativado e *modo Comando* ativado). Quando o comando *Interrompe Aquisição* é executado, o processo de aquisição é interrompido, contudo, o nó central continua operando normalmente. O *modo Varredura* continua ativo. Isto é importante para que os dados contidos na FIFO, no momento da interrupção, possam ser lidos.

Configuração dos Nós Sensores

Durante a programação do nó central, o número de sensores da WBAN e o endereço de rede que cada um utilizará para comunicação com o nó central, já terão sido definidos no software do nó central. Da mesma forma, os nós sensores deverão ter sido programados com o software relativo à operação do sensor e o endereço de rede que o mesmo ocupará. Finalizada essa etapa, o nó

central poderá estabelecer comunicação com cada nó sensor da WBAN. Neste processo, o nó central ao receber um pacote de configuração de um nó sensor (comando *Configura Sensor* – vide Figura 4.3), proveniente do computador, imediatamente enviará este pacote para o nó sensor, cujo endereço está especificado no pacote recebido do computador. Esse mesmo procedimento será seguido para configuração de todos os nós sensores da WBAN.

4.2.8 Operação dos Nós Sensores

Uma vez configurados, os nós sensores estarão prontos para receber comandos do nó central e até que isso aconteça, eles permanecerão em estado de espera (*standby*). Neste estado, a operação dos nós sensores resume-se em aguardar pela chegada de um comando do nó central, vindo pelo canal RF. Ao receber um comando, o nó sensor promoverá a execução das tarefas pertinentes ao comando recebido e, após concluído, voltará ao estado de espera. A Figura 4.4 mostra a máquina de estado da operação do nó sensor.

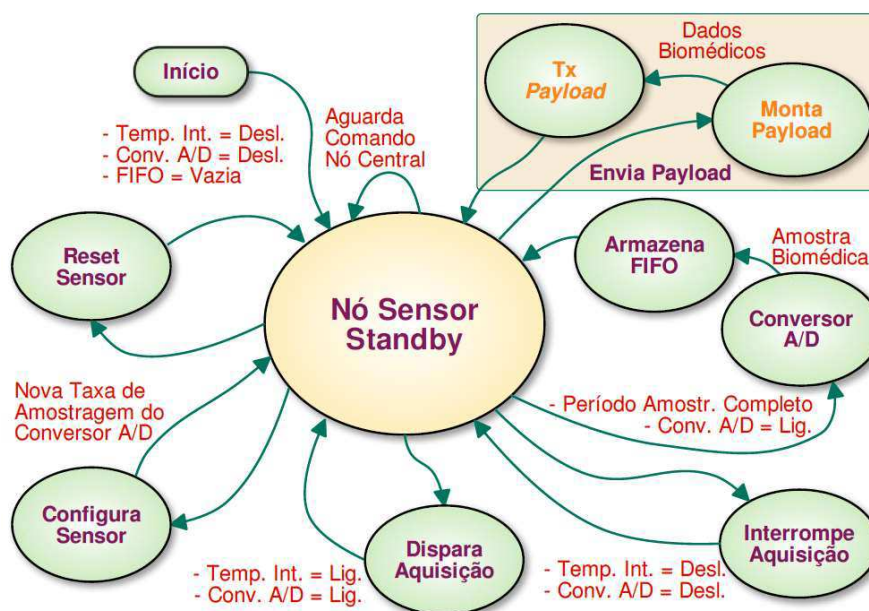


Figura 4.4 - Diagrama de operação do nó sensor.

O comando *Reset Sensor*, além de reiniciar todas as variáveis e tabelas do nó sensor, também desativa o temporizador interno e o conversor A/D. O comando *Configura Sensor* recebe os dados relativos ao período de

amostragem que o conversor A/D deverá operar e configura o temporizador interno com estes valores. O instante no qual o conversor A/D fará a digitalização do sinal biomédico é determinado pelo temporizador interno.

O comando *Dispara Aquisição* ativa o temporizador interno e o conversor A/D, esvazia a FIFO e inicia um novo processo de aquisição de dados. O comando *Interrompe Aquisição* desativa o temporizador interno e o conversor A/D, sem alterar os dados contidos na FIFO. Desta forma, o processo de leitura dos dados digitalizados poderá continuar normalmente até que a FIFO esteja vazia.

Uma vez ativado o processo de aquisição, a cada vez que o período de amostragem for completado pelo temporizador interno, o conversor A/D é disparado para digitalizar o sinal biomédico. Em seguida a amostra é armazenada na FIFO, voltado ao estado de espera até que um novo período de amostragem seja completado.

Quando o comando *Envia Payload* é recebido, o nó sensor avalia se o comando é para reenvio do último *payload* gerado ou para envio de um novo. No primeiro caso, o nó sensor retransmite ao nó central o último *payload*. No segundo, o nó sensor monta um novo *payload* com os dados da FIFO, descarta o último *payload* e transmite ao nó central o *payload* montado.

4.3 Requisitos e Especificações da WBAN

Para implementação prática do protocolo MAR-PC, devem ser definidos os requisitos e especificações de cada parte da WBAN: nó central, nós sensores e computador, os quais serão mostrados a seguir.

4.3.1 Requisitos e Especificações do Computador

Os requisitos necessários para definição do computador são:

- ✓ Deve possuir porta USB com capacidade em bps (bits por segundo) suficiente para receber os dados provenientes do nó central que, em sua maioria, são os dados biomédicos dos nós sensores;

- ✓ Capacidade de processamento para execução do software destinado a execução das tarefas do computador, relativas à comunicação com o nó central e apresentação das informações biomédicas. Tudo isso sem produzir atrasos que resultem em perda dos dados recebidos do nó central;

As especificações relativas à operação do software executado no computador são destinadas ao controle da WBAN e recepção dos dados gerados pelos nós sensores. Estas especificações são:

- ✓ A operação do processo de leitura dos nós sensores da WBAN deverá ocorrer, sem qualquer dependência do computador. Esta exigência deve-se ao fato de que, a dependência poderá afetar a eficiência do protocolo;
- ✓ No *Modo Varredura* do nó central, o computador limita-se exclusivamente a receber os dados do nó central e armazená-los, saindo desta condição somente quando o usuário solicitar a interrupção da aquisição ou reset da WBAN;
- ✓ O aplicativo deverá permitir a visualização dos dados recebidos da WBAN na tela do computador e ainda o armazenamento em disco dos dados lidos dos sensores;
- ✓ Pelo aplicativo deverá ser possível configurar, disparar e interromper o processo de leitura dos nós sensores;

4.3.2 Requisitos e Especificações do Nó Central

Para implementação do nó central os requisitos abaixo deverão ser seguidos:

- ✓ O canal RF deverá pertencer à faixa *ISM (Industrial, Scientific and Medical)* pelo fato de ser uma faixa de frequência livre e destinada a este tipo de aplicação. Também deverá operar em um canal RF que esteja fora da faixa dos canais das redes WiFi [108], como forma de evitar colisões com pacotes RF destas redes;

- ✓ Deverá possuir recursos para cálculo automático do CRC na transmissão e recepção de pacotes RF;
- ✓ Deverá apresentar uma velocidade de processamento suficiente para executar o protocolo MAR-PC, de modo que os atrasos de processamento não comprometam a eficiência do protocolo;
- ✓ Deverá apresentar uma quantidade de memória de dados e de programa suficientes para armazenamento das variáveis e tabelas necessárias à execução do protocolo, bem como o próprio programa do protocolo MAR-PC;
- ✓ Deverá possuir porta USB com taxa de transferência suficiente para que o nó central possa enviar os dados gerados pelos nós sensores para o computador, sem que haja afunilamento ou atrasos durante o envio, que comprometam a eficiência do protocolo.

Uma vez definidos os requisitos necessários a implementação do nó central, deve-se agora especificar as tarefas que o software deverá executar. Estas tarefas são descritas a seguir:

- ✓ Monitoramento contínuo da porta USB na busca por comandos provenientes do computador;
- ✓ Execução do comando *Configura Sensor*: Para configuração de um sensor, os seguintes passos deverão ser executados:
 - a. Monta o *payload* do pacote RF com os dados do *payload* recebido do computador, no caso são os dados de configuração e o endereço do sensor destino;
 - b. Envia o *payload* para o sensorEste comando é válido somente quando o *Modo Comando* está ativo e é executado individualmente para cada nó sensor.
- ✓ Execução do comando *Dispara Aquisição*: Para disparo da aquisição, os seguintes passos deverão ser executados:
 - a. Monta um *payload* com o comando para disparo da aquisição
 - b. Envia aos nós sensores por *broadcast* o *payload* montado;

- c.** Ativa o *Modo Varredura*;
 - ✓ No *Modo Varredura*, o nó central deverá continuamente permanecer executando as seguintes tarefas:
 - a.** Monitorar a porta USB na busca por comandos vindos do computador;
 - b.** Executa o algoritmo de leitura dos sensores que será apresentado mais à frente.
- ✓ *Interrompe Aquisição*: O nó central ao receber este comando envia um pacote RF em *broadcast* aos nós sensores solicitando a interrupção da digitalização dos sinais biomédicos. Uma vez interrompido o processo de leitura dos sensores, o nó sensor reterá os dados armazenados na memória FIFO até que sejam lidos pelo nó central ou até receber um comando para reset dos nós sensores;
- ✓ *Reset Sensores*: Ao receber este comando, o nó central enviará uma mensagem de *broadcast* para todos os nós sensores da WBAN, solicitando o cancelamento do processo de leitura e reinício dos nós sensores.

4.3.3 Requisitos e Especificações dos Nós Sensores

Para implementação dos nós sensores, alguns requisitos deverão ser seguidos:

- ✓ Pelas mesmas razões descritas nos requisitos do nó central, o canal RF deverá pertencer à faixa *ISM (Industrial, Scientific and Medical)*;
- ✓ Deverá possuir recursos para o cálculo automático do CRC na transmissão e recepção de pacotes RF;
- ✓ Deverá apresentar uma velocidade de processamento suficiente para executar o protocolo MAR-PC, de modo que os atrasos de processamento não comprometam a eficiência do protocolo. No caso dos nós sensores, as exigências de processamento serão menores que aquelas do nó central, pelo fato do algoritmo a ser

executado nos nós sensores exigirem menor esforço computacional;

- ✓ Deverá apresentar uma quantidade de memória de dados e de programa suficientes para armazenamento das variáveis e tabelas necessárias à execução do protocolo, bem como, o programa do protocolo MAR-PC, neste caso, somente os algoritmos destinados aos nós sensores;
- ✓ Deverá possuir um conversor A/D com número de bits de resolução e taxa máxima de amostragem adequados aos sinais biomédicos a serem captados por cada nó sensor;
- ✓ Deverá possuir temporizador interno para gerência da taxa de amostragem do conversor A/D;
- ✓ Deverá permitir alimentação por tensão de bateria e apresentar baixo consumo, de modo que a vida útil da bateria seja adequada ao tipo de aplicação da WBAN. A exigência pelo tipo de bateria fundamenta-se na necessidade do nó sensor ser leve e pequeno;
- ✓ Deverá possuir uma memória FIFO com capacidade suficiente para armazenar um número de amostras do sinal digitalizado, até que o nó central possa efetuar a leitura ou releitura no caso de falha na comunicação com o nó central.

As especificações relativas ao software que será executado nos nós sensores são:

- ✓ Cada nó sensor receberá um endereço de rede que será utilizado pelo nó central para estabelecer comunicação com o nó sensor. Este endereço será único e exclusivo para cada sensor da WBAN e será atribuído durante o processo de programação do nó sensor;
- ✓ O nó sensor deverá:
 - a. Aguardar por comandos vindos do nó central;
 - b. Executá-lo;
 - c. Voltar ao passo a;

- ✓ Comando *Configura Sensor*: Ao receber este comando, o nó sensor deverá utilizar as informações recebidas para configurar a taxa de amostragem do conversor A/D e retornar ao nó central um *payload* indicando o resultado da configuração;
- ✓ Comando *Dispara Aquisição*: Ao receber este comando, o nó sensor deverá:
 - a. Ativar o conversor A/D;
 - b. Armazenar a informação biomédica digitalizada na memória FIFO;
 - c. Manter a digitalização contínua, seguindo a taxa de amostragem definida na configuração;
- ✓ Comando *Envia Payload*: Ao receber este comando:
 - a. Verifica se a solicitação é para envio de um novo pacote de dados ou retransmissão do último pacote;
 - b. Se a solicitação for para novo *payload*, retira dados da FIFO, monta o *payload* e envia para o nó central;
 - c. Se a solicitação for para retransmissão, reenvia o último *payload* transmitido;
- ✓ Comando *Interrompe Aquisição*: Ao receber este comando o nó sensor deverá desativar o temporizador interno e o conversor A/D;
- ✓ Comando *Reset Sensor*: Ao receber este comando:
 - a. Desativa o conversor A/D;
 - b. Desativa a base de tempo responsável pela geração da taxa de amostragem;
 - c. Zera variáveis e memória FIFO;

4.3.4 Pacotes de Comunicação da WBAN

A operação da WBAN está fundamentada em dois processos de comunicação, sendo um envolvendo o nó central e o computador e outro o nó central e os nós sensores. No primeiro, as informações fluirão pela porta USB e no segundo pelo canal RF. Em ambos os processos, a comunicação será

estabelecida através de pacotes de dados (*payloads*), no entanto, cada um contendo características específicas.

A comunicação computador – nó central será do tipo ponto-a-ponto e, por esta razão, não necessita de endereçamento. Além disso, todas as tarefas relativas à validação dos dados recebidos já são realizadas automaticamente pelo protocolo de comunicação da própria porta USB. Devido a estas características, o *payload* de dados transmitidos neste canal de comunicação resume-se, basicamente, nas informações relativas aos dados lidos dos nós sensores, quando o nó central estiver transmitindo e comandos, quando o computador estiver transmitindo.

A comunicação nó central – nós sensores deverá ser por endereçamento com cada nó sensor tendo o seu próprio endereço. A estratégia adotada para este canal de comunicação foi definir um endereço único para todos os nós da rede (nó central e nós sensores). Como a comunicação será sempre iniciada pelo nó central, toda transmissão realizada será recebida por todos os nós sensores. Contudo, para que a informação seja processada somente pelo nó destinatário, o *payload* transmitido pelo nó central deverá conter o endereço do nó destinatário. Cada nó sensor possui seu próprio endereço e, ao receber um pacote de dados do nó central, verifica se o endereço contido no *payload* é igual ao seu endereço. Em afirmativo, processa o *payload* ou, caso contrário, descarta. Esta estratégia facilita a comunicação *unicast* e *broadcast* do nó central com os nós sensores. Para comunicação *broadcast*, os nós sensores deverão possuir, além do seu próprio endereço, um outro que seja comum a todos os nós sensores.

Além do endereço do destinatário, o *payload* conterá os dados e as informações relativas ao processamento destes. Os dados para validação do *payload* por CRC não está contido no *payload* e não faz parte do protocolo MAR-PC. Este campo é um item dos requisitos do nó central e dos nós sensores e deverá ser contemplado na definição da estrutura de hardware da WBAN. Esta escolha foi em função de existirem no mercado diversos tipos de rádios transceptores que já realizam a função CRC automaticamente.

De forma mais abrangente, a Figura 4.5 mostra a estrutura de pacotes para estabelecimento da comunicação entre o nó central e o computador e entre o nó central e os nós sensores.

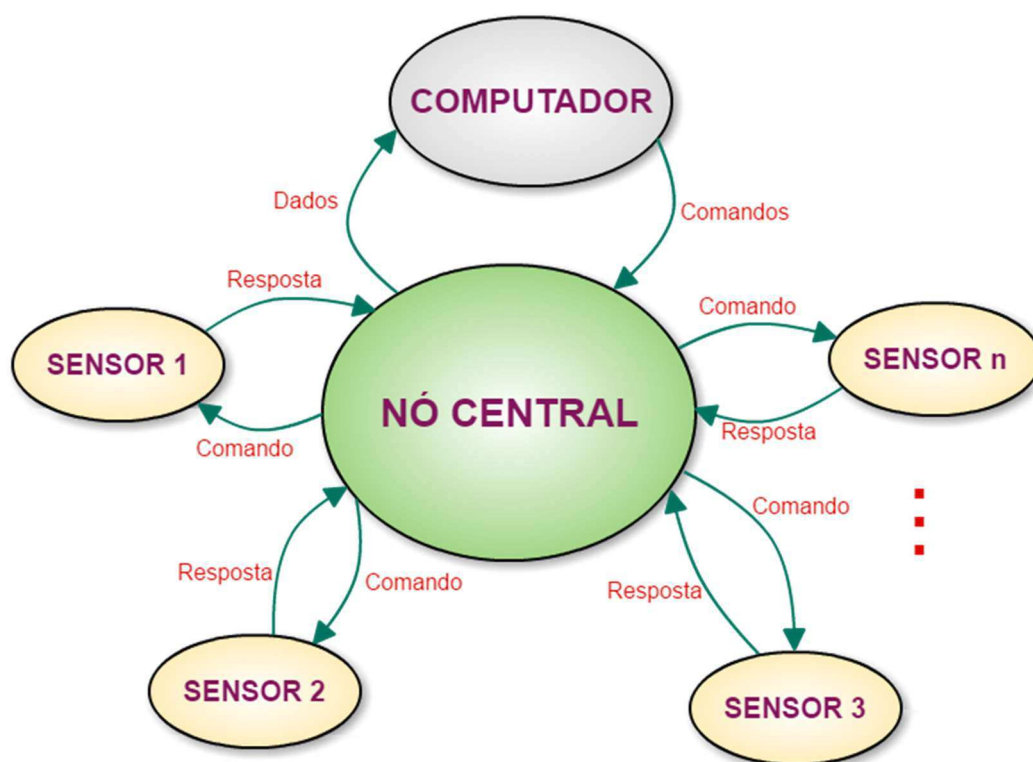


Figura 4.5 - Estrutura de pacotes do MAR-PC.

O tamanho dos *payloads* pode variar em função do tipo de comando e do volume de dados contidos no *payload*. A seguir será descrito o formato dos *payloads* de comunicação do MAR-PC.

4.3.5 Estrutura dos *payloads* Nó Central ↔ Computador

A comunicação do nó central com o computador tem por objetivo configurar a operação da WBAN, disparar e interromper o processo de digitalização dos sinais monitorados pelos sensores e, por fim, ler e transferir para o computador, os dados gerados durante a operação da rede. A estrutura dos *payloads* envolvidos nesta comunicação são mostrados a seguir:

Payloads Computador → Nó Central

Tabela 4.1 - Estrutura do *payload* Computador → Nó Central.

0	1	2	3 ... (n+3)
DELIMITADOR	COMANDO	END. SENSOR	DADOS

A estrutura do *payload* mostrada na Tabela 4.1 é composta 4 campos. O campo Delimitador indica ao nó central o início de um *payload*. O campo Comando contém o comando que o nó central deverá executar. O campo Endereço do Sensor, contém o endereço do nó sensor para o qual o comando é destinado. O último campo (Dados) contém os dados que serão enviados ao nó central.

Payloads Nó Central → Computador

A Tabela 4.2 mostra o formato do payload utilizado pelo nó central para o envio dos dados gerados pelos nós sensores para o computador. O tamanho deste *payload* é variável em função da quantidade de dados contidos no campo Dados.

Tabela 4.2 - Estrutura do *payload* Nó Central → Computador.

0	1	2	3	4	n + 1
DELIMIT. INÍCIO	QUANT. DE DADOS (n)	ENDEREÇO SENSOR	NOTAS	FIFO	DADOS
					DELIMIT. FINAL

Os campos Delimitador de Início e Delimitador de Final indicam ao computador o início e o fim do *payload* recebido. O campo QUANT. DE DADOS contém a quantidade de dados contados do campo 2 até o final do *payload*. O campo ENDEREÇO DO SENSOR contém o endereço do sensor de origem das informações e dados contidos no *payload*. O campo NOTAS contém informações relativas ao status do sensor. O campo FIFO contém o nível de preenchimento desta memória e o campo DADOS contém as amostradas digitalizadas pelo nó sensor.

4.3.6 Estrutura dos *payloads* Nó Central ↔ Nós Sensores

Os *payloads* utilizados na comunicação entre nó central e nós sensores têm por objetivo configurar, controlar a operação e ler os dados gerados nos nós sensores. Em qualquer situação, a comunicação será sempre iniciada pelo nó central. Os nós sensores limitam-se a responder às interrogações do nó central. Neste processo, cuidou-se para que os *payloads* tivessem o menor tamanho possível, uma vez que, a taxa máxima de transferência dos dados dos nós sensores para o nó central é dependente do tempo ocioso (disponibilidade) do canal RF e este é dependente do tamanho dos *payloads*.

A Figura 4.6 ilustra o processo de comunicação entre nó central e nó sensor. No caso dos nós sensores, o *payload* de interrogação, transmitido do nó central para o nó sensor, deverá ter tamanho fixo e o *payload* de resposta, transmitido do nó sensor para o nó central, deverá possuir tamanho variável, em função da quantidade de dados disponíveis para serem enviados ao nó central.



Figura 4.6 - Processo de leitura dos sensores pelo nó central.

***Payloads* Nó Central → Nó Sensor**

Na Figura 4.6, o processo de interrogação do nó central é realizado segundo o *payload* definido na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 - Estrutura do *payload* Nó Central → Nó Sensor.

0	1	2 ... (n+2)
END. SENSOR	COMANDO	DADOS

O pacote de interrogação do nó central, como mostrado na Tabela 4.3, é limitado a 3 campos, sendo um o Endereço do Sensor destinatário, o Comando que o nó central deverá executar e os n Dados referentes a este comando. No entanto, quando o nó central estiver operando no *Modo Varredura*, somente os campos ENDEREÇO DO SENSOR e COMANDO estarão em uso. Tal exigência é importante para que o tempo de ocupação do canal RF seja o menor possível, de modo a manter o canal o mais livre possível para transmissão dos dados gerados pelos sensores ao nó central. O campo Dados só estará disponível quando o nó central estiver operando no *Modo Comando*. Neste modo de operação o processo de aquisição dos nós sensores estará interrompido e neste caso, a exigência sobre o tempo de ocupação do canal RF é desnecessária.

Payloads Nó Sensor → Nó Central

A estrutura do *payload* enviado do nó sensor para o nó central é mostrada na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 - Estrutura do payload Nó Sensor → Nó Central.

0	1	2	3	4...(n+4)
END. SENSOR	INF	FIFO	QUANT. DE DADOS (n)	DADOS

O campo END. SENSOR contém o endereço do nó sensor. Transmitir o endereço do sensor de volta ao nó central é importante para aumentar a confiabilidade da comunicação no sentido de que, com esta informação, o nó central poderá verificar se o *payload* recebido refere-se realmente ao nó sensor para o qual o *payload* de interrogação foi enviado. O campo INF contém informações relativas ao controle de retransmissão e sobre o estado da memória FIFO (Estouro ou Operação Normal). O campo FIFO contém o nível de preenchimento da memória FIFO do nó sensor. O campo QUANT. DE DADOS contém a quantidade de dados do *payload* e o campo DADOS contém os dados referentes aos sinais biomédicos digitalizados pelo nó sensor.

No processo de interrogação mostrado na Figura 4.6, o nó central transmite o endereço do nó sensor e o comando que o mesmo deverá executar.

Já no sentido contrário, o nó sensor enviará seu próprio endereço, o nível de preenchimento da FIFO ($FIFO_{step}$), a quantidade de dados que está sendo enviada (QUANT. DE DADOS) e os dados propriamente ditos. A quantidade de dados a ser enviada pelo nó sensor é variável, em função da quantidade de dados disponíveis para transmissão e do tamanho do *payload* contido no pacote RF.

O tamanho de cada campo nos *payloads* envolvidos na comunicação com o nó central, tanto com o computador, como também com os nós sensores foi definido objetivando ocupar o menor volume possível de bits do *payload*, para que as informações que não representem dados biomédicos, ocupassem o menor tempo possível do canal RF e da porta USB e, desta forma, ficando estes canais de comunicação disponíveis no máximo de tempo possível para transmissão dos dados biomédicos.

O protocolo MAR-PC foi desenvolvido a partir da estrutura de WBAN aqui apresentada. Apoiado neste modelo de WBAN, a seguir será descrito o protocolo MAR-PC.

4.4 O Protocolo MAR-PC

Como já dito, o MAR-PC é um protocolo destinado a controlar o processo de leitura dos nós sensores de uma WBAN, tendo como referência para definição da sequência de leitura, o volume de dados disponíveis em cada nó sensor da rede. A definição desta sequência é realizada de forma dinâmica e adaptativa, de modo a priorizar sempre o nó sensor que apresentar o maior volume de dados disponíveis para leitura.

Desta forma, aquele sensor que apresentar o maior volume de dados receberá do nó central a maior prioridade de leitura e, portanto, será o próximo a ser lido. A volume de dados disponíveis para leitura em cada sensor é dependente da taxa de amostragem - T_s do sinal biomédico e de possíveis falhas na comunicação com o nó central, o que impediria que os dados de algum nó sensor pudesse ser lido, resultando em um aumento do volume de dados na memória deste nó sensor, devido a falha na comunicação.

Este protocolo apresenta suas maiores vantagens quando a WBAN é aplicada em situações que envolvam sensores com taxas de amostragem distintas. Nesta situação, os nós sensores que apresentarem as maiores taxas de amostragem, necessitarão de uma maior frequência de leitura dos seus dados. Essa necessidade se justifica em função desses sensores produzirem um maior volume de dados por unidade de tempo. Situações como essa podem ser encontradas em avaliações físicas de atletas em condições reais de treino, exames de polissonografia entre outros.

Quando as taxas de amostragem dos nós sensores são distintas, o MAR-PC produz frequências de leitura distintas para os nós sensores, o que resulta num procedimento que prioriza os sensores que produzem um maior volume de dados, tornando mais eficiente a utilização do canal RF. Além disso, será mostrado que com essa estratégia é possível obter uma maior taxa de transferência da rede, quando comparado a outros protocolos disponíveis na literatura.

4.4.1 Operação do MAR-PC

Após os sensores terem sido configurados com suas respectivas taxas de amostragem e o nó central ter recebido do computador um comando para início de aquisição, este último envia um comando em *broadcast* a todos os nós sensores da WBAN, solicitando o início da aquisição e armazenamento dos sinais biomédicos gerados. O comando de disparo deverá ser enviado em *broadcast* para que todos os nós sensores iniciem o processo de aquisição no mesmo instante, permitindo assim, a análise simultânea dos sinais em função do tempo. Da mesma forma, o comando de parada da WBAN é enviado em *broadcast* para que todos os nós sensores interrompam a aquisição ao mesmo tempo.

Uma vez a WBAN em operação, com os nós sensores digitalizando os sinais biomédicos e o nó central realizando a leitura dos nós sensores, a operação do MAR-PC pode ser compreendida a partir de dois algoritmos distintos, sendo um realizado pelo nó central e o outro pelos nós sensores. O nó central é responsável por executar continuamente a leitura dos nós sensores,

seguindo a sequência de leitura, definida a partir do modelo de prioridades do protocolo MAR-PC. Os nós sensores encarregam-se de digitalizar os sinais biomédicos e armazená-los em uma memória do tipo FIFO, contida no próprio sensor, e será a partir desta memória que o nó central fará a leitura dos dados. A digitalização da informação biomédica ocorre continuamente a cada estouro do temporizador interno, contido no nó sensor, conforme definido nas especificações da WBAN (item 4.3.3).

No momento em que o nó central acessar um nó sensor para ler seus dados, o nível de preenchimento da FIFO é enviado ao nó central junto com os dados biomédicos. O nó central utiliza o nível de preenchimento da FIFO para atualização do nível de prioridade deste nó sensor. Este procedimento é realizado continuamente até que seja atingido o número de amostras ou o tempo de aquisição definidos durante a fase de configuração da WBAN.

4.4.2 Gerência de Prioridades

A definição de qual sensor será lido pelo nó central é feita a partir de um vetor para controle de prioridades denominado por $PRT(x)$, onde x representa uma posição neste vetor e cujo conteúdo é o tempo restante para estouro da FIFO do sensor associado à posição x . Antes de efetuar a leitura do próximo sensor, o nó central consulta o vetor $PRT(x)$, na busca pela posição x que apresente o menor valor (maior prioridade). O valor de x , referente a esta posição, indicará qual deverá ser o próximo sensor a ser lido pelo nó central. Uma vez que a leitura tenha sido realizada com sucesso, o nó central promoverá a atualização do vetor $PRT(x)$, a partir do nível de enchimento da FIFO recebido do nó sensor, durante o processo de leitura.

Nesta estratégia, à medida que o valor de $PRT(x)$ diminui, a prioridade do sensor representado por x aumenta e, quando seu valor for o menor entre todos os demais valores de $PRT(x)$, o sensor associado a x será o próximo a ser lido.

O vetor de prioridades PRT do MAR-PC contém uma estimativa do tempo restante para estouro da FIFO de cada sensor da rede. Os valores iniciais de PRT serão definidos durante a configuração inicial da WBAN e continuamente

ajustados, conforme estimativas feitas pelo nó central, durante a operação da rede. As equações 4.1 a 4.4 descrevem os modelos de estimativa do nível de prioridade de cada sensor a serem utilizados em cada situação.

Durante a configuração da rede, os valores iniciais para a prioridade de cada sensor são definidos segundo a equação 4.1.

$$PRT(x)_0 = sizeFIFO(x) * T_s(x) \quad 4.1$$

onde,

- $1 \leq x \leq$ Quantidade de nós sensores na WBAN;
- $sizeFIFO(x)$: tamanho da FIFO do sensor x (uma unidade corresponde à quantidade de bytes necessária para armazenamento de uma amostra do sinal digitalizado pelo sensor);
- $T_s(x)$: período de amostragem do sensor x , em milissegundos;
- $PRT(x)_0$: nível de prioridade do nó sensor x no início da operação da rede, em milissegundos.

Pode-se observar que, desta forma, o nível de prioridade de cada sensor é, de fato, uma estimativa do tempo restante para que ocorra estouro da sua FIFO. Assim, o sensor com menor $PRT(x)$ será o de maior prioridade, uma vez que o tempo para estouro será menor, e assim sucessivamente.

Durante a operação da rede, a prioridade dos sensores poderá ser ajustada em dois momentos e de forma distinta: após a leitura de um sensor e imediatamente antes da leitura do próximo nó sensor da rede, qualquer que seja.

Sempre que o nó central interrogar e concluir a leitura dos dados de um nó sensor, a prioridade deste será ajustada conforme a nova quantidade de posições livres da FIFO deste sensor, conforme a equação 4.2.

$$PRT(x)_{new} = newGap(x) * T_s(x) \quad 4.2$$

onde,

- $x = 1, 2, \dots$, número do nó sensor na rede;

- $newGap(x)$: estimativa do número de posições livres na FIFO do sensor x , calculada com base no nível de preenchimento da FIFO, enviado pelo sensor durante sua interrogação para leitura dos dados ($FIFO_{step}$);
- $T_s(x)$: período de amostragem do sensor x , em milissegundos;
- $PRT(x)_{new}$: novo nível de prioridade do nó sensor x , em milissegundos, atualizado após a leitura do mesmo.

No desenvolvimento do protocolo MAR-PC, ficou definido que o nível de preenchimento da FIFO ($FIFO_{step}$) será transmitido pelo nó sensor em apenas 4 bits, visando diminuir o volume de dados transmitidos no pacote RF. Ou seja, $FIFO_{step}$ conterá valores entre 0 e 15, representando o preenchimento da FIFO em 16 níveis. Assim, cada nível da variável $FIFO_{step}$ representará uma quantidade de posições ocupadas na FIFO igual a $sizeFIFO(x)/(2^4-1)$. Logo, a nova quantidade de posições livres na FIFO pode ser estimada pelo nó central segundo a equação 4.3.

$$newGap(x) = sizeFIFO(x) - (FIFO_{step} * (sizeFIFO(x) / 15)) \quad 4.3$$

onde,

- $sizeFIFO(x)$: tamanho da memória FIFO;
- $FIFO_{step}$: nível de preenchimento da FIFO em 4 bits.

Além disso, durante a operação da rede e imediatamente antes da interrogação de um nó sensor, qualquer que seja, todos os elementos do vetor PRT serão atualizados segundo a equação 4.4.

$$PRT(x)_{new} = PRT(x)_{previous} - T_{query} \quad 4.4$$

onde,

- $x = 1, 2, \dots$, número do nó sensor na rede;
- $PRT(x)_{previous}$: nível de prioridade atual do nó sensor x , em milissegundos.
- T_{query} : Tempo decorrido desde a última interrogação do nó central a um sensor da rede, até o instante de execução da equação 4.4, dado em milissegundos.

- $PRT(x)_{new}$: novo nível de prioridade do nó sensor x , em milissegundos, atualizado imediatamente antes do início do processo de seleção de um novo sensor para leitura pelo nó central, qualquer que seja.

Em resumo, durante a operação do MAR-PC o vetor PRT conterá a estimativa de tempo para estouro da FIFO de cada sensor. Após cada leitura de um nó sensor pelo nó central, a estimativa de tempo para estouro dos sensores será reduzida, conforme a equação 4.4. Adicionalmente, sempre que um sensor for lido pelo nó central, sua estimativa de tempo para estouro ($PRT(x)$) será atualizada em função do novo nível de preenchimento da FIFO ($FIFO_{step}$), retornado no *payload* enviado pelo sensor e segundo a equação 4.2. Desta forma, os nós que operam com taxas de amostragem mais elevadas ou que, por alguma razão, não puderam ser lidos pelo nó central, possuirão prioridades mais altas durante a operação, uma vez que o tempo para estouro diminuirá mais rapidamente, por operar com taxa de amostragem elevada, ou continuará diminuindo pelo fato da leitura não ter ocorrido com sucesso.

Após finalizada a etapa de atualização das prioridades definidas em PRT , o nó central consultará todas as posições do vetor PRT , na busca pela posição x que apresentar o menor valor de tempo para estouro da FIFO do sensor associado à posição x . Ao encontrar, o valor referente a esta posição apontará para o endereço do próximo sensor a ser lido.

4.4.3 Leitura dos Nós Sensores

O processo de leitura dos sensores é realizado segundo o fluxograma mostrado na Figura 4.7. Analisando a figura e conforme descrito anteriormente, em qualquer tempo, a maior prioridade será dada àquele nó com o menor valor no vetor de prioridades PRT , uma vez que é aquele nó com maior risco de perda de dados por estouro de sua FIFO. Uma vez selecionado o nó de maior prioridade, o nó central o interroga e este envia os dados contidos em sua FIFO. O volume de dados retirados da FIFO será correspondente à capacidade máxima do *payload* do pacote RF. Pela figura, caso o nó central receba corretamente os dados, estes serão enviados ao computador. Em seguida, o nível de prioridade do sensor lido será redefinido no vetor PRT , uma vez que o

nível de preenchimento de sua FIFO foi modificado. Após a finalização deste processo, ou caso a leitura do nó sensor não seja efetivada, um novo nó deverá ser selecionado. Contudo, antes disso, o nó central ajustará a prioridade de todos os nós sensores da rede. O procedimento pode então ser reiniciado para seleção e leitura do próximo sensor, conforme o nível de prioridade apresentado por cada um e continuará sendo executado continuamente até que o computador envie um comando para interrupção da leitura dos nós sensores.

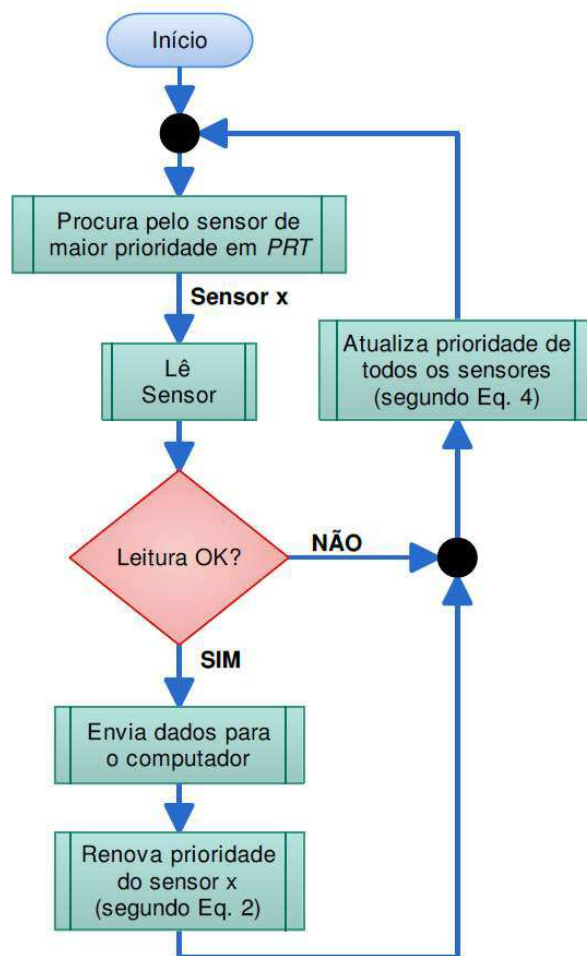


Figura 4.7 - Leitura dos Sensores.

4.5 Considerações Finais

O protocolo MAR-PC aqui proposto, tem como característica de destaque a priorização no processo de leitura dos nós sensores que operam com taxas de amostragem mais altas ou que possuem uma maior quantidade de dados para serem lidos pelo nó central. Isto significa que a sequência de leitura

poderá ser alterada dinamicamente em função da realidade atual da WBAN, a partir do volume de dados disponíveis para leitura em cada sensor. Com tal estratégia, busca-se melhorar a eficiência de utilização do canal RF, aumentando volume de dados transferidos dos nós sensores para o nó central e assim permitindo uma maior quantidade de nós sensores na WBAN e/ou uma operação com taxas de amostragem mais altas para os nós sensores.

Por fim, no Capítulo 5 será apresentada a estrutura de hardware concebida a partir dos requisitos e especificações para o modelo de WBAN aqui definido, bem como os experimentos, os resultados obtidos na avaliação do protocolo MAR-PC e as discussões no entorno destes resultados.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo serão discutidas todas as atividades relativas à implementação prática do modelo de WBAN apresentado no Capítulo 4, o protocolo MAR-PC, os experimentos realizados, os resultados obtidos e por fim as discussões.

5.1 Implementação da WBAN

O modelo de WBAN apresentado na Figura 4.1 foi implementado com 9 nós sensores, 1 nó central e 1 computador.

5.1.1 Computador Pessoal

Foi utilizado um computador pessoal com processador i7, 8 GBytes de memória RAM e com sistema operacional Windows 7 – 64 bits. O mesmo é destinado a configurar, controlar a operação da WBAN e receber do nó central os dados gerados pelos sensores. O mesmo será conectado ao nó central via porta USB e irá operar a uma taxa de 921.600 kbps. Este alto valor de taxa de comunicação serial foi necessário para que o tempo de transmissão dos dados do nó central para o computador não comprometesse o desempenho do protocolo, conforme definido nos requisitos do computador e do nó central.

O computador executará um software desenvolvido em C# para configuração e gerência da WBAN, visualização e armazenamento dos dados lidos dos nós sensores, durante a operação da rede.

5.1.2 Nó Central

O nó central foi implementado a partir de dois componentes: uma placa microcontroladora equipada com o microcontrolador Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 com barramento de dados de 32bits, frequência de clock de 84MHz e duas portas USB. Será nesta placa microcontroladora que os algoritmos de operação do nó central serão executados. O outro componente do nó central será o transceptor nRF24L01+, fabricado pela Nordic [25]. Trata-se de um rádio transceptor de baixa potência, taxa de comunicação RF de até 2Mbps e que opera na banda ISM (*Industrial, Scientific and Medical*) de 2,4GHz. Este rádio necessita de um microcontrolador para gerenciar sua operação. Esta tarefa será realizada pela placa microcontroladora supracitada. A escolha desta placa foi definida em função exigência computacional dos algoritmos do protocolo MAR-PC, conforme definido na especificação (item 4.3.2).

5.1.3 Nós Sensores

Os nós sensores da WBAN e foram construídos a partir do transceptor nRF24LE1 da Nordic e que apresenta as mesmas características, no que se refere à comunicação RF, do transceptor nRF24L01+, utilizado no nó central. Adicionalmente, este transceptor possui um conversor A/D de 12 bits, um temporizador interno 16 bits com base de tempo de 750ns e um microcontrolador compatível com o 8051 da Intel [26]. Será neste microcontrolador que o software para gerência das atividades a serem realizadas pelo nó sensor e comunicação com o nó central serão executadas.

5.2 Payloads da Comunicação

Durante a operação da WBAN, diversas informações, comandos e dados fluem pelos canais de comunicação do nó central (canal RF e porta USB). Em função disso e a partir das especificações e requisitos definidos no Capítulo 4, os *payloads* da WBAN foram desenvolvidos considerando-se o contexto de operação da rede e se o *payload* é destinado ao envio de comando ou recepção de dados.

Na definição dos *payloads*, escolheu-se o byte 7Eh como delimitador de início do *payload*. Isto significa que, ao receber um *payload*, o processamento das informações nele contidas, inicia-se pela localização do valor 7Eh no *payload*. Deste ponto em diante é que o *payload* será interpretado para validação dos seus dados. Com base em todas essas premissas, o formato dos *payloads* foram definidos na forma como segue:

5.2.1 *Payloads* Computador ↔ Nó Central

A seguir serão mostrados os *payloads* envolvidos na comunicação entre o computador e o nó central.

Payloads Computador → Nó Central

5.2.1.1.1 *Payload* de comando: DISPARO DA AQUISIÇÃO

Ao receber o comando DISPARO DA AQUISIÇÃO, cujo *payload* é mostrado na Tabela 5.1, o nó central o envia em *broadcast* para todos os nós sensores da WBAN, para que deem início ao processo de aquisição dos sinais biomédicos que cada um dos nós sensores estiver monitorando. O disparo da aquisição em *broadcast* objetivou-se em atender as especificações do nó central (item 4.3.2).

Tabela 5.1 - *Payload* para DISPARO DA AQUISIÇÃO.

Delimitador	Comando
7Eh	02h

5.2.1.1.2 *Payload* de comando: INTERRUPÇÃO DA AQUISIÇÃO

O comando INTERRUPÇÃO DA AQUISIÇÃO, cujo *payload* é mostrado na Tabela 5.2, interrompe (pausa) o processo de aquisição dos nós sensores. A aquisição poderá ser retomada pelo comando Dispara da Aquisição ou cancelada pelo comando Reset dos Sensores. Durante o período no qual o processo de aquisição estiver interrompido, os dados digitalizados que ainda

estiverem na memória FIFO dos nós sensores poderão ser lidos normalmente pelo nó central.

Tabela 5.2 - *Payload* para INTERRUPÇÃO DA AQUISIÇÃO.

Delimitador	Comando
7Eh	03h

5.2.1.1.3 *Payload* de comando: CONFIGURA SENSORES

O *payload* de comando CONFIGURA SENSORES possui um formato como mostrado na Tabela 5.3 e refere-se aos dados de configuração de um nó sensor da WBAN. Os tamanhos destes campos foram definidos convenientemente, conforme Tabela 5.4 e em sintonia com as especificações definidas no item 0.

Tabela 5.3 - *Payload* CONFIGURA SENSORES.

Bytes						
0	1	2	3	4	5	6
DELIM.	COMANDO	END. SENSOR	DADOS NBOV, NBOVL, NBPAH, NBPAL			

O campo DELIMITADOR, como já dito, define o início do *payload*. O campo Comando é representado pelo valor hexadecimal 01h e indica o código do comando a ser executado pelo nó central. O campo Endereço do Sensor contém o endereço do nó sensor para o qual os dados de configuração são destinados. O campo Dados contém os n dados que serão enviados ao nó central, que neste comando referem-se aos dados de configuração do nó sensor. No estágio atual deste projeto, a configuração resume-se na definição da taxa de amostragem que o nó sensor deverá operar.

O campo Dados é composto pelas seguintes variáveis: NBOV, NBOVL, NBPAH e NBPAL. Os valores de cada uma destas variáveis são calculados pelo computador, durante o processo de configuração das taxas de amostragem dos nós sensores da WBAN. A descrição das informações contidas no campo Dados são mostradas na Tabela 5.4:

Tabela 5.4 - Descrição dos campos do *payload* CONFIGURA SENSORES.

Campo	Descrição
DELIMITADOR	7Eh – Indica início de <i>payload</i>
COMANDO	01h - CONFIGURA SENSORES
ENDEREÇO DO SENSOR	00h - Todos os sensores (<i>broadcast</i>) xxh - Endereço de um Sensor específico
NBOV (H e L - 16 bits)	Número de bases de tempo para estouro do temporizador interno
NBPA (H e L - 16 bits)	Número de bases de tempo para produzir o período de amostragem

Os valores destas variáveis são definidos com base nas características do microcontrolador embarcado no rádio nRF24L01+ (temporizador interno de 16 bits e base de tempo de 750ns, vide item 5.1.3) e nos passos mostrados a seguir:

1. Inicialmente, deve-se definir o valor da base de tempo para geração da Taxa de Amostragem – T_s , o qual será agora denominado por *BTA* e define o mínimo tempo de amostragem para o conversor A/D do nó sensor. *BTA* é definido em função do número de bases de tempo para estouro do temporizador interno – *NBOV*. Como o temporizador interno é de 16 bits, *NBOV* poderá assumir qualquer valor entre 0 e 65.535 ($2^{16} - 1$). O valor escolhido foi de 333 e a razão deste valor será descrita a seguir. Pelo exposto e tendo em mente que a base de tempo do temporizador interno é de 750ns, o valor de *BTA* será como mostrado na equação 5.1:

$$BTA = NBOV * 750ns \quad 5.1$$

$$BTA = 249,75\mu s$$

Pela da Equação 5.1 observa-se que, o mínimo tempo entre amostras do sinal capturado será de 249,75 μ s, resultando, como mostrado na equação 5.2, em uma taxa de amostragem máxima de:

$$T_{Smax} = \frac{1}{BTA} \quad 5.2$$

$$T_{Smax} \cong 4kHz$$

Portanto, o valor de 333 para *NBTOV* teve como objetivo definir a máxima taxa de amostragem dos nós sensores para 4kHz;

2. De posse do valor da base de tempo (*BTA*) para geração da Taxa de Amostragem – T_s e do valor de T_s definido pelo usuário, pode-se agora definir o período de amostragem *PA* e o número de bases de tempo *NBTA* para produzir o período de amostragem do conversor A/D. Estes valores são mostrados nas equações 5.3 e 5.4:

$$PA = \frac{1}{T_s(Hz)} \quad 5.3$$

$$NBPA = \frac{PA}{BTA} \quad 5.4$$

3. A variável *NBPA* foi definida como sendo do tipo inteiro de 2 bytes, o que resulta em uma faixa de taxas de amostragem que vai de:

<p><i>NBPA = 65.535</i></p> $T_{Smin} = \frac{1}{BTA * NBPA}$ $T_{Smin} = \frac{1}{249,75\mu s * 65.535}$ <p>$T_{Smin} \cong 0,06Hz$</p>	<p><i>NBPA = 1</i></p> $T_{Smax} = \frac{1}{BTA * NBPA}$ $T_{Smax} = \frac{1}{249,75\mu s * 1}$ <p>$T_{Smax} \cong 4kHz$</p>
---	---

a

4. Por fim, os valores de *NBOV* e *NBPA* devem ser enviados ao nó sensor para configuração da taxa de amostragem. Isto é feito convertendo-se cada variável em duas outras com dimensão de 1 byte, como mostrado nas equações 5.5 e 5.6:

$$NBOVH = (65.536 - NBOV) / 256 \rightarrow \text{Divisão inteira} \quad 5.5$$

$$NBOVL = (65.536 - NBOV) \% 256 \rightarrow \text{Resto da divisão}$$

$$\text{NBPAH} = \text{NBPA} / 256 \rightarrow \text{Divisão inteira}$$

$$\text{NBPAL} = \text{NBPA} \% 256 \rightarrow \text{Resto da divisão}$$

5.6

Na definição dos valores de NBOVL e NBOVH as operações foram realizadas a partir da subtração do valor NBOV do número 65.536. Isto foi necessário pelo fato de que, o temporizador interno do nRF24LE1 [26] opera somente em contagem crescente. Desta forma, o número de bases de tempo para estouro é conseguido subtraindo-se o do valor máximo de pulsos para estouro (65.536) o valor de NBOV.

Finalizado estes cálculos, os valores de NBOVH, NBOVL, NBPAH e NBPAL são anexados ao *payload* de configuração e então enviados ao nó central.

5.2.1.1.4 *Payload* de comando: RESET DOS SENSORES

O comando RESET DOS SENSORES, mostrado na Tabela 5.5, objetiva-se em reinicializar todos os nós sensores da WBAN, deixando-os com a configuração de pós energização.

Tabela 5.5 - *Payload* RESET DOS SENSORES.

Delimitador	Comando
7Eh	08h

***Payloads* Nó Central → Computador**

5.2.1.1.5 *Payload* DADOS

A Tabela 5.6 mostra o formato do *payload* utilizado pelo nó central para o envio dos dados gerados pelos nós sensores para o computador. O tamanho deste *payload* é variável em função da quantidade de bytes de dados contidos no campo Dados.

Por uma questão de segurança adicional, optou-se por utilizar dois delimitadores do *payload*, os quais são: DELIMITADOR INÍCIO (7Eh) e DELIMITADOR FINAL (81h).

Tabela 5.6 - *Payload* DADOS.

0	1	2	3		4	n + 1
DELIMIT. INÍCIO	Nº DE BYTES (n)	ENDEREÇO SENSOR	NOTAS	FIFO	DADOS	DELIMIT. FINAL
7Eh	8 Bits	8 Bits	4 Bits	4 Bits	(n-3)*8 Bits	81h

O valor (*n*) contido no campo Nº DE BYTES, representa o número de bytes contados do campo 2 até o final do *payload*, no caso campo (*n*+1). Como exemplo, se o valor de *n* for 20, o campo Dados conterà 17 bytes. O valor máximo para este campo é 26, devido a limitação dos transceptores (nRF24L01+ e nRF24LE1) utilizados na implementação da WBAN. O campo FIFO contém o nível de preenchimento da FIFO, no instante anterior à retirada dos dados desta memória para montagem do pacote RF. Isto significa que, o nível de preenchimento enviado no pacote RF, indica um valor de preenchimento da memória maior que aquele que ficou resultante, após o envio do pacote RF para o nó central. Essa estratégia foi adotada pelo fato de que, quando o nível de prioridade indicado por *PRT* atingir o valor zero (prioridade máxima ou FIFO cheia), ainda existirão algumas posições livres nesta memória, permitindo que o nó central leia dos dados deste nó sensor, sem perda de dados por estouro da FIFO, mesmo quando *PRT* indicar que a memória está cheia.

O nível de preenchimento da FIFO, que pode variar de 0 a 100%, foi reenquadrado em 16 níveis representativos de modo a poder ser armazenado em 4 bits no campo FIFO (FIFO_{step}), com objetivo de minimizar o volume de dados transmitidos no pacote RF, como definido na descrição do MAR-PC (item 4.4.2). A Tabela 5.7 mostra os níveis de preenchimento da FIFO, em porcentagem, para cada nível definido em 4 bits. Os valores mostrados na Tabela 5.7 foram obtidos a partir da equação 5.7:

$$\%FIFO = \frac{(n * 100)}{15} \quad 5.7$$

Tabela 5.7 - Níveis de preenchimento da memória FIFO.

Nível (n)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
%	0	6	13	20	26	33	40	46	53	60	66	73	80	86	93	100

Na Tabela 5.8 são mostrados os valores do campo NOTAS, referentes ao estado da FIFO no momento em que o nó central efetuou a leitura do sensor.

Tabela 5.8 – Campo Comandos de Resposta.

NOTAS	Descrição
1xh	Envio das amostras do sinal biomédico à CPU
2xh	Envio à CPU das amostras do sinal biomédico e indicação se houve estouro da FIFO

x contém os 4 bits do nível de preenchimento da FIFO.

Payloads Nó Central → Nó Sensor

A seguir são mostrados os *payloads* envolvidos na comunicação entre o nó central e os nós sensores. Na definição dos endereços dos sensores, foi escolhida a dimensão de 8 bits. Esta escolha foi fundamentada em dois pontos. O primeiro foi que com 8 bits pode-se ter uma quantidade razoável de endereços para os nós sensores na WBAN, no caso até 255 endereços para os nós sensores e mais um para indicar comunicação por *broadcast* e a segunda foi que 1 byte não compromete muito o tamanho do *payload*. Esta preocupação com o tamanho do *payload* foi uma constante durante todo o desenvolvimento deste projeto.

5.2.1.1.6 Payload de comando: CONFIGURAÇÃO DO SENSOR

A Tabela 5.9 mostra a estrutura do *payload* enviado para os nós sensores com os dados para configuração. Este *payload* contém os mesmos dados enviados do computador para o nó central, como mostrado na Tabela 5.3. O nó central ao receber o *payload* do computador solicitando a configuração de um sensor, utiliza os dados do *payload* recebido para montar o *payload* a ser enviado ao nó sensor.

Tabela 5.9 - Payload CONFIGURAÇÃO DO SENSOR.

0	1	2	3	4	5
END. SENSOR	COMANDO	DADOS NBOV, NBOVL, NBPAH, NBPAL			

Tabela 5.10 - Descrição dos tipos de endereços dos sensores.

End. Sensor	Descrição
00h (8 bits)	Todos os sensores (<i>broadcast</i>)
xxh (8 bits)	Endereço Sensor Específico na WBAN

O campo COMANDO foi definido para o código 01h indicando que o *payload* refere-se ao comando para configuração do nó sensor.

5.2.1.1.7 Payloads de comando: DISPARO e INTERRUPTÃO DA AQUISIÇÃO

A Tabela 5.11 mostra o *payload* para disparo do processo de aquisição dos dados biomédicos monitorados pelos nós sensores e a Tabela 5.12 mostra o *payload* para interrupção da aquisição. Em ambos os comandos, os nós sensores executarão a tarefa definida no comando, sem emitir qualquer resposta ao nó central. A ausência da resposta é necessária pelo fato destes comandos serem enviados na forma de *broadcast*. Após o disparo da aquisição, o nó central deverá iniciar o processo de leitura dos dados dos nós sensores, uma vez que estes, ao receberem este comando, imediatamente iniciam o processo de digitalização dos sinais biomédicos, a uma taxa de amostragem definida durante o procedimento de configuração dos nós sensores. Os dados gerados são armazenados na memória FIFO, ficando disponíveis para leitura pelo nó central.

Tabela 5.11 - Payload DISPARO DA AQUISIÇÃO (BROADCAST).

Endereço Broadcast	Comando
8 Bits – 0000 0000	02h

Tabela 5.12 - *Payload* INTERRUPTÃO DA AQUISIÇÃO (*BROADCAST*).

Endereço Sensor	Comando
8 Bits – 0000 0000	03h

5.2.1.1.8 *Payload* DADOS DO SENSOR

Na Tabela 5.13 é mostrado o *payload* solicitando ao nó sensor o envio dos dados digitalizados. Este comando possui um subcomando denominado por CT, cuja função é monitorar falhas na comunicação. A variável CT informa ao nó sensor se ele deve retransmitir o último *payload* ou gerar um novo para transmissão. Antes de transmitir esse comando ao nó sensor, o nó central adiciona o valor de CT ao código do comando e ao receber com sucesso o *payload* dos dados do nó sensor, o valor de CT é invertido ($0 \rightarrow 1$ ou $1 \rightarrow 0$) e será utilizado na próxima solicitação de dados deste sensor. Em caso de falha na comunicação, o nó central transmitirá ao nó sensor o comando de leitura dos dados, porém mantendo o mesmo valor de CT, como forma de indicar ao nó sensor o reenvio do último *payload*.

Tabela 5.13 - *Payload* DADOS DO SENSOR.

Endereço Sensor	Comando
8 Bits	50h+CTx

Pela análise do *payload* recebido do nó sensor, é possível identificar se o processo de aquisição está acontecendo normalmente. No item 5.2.1.1.10 será mostrado o *payload* de resposta do nó sensor, com a descrição da forma como este atua em função do valor de CT.

5.2.1.1.9 *Payload* RESET DOS SENSORES

O nó central ao receber um comando de RESET DOS SENSORES, monta um *payload* para os nós sensores com o comando de reset e o envia por *broadcast* aos nós sensores da WBAN. A

Tabela 5.14 mostra o pacote para reset dos nós sensores.

Tabela 5.14 - *Payload* RESET DOS SENSORES.

Endereço Sensor	Comando
8 Bits	08h

O nó sensor ao receber o comando 08h, reinicia todas as variáveis e tabelas. Reinicia também o temporizador interno e a comunicação RF. Após isso, permanece em estado de espera por comandos do nó central.

Payloads Nó Sensor → Nó Central

Todos os *payloads* do nó sensor para o nó central são sempre em resposta a algum comando recebido do nó central. Esses *payloads* são descritos a seguir.

5.2.1.1.10 *Payload* RESPOSTA DADOS

A Tabela 5.15 mostra os campos do *payload* para envio dos dados digitalizados para o nó central. Na tabela, o campo NOTAS contém informações relativas ao controle de retransmissão e sobre o estado da memória FIFO.

Tabela 5.15 - *Payload* RESPOSTA DADOS.

Endereço Sensor	NOTAS	FIFO	Nº de Bytes	Dados
End. Sensor	Vide Tabela 5.16	0h a Fh	n	Sinal Biomédico
1 byte	4 bits	4 bits	1 byte	0 a 26 bytes

A Tabela 5.16 contém as definições dos bits do campo NOTAS. O bit **CT** é utilizado para prevenir perda de pacotes por falha na comunicação. Por

este bit o nó central poderá solicitar a retransmissão do último pacote ou do próximo, caso o último tenha sido recebido com sucesso. Este bit é utilizado tanto pelo nó central quanto pelos nós sensores. Ao receber um pedido de leitura de dados, o nó sensor verifica o valor do bit **CT** contido no *payload*. Caso ele seja igual ao valor do bit **CT** enviado no último *payload*, o nó sensor reenvia o último pacote e, caso seja diferente, descarta o último *payload* e o monta um novo com os dados da memória FIFO para então enviá-lo ao nó central.

Tabela 5.16 - Informações do campo NOTAS.

NOTAS	Descrição
xxxCTb	O bit CT é utilizado para controle de retransmissão
xxFFxb	Se FF = 0 → FIFO OK. Se FF = 1 → Estouro da FIFO
xCGxxb	Se CG = 0 → Pacote de Dados Se CG = 1 → Pacote de configuração
BBxxxb	Não usado

O campo NOTAS é um nibble (4 bits) e x indica a posição do bit no campo.

O bit **FF** indica se houve estouro da memória FIFO desde a última leitura do nó central até a leitura atual. Neste período, se houver estouro da FIFO, o bit **FF** será colocado em nível 1. No momento em que houver retirada de dados da FIFO para montagem de um novo *payload*, o valor de **FF** é adicionado ao campo NOTAS e em seguida seu valor é zerado. Quando o pacote de dados for em resposta ao comando de configuração, o bit **CG** será 1 e se for em resposta ao comando solicitando dados do nó sensor, **CG** será igual a 0.

Payload RESPOSTA CONFIGURAÇÃO (Tabela 5.17) mostra o *payload* referente à resposta do nó sensor à solicitação de configuração do nó central. Este *payload* tem por objetivo informar ao nó central o resultado da configuração solicitada. O código 40h do campo 1 indica que é um pacote de resposta do comando de configuração, conforme Tabela 5.16, considerando que CT, FF e BB não são usados e, portanto, iguais a zero. Somente o bit CG é utilizado e feito igual a 1, indicando que é um pacote de configuração. Tudo isso resulta que o 2º byte do *payload* de resposta, (formando pelos campos NOTAS e FIFO) será igual a 40h. O campo 2 indica que o campo 3 (Dados) contém apenas 1 byte. O campo 3 contém o resultado do processo de configuração.

Tabela 5.17 - *Payload* RESPOSTA CONFIGURAÇÃO.

0	1	2	3
ENDEREÇO SENSOR	40h	01h	01h - Configuração - OK
			10h - Configuração - NOK

5.3 Algoritmos de Operação da WBAN

Para implementação do protocolo MAR-PC, foram desenvolvidos softwares para serem executados no computador, no nó central e nos nós sensores. O projeto destes softwares foi estruturado de forma que pudessem operar da forma mais independente possível um do outro. Esta exigência visa permitir que a mudança de um protocolo para outro pudesse ser realizada apenas substituindo o software armazenado no nó central e assim simplificando a mudança de um protocolo para outro na operação da WBAN. Tal estratégia foi importante pelo fato de que, a estrutura de WBAN implementada foi utilizada não só para desenvolvimento do protocolo MAR-PC, mas também para desenvolvimento do protocolo *Polling*, utilizado para comparação de desempenho com o MAR-PC e cujos resultados serão mostrados adiante.

O software executado no computador foi desenvolvido em Microsoft Visual C# 2013; o software executado no nó central foi desenvolvido em linguagem C Arduino software IDE para o microcontrolador Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 e o software executado nos nós sensores foi desenvolvido em linguagem C Keil IDE - μ Vision V5.14.2.

5.4 Configuração e Execução

Todo o processo de configuração e execução da WBAN é realizado pelo aplicativo executado no computador. As informações referentes a taxa de amostragem de cada nó sensor da WBAN são enviadas ao nó central que, ao recebe-la, define o valor inicial de prioridade deste nó sensor no vetor *PRT*, conforme item 4.4.2 e em seguida monta e envia o *payload* de configuração ao

nó sensor. Finalizada a configuração de todos os nós sensores, o nó central estará pronto para disparar o processo de aquisição dos sinais monitorados pelos nós sensores.

5.5 Protocolo experimental

Uma das topologias mais utilizadas para implementação de redes WBAN é a topologia em estrela, na qual os nós sensores transmitem seus dados diretamente para um nó central [27], [21], [20], [109]. Para este tipo de rede, o protocolo *Polling* se apresenta como uma opção natural e adequada (um nó central concentrando os dados gerados pelos nós sensores), tendo sido destacado em diversas publicações sobre o assunto [21], [30], [31], [20], [11], [16]. O protocolo MAR-PC foi desenvolvido a partir do *Polling* e, por esta razão, este último também foi implementado e utilizado para comparação de desempenho com o protocolo MAR-PC. Além do *Polling*, o desempenho do MAR-PC também foi comparado com os resultados obtidos de estudos recentes publicados na literatura [33], [32], [110], [111], [112].

Para a realização dos experimentos, os nós sensores e o nó central foram configurados para operarem no canal RF de número 90 (freq. = 2,490 GHz) da faixa ISM (*Industrial, Scientific and Medical*) 2,4 GHz para evitar conflitos com as redes WiFi, que no Brasil operam até a frequência de 2,473GHz [113]. Esta escolha foi importante no sentido de diminuir a possibilidade de interferência das comunicações WiFi na operação da WBAN.

Os experimentos foram definidos objetivando avaliar o desempenho dos protocolos nas seguintes condições:

- ✓ Quando todos os nós estiverem operando sob a mesma taxa de amostragem e sem atingir o limite de operação da rede implementada, ou seja, sem a ocorrência de perda de dados causada por estouro de qualquer das FIFOs dos nós sensores;

- ✓ Quando a rede for levada a operar acima de seu limite, provocando perda de dados por *overflow* da FIFO dos nós sensores;
- ✓ Quando a rede opera na máxima taxa de transferência (*throughput*), com um número variável de nós sensores ativos e sob o controle do protocolo MAR-PC.

5.5.1 Experimento 1: Todos os nós sensores operando com a mesma taxa de amostragem, no limite de operação da rede

Este primeiro experimento foi idealizado para avaliar as diferenças entre os protocolos *Polling* e MAR-PC com a rede operando em sua máxima capacidade, com todos os nós amostrando sinais numa mesma, e máxima, taxa de amostragem possível (T_{Smax}). A taxa máxima de amostragem a ser utilizada foi definida empiricamente.

5.5.2 Experimento 2: Nós sensores operando com frequências distintas e dentro do limite de operação da rede

Neste experimento, pretende-se explorar uma situação similar àquela descrita na introdução deste artigo, em que uma WBAN poderia operar com diversos sensores, mas alguns deles estariam amostrando sinais a taxas muito mais altas que os demais, contribuindo para a degradação da taxa de transferência da rede em proporção à demanda de cada sensor. Para tal, a taxa de amostragem de três dos sensores (1, 3 e 5) foi ajustada para seu valor máximo (500Hz, para o hardware implementado para estes experimentos), enquanto a dos demais seis sensores foram definidos em 10Hz. O valor de 10Hz foi escolhido por conveniência, como forma de caracterizar uma expressiva diferença entre taxas de amostragem. A quantidade de sensores operando na sua taxa máxima foi definida empiricamente de modo que nenhum dos protocolos apresentasse falha de operação por *overflow* da FIFO de qualquer um dos nós sensores da rede.

5.5.3 Experimento 3: Ponto de falha por *overflow*

Este experimento objetiva-se em comparar o desempenho dos protocolos, elevando-se sistematicamente a quantidade de nós sensores operando em sua taxa de amostragem máxima ($T_{\text{Smax}} = 500\text{Hz}$), com os demais operando com $T_s = 10\text{Hz}$, até que os protocolos apresentem falha por estouro da FIFO de um dos nós sensores.

Os resultados serão apresentados graficamente, apontando a evolução temporal do percentual de preenchimento da FIFO dos nós sensores, segundo a equação 5.8.

$$FIFOstep\% = \text{trunc}(FIFOstep * (100/15)) \quad 5.8$$

5.5.4 Experimento 4: Taxa de transferência da rede (*throughput*) com diferentes números de nós sensores ativos, sob o controle do protocolo MAR-PC

Este experimento objetiva-se em avaliar o desempenho do protocolo MAR-PC no que se refere ao *throughput* da rede, sob tráfego intenso e com número variável de nós sensores ativos. Para isso, os seguintes testes foram realizados:

- ✓ A taxa de amostragem para todos os nós sensores foi definida para o mesmo valor e no máximo possível que permitisse a operação sem perda de dados. Em seguida o número de nós sensores ativos foi aumentado e o *throughput* total da rede foi medido para cada número de nós sensores ativos;
- ✓ Similar ao caso anterior, o número de nós sensores ativos foi também gradualmente aumentado neste teste. Contudo, diferentemente do caso anterior, a taxa de amostragem dos nós sensores não foi mantida constante, mas sim ajustada em cada passo, para o máximo valor possível que permitisse a operação da rede sem perda de dados, para o número de nós sensores ativos de cada passo.

Os resultados obtidos foram também comparados com outros apresentados em relevantes trabalhos obtidos na literatura recente [33], [32], [112].

Todos os experimentos foram realizados considerando um tempo fixo de aquisição igual a 10 segundos, também definido por conveniência e considerado satisfatório para as avaliações em questão.

5.6 Resultados

A seguir são apresentados os resultados obtidos em cada um dos experimentos realizados.

5.6.1 Resultados do Experimento 1: Todos os nós sensores operando com a mesma taxa de amostragem, no limite de operação da rede

A definição de T_{Smax} se deu de forma empírica, incrementando-se a taxa de amostragem de todos os sensores igualmente, até que começasse a ocorrer perdas de dados. O limite encontrado foi de $T_{Smax} = 280Hz$, e os resultados para um dos nós sensores da rede são apresentados na Figura 5.1. O comportamento de todos os demais nós da rede foi similar ao apresentado na figura.

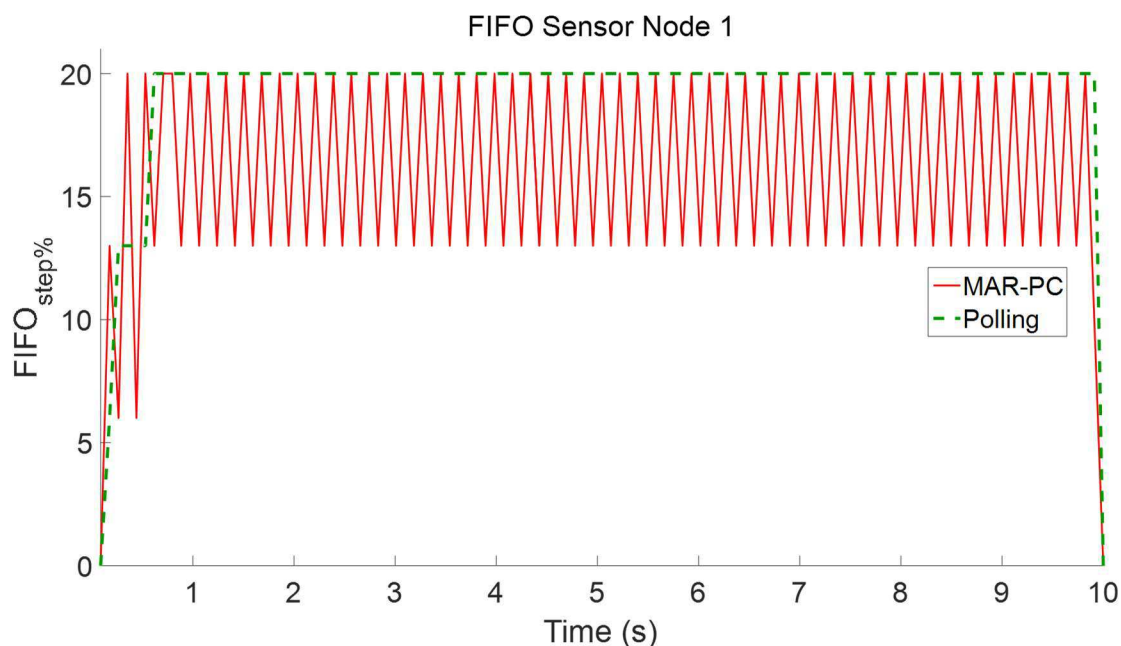


Figura 5.1 – Percentual de preenchimento da FIFO do nó sensor 1. Todos os sensores da WBAN operando com $T_{Smax} = 280Hz$.

Nesta situação, com todos os sensores operando sob a mesma taxa de amostragem e abaixo do limite de operação dos protocolos, as FIFOs dos nós sensores atingiram um máximo de 20% da sua capacidade máxima para ambos os protocolos, com o MAR-PC resultando em oscilações no nível de preenchimento das FIFOs entre aproximadamente 13% e 20%. Uma vez encerrada a aquisição, o nível de preenchimento das FIFOs retorna para zero, à medida que eram esvaziadas pelas últimas interrogações do nó central.

5.6.2 Resultados do Experimento 2: Nós sensores operando com frequências distintas e dentro do limite de operação da rede

A Figura 5.2 apresenta os níveis de preenchimento das FIFOs dos nós sensores 1 ($T_{Smax} = 500Hz$) e 2 ($T_s = 10Hz$) em ambos os protocolos. Na figura só foram mostrados os resultados destes dois nós, pelo fato de que, os nós que operaram com $T_{Smax} = 500Hz$ apresentaram comportamentos similares, da mesma forma que os nós que operaram com $T_s = 10Hz$, também apresentaram comportamentos similares.

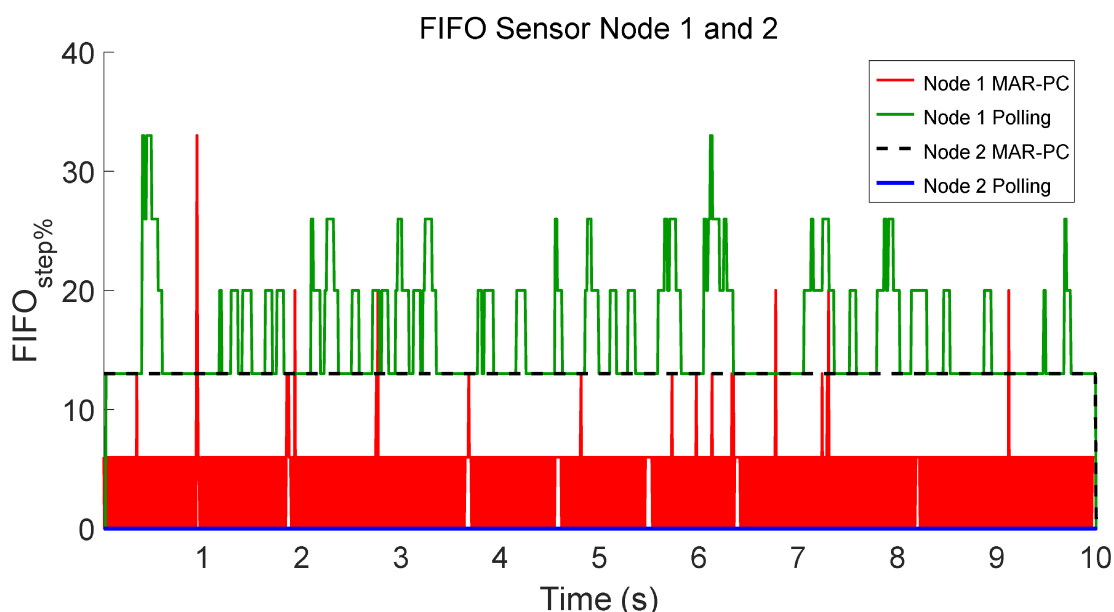


Figura 5.2 - Percentual de preenchimento da FIFO para os nós sensores 1 e 2. Nós sensores 1, 3 e 5 operando com $T_{S_{max}} = 500\text{Hz}$ e nós 2, 4, 6, 7, 8 e 9 operando com $T_s = 10\text{Hz}$.

Nesta situação, com a rede operando sob a gerência protocolo *Polling*, os nós operando com $T_{S_{max}} = 500\text{Hz}$ apresentam um nível de preenchimento da FIFO com picos que ultrapassam 30% (linha verde), enquanto aqueles que operam com $T_s = 10\text{Hz}$, permanecem com a FIFO praticamente vazia durante toda a operação. Com o protocolo MAR-PC o nível de preenchimento dos nós operando com $T_{S_{max}} = 500\text{Hz}$ mantém-se abaixo de 10% na maior parte do tempo, com alguns picos em 13, 20 e 33%, enquanto que o percentual de ocupação da FIFO dos nós operando com $T_s = 10\text{Hz}$ permanece em torno de 13%.

5.6.3 Resultados do Experimento 3: Ponto de falha por *overflow* da FIFO

Como descrito anteriormente, este experimento visa levar os protocolos ao seu ponto de falha para avaliar as condições em que isso ocorre para cada um. Para tal, iniciou-se com os nós sensores operando com $T_s = 10\text{Hz}$, exceto o nó sensor 1, que operava a $T_{S_{max}} = 500\text{Hz}$. Nesta situação, como se percebe pelo experimento 2, nenhum dos protocolos apresentou perdas de dados por *overflow*. A partir deste ponto, a quantidade de nós operando com $T_{S_{max}} = 500\text{Hz}$ foi aumentada gradativamente, um nó a cada passo, até que um dos protocolos em avaliação apresentasse falha. Esta situação é apresentada na Figura 5.3. A

seguir a quantidade de nós sensores operando com $T_{Smax} = 500Hz$ continuou a ser aumentada para avaliar o comportamento do outro protocolo, até que este também apresentasse falha. Esta situação é apresentada nas Figura 5.4 e Figura 5.5.

A Figura 5.3 apresenta o primeiro dos experimentos desta etapa em que um dos protocolos falhou por *overflow* da FIFO de pelo menos um dos sensores. Somente as curvas referentes aos nós sensores 1 e 2 são mostradas na figura. Os demais nós, operando em frequências iguais apresentaram comportamento similar.

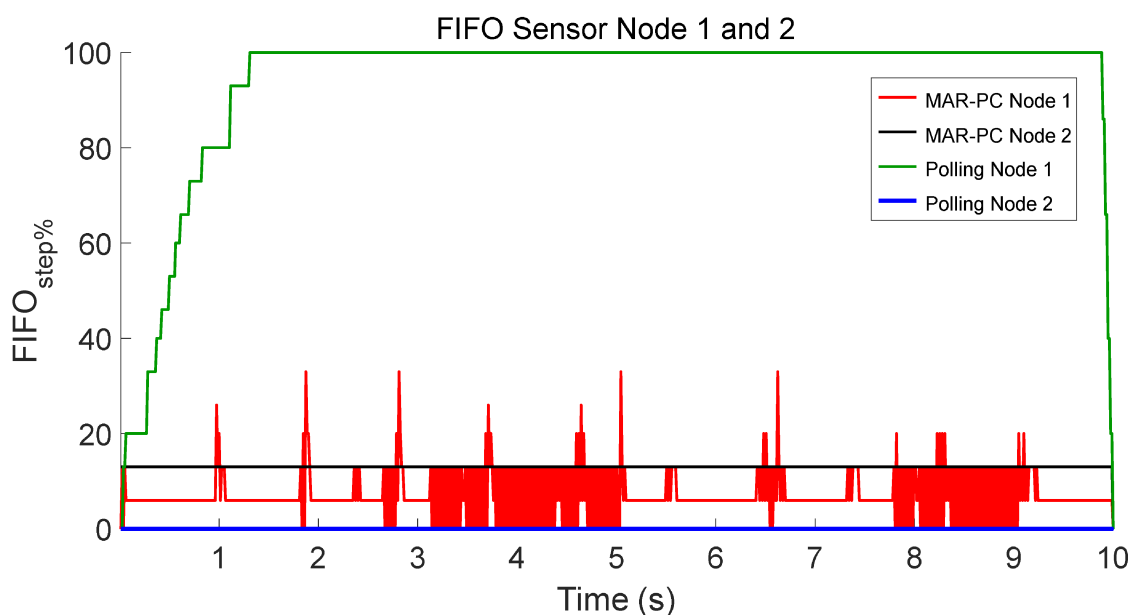


Figura 5.3 - Nível de preenchimento da FIFO para os nós sensores 1 e 2, com 4 nós da rede (1, 3, 5 e 7) operando com $T_{Smax} = 500Hz$. Nós sensores 2, 4, 6, 8 e 9 operando com $T_s = 10Hz$.

Conforme se observa, o protocolo *Polling* foi o primeiro a falhar à medida que a demanda da rede aumentava. Sob controle deste protocolo e com quatro dos nove sensores operando à taxa máxima, a rede falha por *overflow* da FIFO dos sensores de maior taxa de amostragem, após pouco mais de um segundo de operação, sendo incapazes de se recuperar enquanto o processo de coleta de dados estava em andamento. Por outro lado, as FIFOs dos demais sensores operando com $T_s = 10Hz$ se mantiveram praticamente vazias durante todo o tempo de aquisição.

Para a mesma situação, o protocolo MAR-PC foi capaz de evitar com folga qualquer possibilidade de *overflow* das FIFOs dos nós sensores. O

nível de preenchimento das FIFOs, operando com $T_{Smax} = 500Hz$, manteve-se em torno de 6%, com alguns picos atingindo pouco mais de 30% e chegando a 0% em outros momentos. O nível de preenchimento da FIFO dos demais nós sensores operando com $T_s = 10Hz$ manteve-se estável em 13% durante todo o tempo de aquisição.

A partir deste ponto, foi testado o limite de operação do MAR-PC pelo aumento do número de nós sensores operando com a máxima taxa de amostragem até a ocorrência de falha.

Na Figura 5.4 é mostra a performance do MAR-PC com cinco nós operando com $T_{Smax} = 500Hz$ e quatro operando com $T_s = 10Hz$. Da mesma forma que para os demais experimentos, são mostradas apenas as curvas de dois nós sensores, uma vez que os demais nós operando com as mesmas taxas de amostragem possuem comportamentos similares.

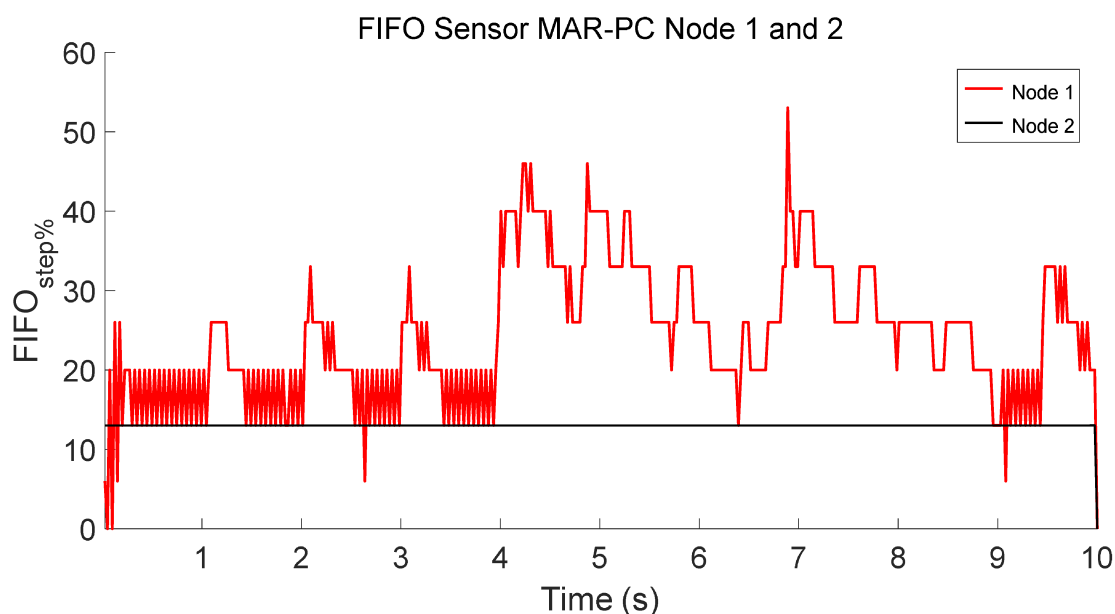


Figura 5.4 - Nível de preenchimento da FIFO para os nós sensores 1 e 2, com 5 nós da rede (1, 3, 5, 7 e 9) operando com $T_{Smax} = 500Hz$. Nós sensores 2, 4, 6 e 8 operando com $T_s = 10Hz$.

Como se nota, mesmo com a maior parte dos nós sensores da rede operando em sua taxa máxima, o protocolo MAR-PC é capaz de sustentar a operação sem falhas, ainda que com níveis de preenchimento atingindo picos de cerca de 52% para nós operando com taxa máxima, enquanto a FIFO dos demais nós, operando com $T_s = 10Hz$, mantém-se com nível de preenchimento estável em 13%.

Na Figura 5.5 é mostrada a performance do MAR-PC com 6 nós operando a 500Hz e 3 a 10Hz. O comportamento dos demais nós sensores, operando com as mesmas taxas de amostragem, são similares aos mostrados na figura para os nós 1 e 2.

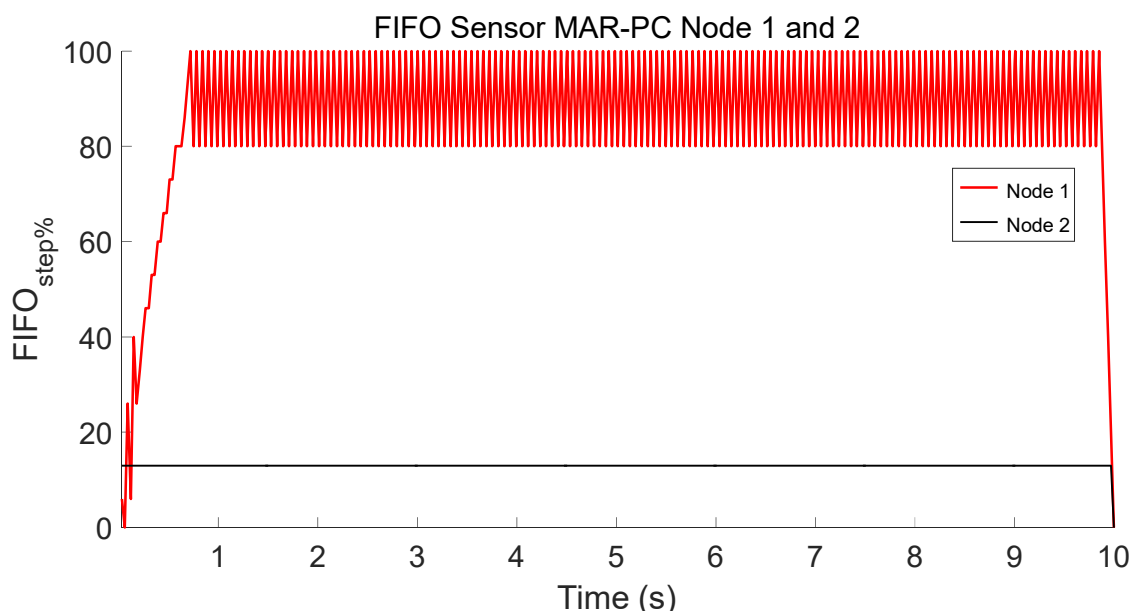


Figura 5.5 - Nível de preenchimento da FIFO para os nós sensores 1 e 2, com 6 nós da rede (1, 3, 5, 6, 7 e 9) operando com $T_{smax} = 500Hz$. Nós sensores 2, 4 e 8 operando com $T_s = 10Hz$.

Como se observa, quando 6 dos 9 nós sensores operam com taxas de amostragem de 500Hz, o limite de operação do MAR-PC é atingido. Na Figura, os nós que operaram com $T_s = 10Hz$ matem-se distantes de seus limites (nível de preenchimento da FIFO em torno de 13%), enquanto que os nós operando na taxa máxima apresentam *overflow* de sua FIFO após cerca de 0,8 segundo, com oscilações entre 80% e 100% durante todo período de aquisição.

5.6.4 Resultados do Experimento 4: Taxa de transferência da rede (*throughput*) com diferentes números de nós sensores ativos, sob o controle do protocolo MAR-PC

A Figura 5.6 mostra a taxa de transferência da rede (*throughput*), em função do número de nós sensores ativos e sob o controle do protocolo

MAR-PC para os dois testes realizados neste experimento: no primeiro a taxa de amostragem para todos os nós sensores foi configurada para um valor fixo e máximo possível, que permitiu a operação da rede sem perda de dados, em qualquer quantidade de nós sensores ativos (linha azul); no segundo, a cada passo a taxa de amostragem dos nós ativos foi ajustada para o valor máximo que permitiu a operação sem perda de dados para esse passo específico (linha tracejada em ciano).

Também foi comparado o desempenho do MAR-PC contra outros MACs recentemente publicados na literatura. Foi escolhido o MAC proposto por Ullah et al. [32] como base para a comparação. No artigo os autores compararam o desempenho do protocolo proposto (TraPy-MAC) com outros MACs (PLA-MAC [110], MAC Scheme-1 [111] e IEEE 812.15.4 [33]), mostrando um desempenho superior em todos os casos. A Figura 5.6 mostra o desempenho dos protocolos MAR-PC (linha azul), TraPy-MAC (linha vermelha) e IEEE 812.15.4 (linha preta), sob as mesmas condições. As curvas para os protocolos TraPy-MAC e IEEE 812.15.4 foram construídas a partir dos resultados apresentados por Ullah et al. [32]. Para garantir uma comparação justa em relação ao comportamento do *throughput*, à medida que o número de nós de sensores aumentou, foram ajustados os parâmetros operacionais de nossos experimentos para que o valor inicial do *throughput* do MAR-PC correspondesse ao TraPy-MAC, quando apenas um sensor estivesse ativo, no caso 4kHz. No MAR-PC isto foi conseguido definindo-se a taxa de amostragem dos nós sensores para 250Hz com 2 bytes por amostra.

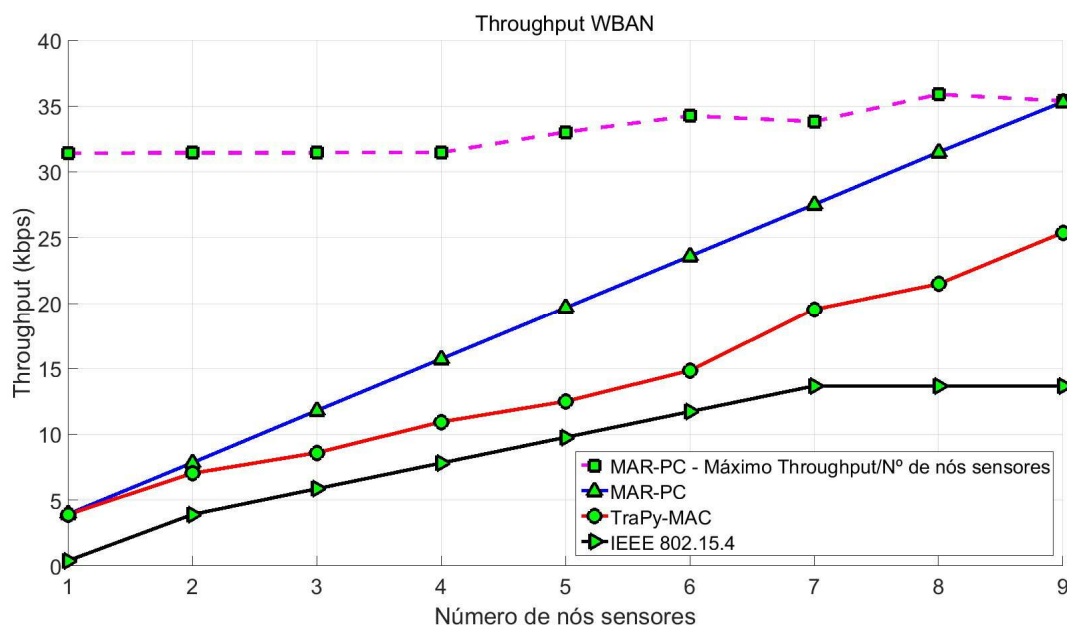


Figura 5.6 - *Throughput* versus número de nós sensores para o MAR-PC, TraPy-MAC e IEEE 802.15.4 [32].

Como mostrado na Figura 5.6, o protocolo IEEE 802.15.4 mostra um aumento no *throughput* à medida que o número de nós sensores aumenta até 7 nós. Deste ponto em diante o *throughput* permanece inalterado. Por outro lado, o MAR-PC e o TraPy-MAC mostram um crescimento estável do *throughput*, com o MAR-PC apresentando um crescimento de forma mais pronunciada. Com nove nós sensores ativos, o MAR-PC apresenta um *throughput* de 35kbps, enquanto que o TraPy-MAC ficou por volta de 26kbps.

Ainda na Figura 5.6, a linha tracejada ciano mostra o *throughput* máximo que o MAR-PC consegue alcançar, em função do número de nós sensores ativos na WBAN.

5.7 Discussão

De acordo com Rathee et al. [7], um dos mais importantes aspectos a serem considerados nos projetos de WBANs é a taxa de transferência de dados entre os nós sensores e o nó central. Para isso, novos modelos de hardware [114], [115] e novas estratégias para otimização do processo de comunicação entre os nós da rede [21], [20], [24] têm sido propostos. Neste caminho, o protocolo MAR-PC foi projetado com objetivo de elevar a taxa de transferência

das WBANs pela adoção de um modelo de ajuste dinâmico de prioridades para interrogação dos nós sensores. Os resultados dos experimentos realizados mostraram que, com a estratégia adotada para gerência do processo de leitura dos nós sensores, quando comparado ao protocolo *Polling* e outros relevantes trabalhos obtidos na literatura, apresenta vantagens consideráveis para redes WBANs em situações nas quais os nós sensores operam com taxas de amostragem variáveis e muito distintas entre si.

Os experimentos 1 e 2 tiveram como objetivo avaliar a performance dos protocolos MAR-PC e *Polling* em situações ideais de operação, sem perdas de dados por *overflow* da FIFO dos nós sensores. Os resultados destacados na Figura 5.1 e Figura 5.2 demonstram que, nestas situações, ambos os protocolos apresentam performance satisfatória e similar. As oscilações na resposta do MAR-PC, observadas na Figura 5.1, e que não ocorrem na resposta do *Polling*, ilustram o reflexo do modelo de prioridades proposto. A cada leitura do nó sensor, a quantidade de dados em sua FIFO diminui para cerca de 13%, em média. Finalizada a leitura, o nó central altera a prioridade daquele nó em proporção à quantidade de posições livres da FIFO (aproximadamente 67%) e à taxa de amostragem daquele sensor equação 4.2. No entanto, enquanto outros nós sensores com maior prioridade na rede são lidos, o processo de digitalização de sinais naquele sensor inicial continua a carregar sua FIFO com novos dados. Como a estratégia adotada pelo MAR-PC não interroga os nós sistematicamente, de modo a liberar o meio para transmissões dos dados coletados pelos diversos sensores, o nó central deve fazer uma estimativa para saber qual nó sensor tem maior probabilidade de *overflow* de sua FIFO. Tal estimativa é, na verdade, uma atualização do valor de prioridade de todos os nós sensores, que ocorre imediatamente antes da seleção do próximo nó a ser interrogado, conforme definido pela equação 4.4. Assim, quando aquele nó sensor inicial atingir a maior prioridade, ele será novamente selecionado para leitura. Neste momento, espera-se que a quantidade de dados em sua FIFO tenha aumentado em proporção à sua taxa de amostragem e ao tempo decorrido desde a última leitura. Para o caso do exemplo ilustrado na Figura 5.1, o percentual de ocupação da FIFO aumentou para cerca de 20%.

No experimento 2, cujos resultados são apresentados na Figura 5.2, pode-se observar que, para o *Polling*, os nós sensores operando com as maiores

taxas de amostragem apresentaram um maior nível de preenchimento da FIFO do que aqueles operando com taxas de amostragem mais baixas. Isto ocorre pois, o protocolo *Polling* utiliza sempre a mesma sequência para leitura dos nós sensores, independentemente do nível de preenchimento de suas FIFOs. No caso do MAR-PC, como os nós operando com as maiores taxas de amostragem possuem maior prioridade para leitura, o nível médio de preenchimento de suas FIFOs foi bem abaixo do apresentado por aqueles mesmos nós operando sob o controle do protocolo *Polling*. Por outro lado, os nós operando com menores taxas de amostragem (ilustrados pela resposta do nó sensor 2) apresentaram um nível de preenchimento estável, em torno de 13%, ao longo de todo o período de aquisição. Isto ocorre devido às condições estabelecidas para este experimento e à baixa taxa de amostragem dos sensores daqueles nós (10Hz). A cada nova leitura, os percentuais de ocupação de suas FIFOs encontravam-se no mesmo patamar da leitura anterior. Isto significa que, as estimativas de tempo para estouro da FIFO de cada um daqueles nós sensores, feitas pelo nó central, demoraram sempre o mesmo tempo para elevar sua prioridade acima da dos demais. A Figura 5.2 mostra ainda que o nível de preenchimento da FIFO dos nós com maiores taxas de amostragem, para ambos os protocolos, apresentou oscilações durante o período de coleta de dados. No entanto, as oscilações não apresentaram tendências de crescimento em direção ao estouro das FIFOs. Isto significa que, para este experimento, a taxa de produção de dados dos sensores é sempre menor que a taxa de descarregamento de dados pelo nó central. No entanto, as diferenças de comportamento entre o *Polling* e o MAR-PC, com oscilações do MAR-PC em torno de valores bem abaixo da média das oscilações do *Polling*, já apontam para os possíveis benefícios em se adotar um esquema de prioridade para definição da sequência de leitura dos nós sensores em uma WBAN.

O experimento 3 teve como objetivo buscar os limites de operação para os protocolos sob avaliação e, por conseguinte, avaliar qual deles suportaria maiores demandas dos nós para acesso ao meio. Para tal, iniciou-se com os nós sensores operando a $T_s = 10\text{Hz}$, com exceção de um deles, que operava a $T_{S_{\max}} = 500\text{Hz}$ e aumentou-se gradativamente a quantidade de nós sensores operando a $T_{S_{\max}}$, até que os protocolos apresentassem falhas na operação devido ao estouro da FIFO de pelo menos um dos sensores.

A Figura 5.3 ilustra o ponto em que o primeiro protocolo não consegue mais gerenciar o tráfego de dados pela rede, de modo a evitar perdas por estouro da FIFO dos sensores. Como agora o volume de dados que deve ser lido pelo nó central é maior, devido ao maior número de sensores operando em alta taxa de amostragem, o protocolo *Polling* é o primeiro a apresentar dificuldades, falhando quando quatro dos nove sensores da rede WBAN experimental trabalhavam a taxas mais altas que os demais, não conseguindo ler aqueles nós sensores em uma velocidade que evitasse o *overflow* de suas FIFOs. Nesta mesma situação, o MAR-PC continuou operando normalmente e muito distante das condições de estouro das FIFOs dos sensores, demonstrando, mais uma vez, a maior robustez do modelo de prioridades, em comparação ao *Polling*.

A Figura 5.4 e Figura 5.5 ilustram o comportamento do protocolo MAR-PC à medida que as demandas dos sensores para acesso ao meio se elevam acima daquelas que provocaram a falha do protocolo *Polling*. O gráfico da Figura 5.4 mostra que, mesmo em condições onde a maior parte dos nós sensores operavam com taxa máxima, o protocolo MAR-PC é capaz de sustentar a operação sem falhas, ainda que com níveis de preenchimento atingindo picos de cerca de 52% para os nós com maior demanda. O ponto de falha do MAR-PC ocorreu com a rede com operando com 6 nós em taxa de amostragem máxima.

Apesar dos resultados apresentados serem específicos para as condições e para o hardware implementado, de forma geral, observa-se que quando todos os nós sensores operam com mesma frequência de amostragem, os dois protocolos apresentam performance similar. No entanto, quando a rede opera com nós sensores operando com taxas de amostragens muito distintas, são evidentes as vantagens do protocolo proposto, quando comparado ao protocolo *Polling*. Nesta situação, e para as condições específicas apresentadas neste trabalho, o MAR-PC foi capaz de sustentar a operação da rede com dois nós a mais operando com taxas de amostragem de 500Hz, enquanto os demais nós operavam a taxas de amostragem bem mais baixas. Isto significa, evidentemente, uma melhoria significativa no gerenciamento do acesso ao meio. Se avaliarmos o ponto limite para operação da rede desenvolvida, nesta situação com taxas de amostragens muito distintas e quando o acesso ao meio era gerenciado pelo *Polling*, observa-se que este protocolo tem capacidade para sustentar a operação da rede com um tráfego médio significativo e sem falhas

por um tempo considerável. Ou ainda, como a operação com *Polling* foi sustentada com a rede operando com até 3 sensores operando a 500Hz e 6 sensores operando a 10Hz, podemos inferir que o protocolo é capaz de manter um tráfego de dados médio igual a, pelo menos, 24.960 bits/segundo $[(3 \text{ sensores} * 500\text{Hz}) + (6 \text{ sensores} * 10\text{Hz})] * 16\text{bits por amostra}$). No entanto, o MAR-PC foi capaz de sustentar a operação da rede com 5 sensores operando a 500Hz e 4 sensores operando a 10Hz. Ou seja, o protocolo é capaz de manter um tráfego de dados médio igual a, pelo menos, 40.640 bits/segundo $[(5 \text{ sensores} * 500\text{Hz}) + (4 \text{ sensores} * 10\text{Hz})] * 16\text{bits por amostra}$ – um aumento expressivo, de cerca de 62,82%, quando comparado ao protocolo *Polling*. Deve-se destacar, mais uma vez, que tal melhoria só ocorre nos casos em que a rede opera com nós sensores amostrando sinais à taxas distintas entre si – o que, de fato, é uma situação corriqueira em redes WBAN, atestando, portanto, a aptidão do método proposto para controle de acesso ao meio neste tipo de rede.

Ainda analisando os resultados obtidos com os experimentos, pode-se perceber outra importante vantagem do MAR-PC em relação ao *Polling*. Em uma aplicação real para a WBAN, podem ocorrer interferências na comunicação RF entre os nós, impedindo que o nó central consiga ler com sucesso os dados de algum nó sensor [6]. No caso do *Polling*, o nó sensor terá que aguardar até que todos os nós sejam lidos, para que o nó central efetue uma nova leitura solicitando a retransmissão do pacote perdido. Esta situação poderá elevar o nível de preenchimento da FIFO do sensor falho, possivelmente até o estouro. No caso do MAR-PC, esta situação também provocará um aumento do nível de preenchimento da FIFO do nó sensor, cuja leitura não foi efetivada com sucesso. No entanto, como o nó central não foi capaz de coletar as informações do sensor, a atualização de sua prioridade, que ocorreria após a leitura com sucesso do nó sensor, não irá ocorrer (vide Figura 5.1). Todavia, a estimativa de tempo para estouro da FIFO daquele nó continuará a ser reduzida sempre que o nó central for definir o próximo nó sensor a ser lido (vide equação 4.4 e Figura 4.7). Como o protocolo implementado no nó central também guarda o status de leitura de cada sensor, este pode, no momento em que um determinado nó falho assumir prioridade máxima para leitura, solicitar o reenvio dos dados ainda não recebidos. Isto é possível pois, o protocolo implementado nos nós sensores, mantém todos os dados transmitidos até o recebimento da próxima solicitação

de leitura. Ou seja, falhas de leitura causadas por algum tipo de interferência na comunicação RF, também podem ser minimizadas com a estratégia MAR-PC.

Finalmente, o experimento 4 foi elaborado para avaliar o desempenho do MAR-PC em termos do *throughput* da rede contra outros trabalhos da literatura recente. A Figura 5.6 mostra o *throughput* (kbps) do MAR-PC em função do número de nós sensores ativos na WBAN. A linha tracejada representa o máximo *throughput* que pode ser alcançado com diferentes números de nós sensores. Para isso, em cada passo, a taxa de amostragem dos nós sensores foi ajustada para o máximo valor possível para operação sem perda de dados. Isso significa que, quanto menor o número de nós na rede, maior a taxa de amostragem máxima que pode ser usada pelos nós sensores.

A Figura 5.6 também mostra a comparação de desempenho do MAR-PC com os protocolos TraPy-MAC [32] e IEEE 802.15.4 [15], sob as mesmas condições experimentais. Pelo fato do protocolo IEEE 802.15.4 possuir apenas 7 slots para transferência de dados dos nós sensores para o nó central, seu *throughput* alcança o limite para este número de nós sensores. Embora não mostrado na figura, o TraPy-MAC alcança seu limite de operação quando a WBAN opera com 14 nós sensores [32]. Entretanto, como visto na figura, o MAR-PC apresenta um melhor desempenho que o TraPy-MAC operando com até 9 nós sensores. Nós acreditamos que uma das principais razões para isso se situa no projeto cuidadoso dos *payloads* do MAR-PC, tanto do nó central para os nós sensores quanto dos nós sensores para o nó central. No MAR-PC o tamanho do *payload* é variável em função do volume de dados disponíveis em cada nó sensor, podendo variar de 2 a 26 bytes, evitando que *payloads* sejam transmitidos contendo posições não preenchidas, o que significa ocupar o canal RF transmitindo dados não válidos. Na estruturação dos *payloads* do MAR-PC, procurou-se defini-lo com a menor quantidade possível de bits. Os *payloads* do nó central para os nós sensores possuem 64 bits, enquanto que os *payloads* do nó sensor para o nó central são variáveis dentro da faixa de 88 a 280 bits. Esta variação ocorre em função do volume de dados a serem transmitidos. No caso do TraPy-MAC, o *payload* é fixo e igual a 127 bytes ou 1016 bits. Este reduzido tamanho de pacotes no MAR-PC permite uma melhor utilização do canal RF, resultando em um aumento do *throughput* da WBAN.

5.8 Considerações Finais

Neste capítulo foi tratado da montagem em laboratório do modelo de WBAN apresentado no Capítulo 4 e os resultados obtidos com a implementação prática dos protocolos MAR-PC e *Polling*. Somado a isso também foram descritos os experimentos realizados para comparação de desempenho do MAR-PC com os protocolos *Polling*, TraPy-MAC e IEEE 802.15.4. Os resultados obtidos mostraram as importantes vantagens do MAR-PC sobre os protocolos utilizados para comparação de desempenho.

CAPÍTULO 6

CONCLUSÃO

Diversas aplicações envolvendo WBANs apresentam uma demanda importante por tecnologias que permitam uma grande densidade de sensores biomédicos, capturando sinais com taxas de amostragem distintas [9], o que impõe exigências não triviais ao protocolo de acesso ao meio na gerência da rede. Neste sentido, os resultados obtidos com o protocolo MAR-PC corroboram a hipótese de que, priorizar a leitura dos nós sensores que operam com altas taxas de amostragem e/ou com maior volume de dados disponíveis para leitura, melhora a taxa de transferência (*throughput*) da WBAN.

Além disso, os resultados também mostraram que esta estratégia, definida no protocolo MAR-PC, apresenta vantagens mais expressivas, principalmente quando os nós sensores operam com taxas de amostragem muito distintas. Em nossos experimentos, e para a situação particular implementada, o MAR-PC foi capaz de sustentar a operação da rede com um tráfego médio cerca de 62,82% maior que aquele suportando pelo *Polling* e de pelo menos 36% maior que aqueles obtidos pelos outros protocolos utilizados nos experimentos descritos neste trabalho.

Um outro ponto de destaque é que todo o estudo e experimentação foi realizado considerando-se a independência do tipo de rádio transceptor utilizado. Por esta razão, o protocolo MAR-PC poderá ser implementado nos mais diversos tipos de transceptores RF, seguindo a evolução desta tecnologia.

Pelos resultados alcançados e pelas percepções ocorridas durante o período de desenvolvimento, é possível estabelecer algumas vertentes para continuidade deste trabalho:

- ✓ Criar um modelo de roteamento que permita ao nó central conseguir ler os dados de um nó sensor, que por alguma razão o nó central não esteja conseguindo acessá-lo (distância do sensor ao nó central, obstáculos entre o sensor e nó central etc);
- ✓ Criar uma metodologia que permita ao nó central gerenciar a entrada e saída de nós sensores na rede WBAN, sem que o processo de aquisição seja interrompido;
- ✓ Criar uma estratégia que permita ao nó central dividir os nós sensores em dois grupos: sensores comuns e sensores importantes. Com esta estratégia, em situações nas quais a WBAN necessite ser operada em ambientes, cujo nível de interferência comprometa a eficiência na leitura dos nós sensores, a WBAN continuará operando, porém, priorizando os nós sensores definidos como importantes. Isto permitirá ler os sensores importantes com menor possibilidade de perda de dados.

A WBAN implementada fica disponível para projetos futuros, não só na área de desenvolvimento de protocolos de acesso ao meio, mas também em quaisquer outras aplicações nas quais uma rede sem fio seja necessária.

Por fim, o desejo do autor é que os estudos aqui apresentados sirvam como inspiração no desenvolvimento de WBANs para aplicações nas quais esta tecnologia ainda não emergiu.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] M. A. L. Nicolelis, "Actions from thoughts," Nature, nº Macmillan Magazines Ltd, pp. 403-407, Janeiro 2001.
- [2] N. M. M. ABREU, "Sistema de Reconhecimento Biométrico Baseado no Electrocardiograma," Lisboa - Portugal, 2012.
- [3] M. Miranda, A. T. d. Santos e P. D. C. J. R. d. Campos, "Polissonografia Digital – Requisitos de Software para Estagiamento Automático do Sono," São Paulo, 2006.
- [4] J. Ahmad e F. Zafar , "Review of Body Area Network Technology & Wireless Medical Monitoring," International Journal of Information and Communication Technology Research, vol. Volume 2, nº No. 2, pp. 186-188, February 2012.
- [5] T. Hayajneh, G. Almashaqbeh, S. Ullah e A. V. Vasilakos, "A survey of wireless technologies coexistence in WBAN: analysis and open research issues," Wireless Netw - Springer, p. 2165–2199, 11 May 2014.
- [6] J. Y. Khan, M. R. Yuce, G. Bulger e B. Harding, "Wireless Body Area Network (WBAN) Design Techniques and Performance Evaluation," J Med Syst, p. 1441–1457, 06 Maio 2010.
- [7] D. Rathee, S. Rangi, S. K. Chakarvarti e V. R. Singh, "Recent trends in Wireless Body Area Network (WBAN) research and cognition based adaptive WBAN architecture for healthcare," Health Technol. Springer, pp. 239-244, 24 Maio 2014. <https://doi.org/10.1007/s12553-014-0083-x>

- [8] A. Malathi e P. K. Kannan, "Analysis on the Performance of Wireless Protocols," International Journal of Computer Trends and Technology (IJCTT), pp. 204-209, 04 Dezembro 2013.
- [9] N. Bradai, . L. C. Fourati e L. Kamo, "Investigation and performance analysis of MAC protocols for WBAN networks," Journal of Network and Computer Applications, vol. 46, nº elsevier, p. 362–373, 2014.
- [10] B. Latre, B. Braem, I. Moerman, C. Blondia e P. Demeester, "A survey on wireless body area networks," Wireless Netw Springer, vol. 17, pp. 1-18, Novembro 2011. <https://doi.org/10.1007/s11276-010-0252-4>
- [11] LAN/MAN Standards Committee, "802.15.1," IEEE, Nova York, 2005.
- [12] S. Bonho, D. Kolm, J. Baggio, . L. Schwarz e R. Moraes, "Monitoração de Sinais de ECG pela Internet em Tempo Real," em Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.
- [13] T. S. d. Siqueira, "Bluetooth – Características, protocolos e funcionamento," Campinas - SP, 2006.
- [14] LAN/MAN Standards Committee, "802.15.4," IEEE, Nova York, 2003.
- [15] IEEE standard for Information Technology IEEE 802.15.4, Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical layer (PHY) specifications for low-rate wireless personal area networks (LR-WPANs), New York - USA: IEEE, 2007.
- [16] LAN/MAN Standards Committee, "802.15.6," IEEE, Nova York, 2012.
- [17] W. Xiaoyan, N. Kiyani, M. Vidojkovic e K. Philips, "A WBAN 802.15.6 Compliant Multi-Band Re-configurable Transceiver for Medical Applications," Bodynets, pp. 50-53, 2014.

- [18] S. Ullah, M. Chen e K. S. Kwak, "Throughput and Delay Analysis of IEEE 802.15.6-based CSMA/CA Protocol," IEEE Wireless Communications and Networking Springer, p. 3875–3891, 17 janeiro 2012.
<https://doi.org/10.1007/s10916-012-9860-0>
- [19] F. Ullah, A. H. Abdullah, O. Kaiwartya e Y. Cao, "TraPy-MAC: Traffic Priority Aware Medium Access Control Protocol for Wireless Body Area Network," MOBILE & WIRELESS HEALTH, vol. 41, nº 93, pp. 1-18, 2017.
<https://doi.org/10.1007/s10916-017-0739-y>
- [20] O. Sharon e E. Altman, "An Efficient Polling MAC for Wireless LANs," IEEE/ACM TRANSACTIONS ON NETWORKING, vol. 9, nº 4, pp. 493-451, AUGUST 2001.
- [21] S. Motoyama, "A Hierarchical Polling-based MAC Scheme for Wireless Body Sensor Network," International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering, vol. 4, nº 8, pp. 396-405, Agosto 2014.
- [22] M. Ameen, A. Nessa e K. S. Kwak, "QoS issues with focus on wireless body area networks," em Third 2008 International Conference on Convergence and Hybrid Information Technology, Korea, 2008.
<https://doi.org/10.1109/ICCIT.2008.130>
- [23] C. d. M. Cordeiro e D. F. H. Sadok, "Avaliação de Desempenho de Redes Bluetooth usando o Modelo de Captura," em 19º Simpósio Brasileiro de Redes de Computadores, Florianópolis - SC, 2001.
- [24] S. Rezvani e S. A. Ghorashi, "A Novel WBAN MAC protocol with Improved Energy Consumption and Data Rate," KSII TRANSACTIONS ON INTERNET AND INFORMATION SYSTEMS, vol. 9, nº 6, pp. 2302-2322, 2012.
<https://doi.org/10.3837/tiis.2012.09.019>
- [25] N. Semiconductor, "nRF24L01 Single Chip 2.4GHz Transceiver - Product Specification v1.0," 2010.

[26] N. Semiconductor, nRF24LE1 - Ultra-low Power Wireless System On-Chip Solution, 1.6 ed., 2010.

[27] Z. Chen, C. Hu, J. Liao e S. Liu, "Protocol Architecture for Wireless Body Area Network Based on nRF24L01," em International Conference on Automation and Logistics, Qingdao, China, 2008.

[28] G. S. K. a. L. J. A. K. Jacob, "Contention Versus Polling Access in IEEE 802.15.6: Delay and Lifetime Analysis," em Twenty First National Conference on Communications (NCC), Mumbai, India, 2015.

<https://doi.org/10.1109/NCC.2015.7084902>

[29] A. Boulis e Y. Tselishchev, "Contention vs. Polling: A Study in Body Area Networks MAC Design," em Proceedings of the Fifth International Conference on Body Area Networks, Corfu Island, Greece, 2010.

<https://doi.org/10.1145/2221924.2221944>

[30] A. K. Jacob, G. S. Kishore e L. Jacob, "Contention Versus Polling Access in IEEE 802.15.6: Delay and Lifetime Analysis," em 2015 Twenty First National Conference on Communications (NCC), Mumbai, 2015.

<https://doi.org/10.1109/NCC.2015.7084902>

[31] A. Boulis e Y. Tselishchev, "Contention vs. Polling: A Study in Body Area Networks MAC Design," em BodyNets '10 Proceedings of the Fifth International Conference on Body Area Networks, Corfu, Greece, 2010.

<https://doi.org/10.1145/2221924.2221944>

[32] F. Ullah, A. H. Abdullah, O. Kaiwartya e Y. Cao, "TraPy-MAC: Traffic Priority Aware Medium Access Control Protocol for Wireless Body Area Network," MOBILE & WIRELESS HEALTH, vol. 41, nº 93, pp. 1-18, 2017.

<https://doi.org/10.1007/s10916-017-0739-y>

[33] S. Nepal, A. Pudasani e S. Shin, "A Fast Channel Assignment Scheme for Emergency Handling in Wireless Body Area Networks," *Sensors*, vol. 17, nº 3, pp. 1-16, 2017.

<https://doi.org/10.3390/s17030477>

[34] J. Ahmad e F. Zafar, "Review of Body Area Network Technology & Wireless Medical Monitoring," *International Journal of Information and Communication Technology Research*, vol. 02, nº 02, pp. 186-188, 2012.

[35] G. Ragesh e D. Baskaranb, "A Survey on Futuristic Health Care System: WBANs," *ELSEVIER*, p. 889 – 896, 2011.

[36] R. C. d. Silva, "Eletromiografia de Superfície: função neuromuscular e reprodutibilidade do método. Uma revisao," *Porto Alegre*, 2010.

[37] S. Day, "Important Factors in Surface EMG Measurement," *Bortec Biomedical*, pp. 1-17.

[38] Konrad, Peter, *The ABC of EMG*, Arizona - USA: Noraxon INC., 2005, pp. 1-60.

[39] D. Stashuk, "EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used?," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 11, pp. 151-173, 2001. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00050-X](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00050-X)

[40] C. J. De Luca, A. Adam, R. Wotiz, L. D. Gilmore e S. H. Nawab, "Decomposition of Surface EMG Signals," *J Neurophysiol* 96, p. 1646–1657, 25 May 2006.

[41] P. H. Marchetti e M. Duarte, "Instrumentação em Eletromiografia," *São Paulo*.

[42] M. Mishali e Y. C. Eldar, "From Theory to Practice: Sub-Nyquist Sampling of Sparse Wideband Analog Signals," IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing, pp. 375-391, 17 March 2010.

<https://doi.org/10.1109/JSTSP.2010.2042414>

[43] M. A. d. S. Pinto, "Estudo do potencial evocado visual em regime permanente baseado em LED para interface cérebro máquina," Belo Horizonte - MG, 2011.

[44] V. R. MARTINS, "Desenvolvimento de um Placa de Captura de Sinais Biológicos com Interface com Computador," Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória - ES, 2005.

[45] A. F. Barbosa, "Interface Cérebro-Computador: uma abordagem exploratória," Natal-RN, 2012.

[46] M. C. Tavares, "EEG e Potenciais Evocados – Uma Introdução," Pelotas - RS, 2011.

[47] D. P. Subha e P. K. Joseph, "EEG Signal Analysis: A Survey," SPRINGER, p. 195–212, 2008.

[48] P. C. Chaves e A. L. Moreira, "Electrocardiografia," Porto, 2001.

[49] M. G. d. Costa, "Wait, I'm Studying," WordPress.com, 17 Agosto 2016. [Online]. Available: <https://waitimstudying.wordpress.com/2016/08/17/eletrocardiografia-basica/>. [Acesso em 04 Janeiro 2017].

[50] N. Townsend, "ECG Instrumentation," Michaelmas Term, 2001.

[51] C. B. d. Souza, "Segmentação de sinais de ECG," Vitória - ES, 2007.

[52] A. C. Guyton, Tratado de Fisiologia Médica, 9ª ed., Guanabara Koogan.

- [53] Berne e Levy, Principles of Physiology, Portland: Elsevier Mosby, 2005.
- [54] I. Wilson, "Tutorial de Anestesia da Semana Oximetria de Pulso – Parte 1," Sociedade Brasileira de Anestesiologia, Royal Devon & Exeter Hospital, UK, 2013.
- [55] J. L. G. d. Amaral, A. C. P. Ferreira, D. Ferez e P. Geretto, "Monitorização da Respiração: Oximetria e Capnografia," Revista Brasileira de Anestesiologia, vol. 42, nº 1, pp. 51 - 58, 1992.
- [56] T. R. d. S. Santini, "Projeto de um oxímetro de pulso com comunicação USB," Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.
- [57] S. R. J. Oliveira, A. B. Soares e C. Pancotto, "Transmissão de Sinais Biomédicos Utilizando a Tecnologia ZIGBEE," em Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica, Uberlândia - MG, 2012.
- [58] F. S. D. SANTOS e R. P. LINESSIO, "SAMAE-Sistema Automático de Medição e Análise de Energia," Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2012.
- [59] W. Song, Y. Wang, J. Chai, K. Yuan e T. Han, "A Wireless Miniature Device for Neural Stimulating and Recording in Small Animals," ICNC 2006, pp. 884-893, 2006.
https://doi.org/10.1007/11881223_113
- [60] A. Weder, "An Energy Model of the Ultra-Low-Power Transceiver nRF24L01 for Wireless Body Sensor Networks," em Second International Conference on Computational Intelligence, Communication Systems and Networks, 2010.
<https://doi.org/10.1109/CICSyN.2010.24>

- [61] S. Sharma, A. L. Vyas, B. Thakker, D. Mulvaney e S. Datta, "Wireless Body Area Network for Health Monitoring," em 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011.
<https://doi.org/10.1109/BMEI.2011.6098710>
- [62] F. M. Paschoalini, "WI-FI e WIMAX: Tecnologias em redes sem fio," Lavras - MG, 2007.
- [63] Y. Lee, "RFID Coil Design," Microchip, Los Angeles, 1998.
- [64] M. R. P. Amorim e C. L. d. Castro, "Tutorial sobre Redes de Sensores," Rio de Janeiro.
- [65] H.-L. Chan, P.-K. Chao, Y.-C. Chen e W.-J. Kao, "Wireless Body Area Network for Physical-Activity Classification and Fall Detection," em 5th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, Hong Kong - China, 2008.
- [66] E. L. d. Costa e C. D. B. Pinheiro, "WPANs - Redes Pessoais sem fio - Uma simulação de sensoriamento remoto para aplicações médicas," pp. 1-10, 14 02 2009.
- [67] R. A. SCHOLTZ, "The Origins of Spread-Spectrum Communications," IEEE TRANSACTIONS ON COMMUNICATIONS, vol. 30, nº 5, pp. 822-854, MAY 1982. <https://doi.org/10.1109/TCOM.1982.1095547>
- [68] L. N. Takeda, "Evolução da Tecnologia Móvel Até 2013," Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá - SP, 2013.
- [69] G. Giunta, "Basic note on Spread Spectrum CDMA signals," Third University of Rome, Roma, 2000.

[70] R. L. PICKHOLTZ, D. L. SCHILLING e L. B. MILSTEIN, "Theory of Spread-Spectrum Communications-A Tutorial," IEEE TRANSACTIONS ON COMMUNICATIONS, vol. 30, nº 5, pp. 855-884, 1982.

<https://doi.org/10.1109/TCOM.1982.1095533>

[71] W. L. G. Maia, "Um Estudo de Viabilidade de Links de Rádio Frequência para Integração de Redes de Computadores na UFACNet e Região do ACRE," Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis - SC, 2000.

[72] E. K. Wesel e A. Wesley, Wireless Multimedia Communications: Networking Video, Voice, and Data, IEEE Journals & Magazines, 1998.

[73] D. J. GOODMAN e A. A. M. SALEH, "The Near/Far Effect in Local ALOHA Radio Communications," IEEE TRANSACTIONS ON VEHICULAR TECHNOLOGY, vol. 36, nº 1, pp. 19-27, 1987.

<https://doi.org/10.1109/T-VT.1987.24093>

[74] M. R. Pereira, C. L. d. Amorim e M. C. S. d. Castro, "Tutorial sobre Redes de Sensores," Rio de Janeiro - Brasil, 2003.

[75] F. D. Gianni, "Controle de Acesso ao Meio (MAC) Baseado em Polling Hierárquico para Rede Corporal de Sensores sem Fio," Faculdade Campo Limpo Paulista, Campo Limpo Paulista - SP, 2015.

[76] C. Paar, Understanding Cryptography – A Textbook for Students and Practitioners, New York: springer, 2009.

[77] T. M. CAVALCANTE, "Avaliação de Desempenho de Mecanismos de Segurança Utilizados para Prover os Serviços de Confidencialidade, Integridade e Autenticação em Redes de Sensores Sem Fio," Universidade Federal do Ceará, Fortaleza - CE, 2012.

[78] W. F. Lages, "Modelo de Referência OSI," Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre - RS.

- [79] E. Cardozo e M. F. Magalhães, "Redes de Computadores: Modelo OSI," Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2002.
- [80] M. A. Grotkowsky, "Sistemas de Controle Distribuídos: Desenvolvimento de um Aplicação para Veículos Submarinos Não Tripulados," Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.
- [81] R. R. d. Araújo e O. V. d. A. Filho, "Estudo Sobre Métodos de Acesso ao Meio para Redes de Telemetria Baseadas em Espalhamento Espectral," Campinas - SP, 1999.
- [82] R. R. d. Araújo, "Estudo Sobre Métodos de Acesso ao Meio para Redes de Telemetria Baseadas em Espalhamento Espectral," Unicamp, Campinas - SP, 1999.
- [83] A. L. M. d. S. Mostardinha, "Controle de Acesso ao Meio em Redes de Sensores Sem Fio," Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2004.
- [84] P. T. Hiep e N. H. Hoang, "Maximizing Throughput of Cluster-Based WBAN with IEEE 802.15.6 CSMA/CA," International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering, vol. 9, nº 5, pp. 391-402, 2014.
<https://doi.org/10.14257/ijmue.2014.9.5.39>
- [85] F. J. d. S. e. Silva, "Conceitos de Transmissão sem Fio e Controle de Acesso ao Meio," São Luís - MA, 2011.
- [86] T. T. d. Silva, "Proposta de Método de Acesso ao Meio Baseado em QoS para Redes Ad hoc IEEE 802.11.," Brasília - DF, 2008.
- [87] Fátima Borges - Schneider Electric, "Redes de Comunicação Industrial," Schneider Electric, Portugal, 2007.

- [88] P. McDermott-Wells, "What is Bluetooth?," Potentials IEEE, vol. 23 , nº 5, pp. 33-35, Dec. 2004-Jan. 2005.
- [89] I. Puy, "Bluetooth," Hochschule Furtwangen University, Furtwangen, Alemanha, 2008.
- [90] B. S. I. G. SIG, "Bluetooth," Bluetooth Special Interest Group (SIG), Fevereiro 1998. [Online]. Available: <https://www.bluetooth.com/>. [Acesso em 28 Março 2017].
- [91] L. Y. C.-C. C. Bo Yu, "ECG Monitoring over Bluetooth:Data Compression and Transmission," em Wireless Communications and Networking Conference (WCNC), 2010 IEEE, Sydney, NSW, 2010.
- [92] M. Kumar, "Security Issues and Privacy Concerns in the Implementation of Wireless Body Area Network," em Information Technology (ICIT), 2014 International Conference on, Bhubaneswar, 2014.
<https://doi.org/10.1109/ICIT.2014.73>
- [93] H. C. Keong, "UWB-WBAN sensor node design," em Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE, Boston, MA, 2011.
- [94] J. A. Gutierrez, "IEEE Std. 802.15.4 Enabling Pervasive Wireless Sensor Networks," Eaton Corporation, EUA, 2005.
- [95] L. G. d. P. Amorim, "Utilização de Sistemas Dedicados e Protocolos de Rede Aplicados à Eficiência Energética da Iluminação Pública," Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal - RN, 2011.
- [96] F. M. PASCHOALINI, "WI-FI e WIMAX: Tecnologias em Redes Sem Fio," Lavras - MG, 2007.

- [97] R. Magno, D. Recharte, D. Gonçalves e D. Ferrão, "Como Evoluíram as Normas WI-FI IEEE 802.11?," Faculdade de Engenharia do Porto, Porto, 2013.
- [98] D. I. Inc., "An Introduction to Wi-Fi," Digi International Inc., EUA, 2008.
- [99] K. S. Kyung, S. Ullah e N. Ullah, "An Overview of IEEE 802.15.6 Standard," em UWB-ITRC Center, South Korea, 2011.
- [100] S. Ullah e E. Tovar, "Performance Analysis of IEEE 802.15.6 Contention-based MAC Protocol," CISTER, Porto, Portugal, 2015.
- [101] S. Ullah, M. Mohaisen e M. A. Alnuem, "A Review of IEEE 802.15.6 MAC, PHY, and Security Specifications," International Journal of Distributed Sensor Networks, vol. 2013, pp. 1-13, 2013.
<https://doi.org/10.1155/2013/950704>
- [102] M. Toorani, "Security Analysis of the IEEE 802.15.6 Standard," University of Bergen, 2016, 2016.
- [103] P. Christ, B. Neuwinger, F. Werner e U. Rückert, "Performance Analysis of the nRF24L01 Ultra-Low-Power Transceiver in a Multi-Transmitter and Multi-Receiver Scenario," 2011.
- [104] K. Erogiu, "The Worldwide Approval Status for 900 MHz and 2.4 GHz Spread Spectrum Radio Products," IEEE - Intermec Technologies Corporation, 1998.
- [105] E. Jovanov, A. Milenkovic, C. Otto e P. C. d. Groen, "A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation," Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, pp. 1-10, 01 Março 2005.
- [106] L. Yuansheng e H. Xi, "Analysis of the maximal transmission rate based on NRF24L01 chip system," em IEEE, Beijing, 2010.

- [107] N. Noury, B. Perriot, J. Argod e J.-L. Pepin, "Monitoring physical activities of COPD patients with a network of sensors," Elsevier Masson, pp. 329-333, 2014.
- [108] I. Poole, "Radio-Electronics.com Resources and analysis for electronics engineers," Adrio Communications Ltd, 2001. [Online]. Available: <http://www.radio-electronics.com/info/wireless/wi-fi/80211-channels-number-frequencies-bandwidth.php>. [Acesso em 15 11 2017].
- [109] G. Ragesh e K. Baskaran, "A Survey on Futuristic Health Care System: WBANs," em International Conference on Communication Technology and System Design 2011, Coimbatore, India, 2011.
- [110] I. Anjum, N. Alam, M. Razzaque, M. Mehedi Hassan e A. and Alamri, "Traffic priority and load adaptive MAC protocol for QoS provisioning in body sensor networks," Int. J. Distrib. Sensor Netw, pp. 1-9, 2013.
- [111] Z. Khan, M. Rasheed, N. Javaid e B. and Robertson, "Effect of inter-arrival time on the energy consumption of beacon enabled MAC protocol for body area networks," Procedia Compu. Sci., vol. 32, pp. 579-586, 2014.
<https://doi.org/10.1016/j.procs.2014.05.463>
- [112] A. Sevin, C. Bayilmis e I. Kirbas, "Design and implementation of a new quality of service-aware cross-layer medium access protocol for wireless body area networks," Computers and Electrical Engineering, vol. 56, pp. 145-156, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.compeleceng.2016.02.003>
- [113] N. d. Santos, Uma Plataforma de Larga Escala Utilizando a Tecnologia WBAN para a Monitoração de Pacientes, Campo Limpo Paulista - SP: Câmara Brasileira do Livro, 2016.
- [114] J. Ok Ha, S. Hwan Jung, M. C. Park, L. Kyung Hak e Y. S. Eo, "A Fully Integrated 3 – 5 GHz UWB RF Transceiver for WBAN Applications," em IEEE

MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO), 2013.

[115] W. Xiaoyan, N. Kiyani, M. Vidojkovic, K. Philips, H. de Groot e S. Masui, "A WBAN 802.15.6 Compliant Multi-Band Re-configurable Transceiver for Medical Applications," em Bodynets, London, 2014.