

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

ARQUITETURA PARA DESENVOLVIMENTO  
DE APLICAÇÕES DE REDE DE SENSORES PARA  
MONITORAMENTO DA SAÚDE HUMANA

IWENS GERVÁSIO SENE JÚNIOR

ORIENTADOR: HERVALDO SAMPAIO CARVALHO

TESE DE DOUTORADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

PUBLICAÇÃO: PPGENE.TD – 035/09

BRASÍLIA/DF: ABRIL – 2009

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

ARQUITETURA PARA DESENVOLVIMENTO DE APLICAÇÃO DE  
REDES DE SENSORES PARA MONITORAMENTO DA SAÚDE  
HUMANA

IWENS GERVÁSIO SENE JÚNIOR

TESE DE DOUTORADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA DA FACULDADE DE TECNOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM ENGENHARIA ELÉTRICA.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Hervaldo Sampaio Carvalho, MD, DSc (FM-UnB)  
(Orientador)

Prof. Antonio Alfredo Ferreira Loureiro, PhD (DCC-UFMG)  
(Examinador Externo)

Prof. Leandro Luís Galdino de Oliveira, DSc (INF-UFG)  
(Examinador Externo)

Profa. Janaína Gonçalves Guimarães, DSc (ENE-UnB)  
(Examinador Interno)

Prof. Adson Ferreira da Rocha, DSc (ENE-UnB)  
(Examinador Interno)

BRASÍLIA/DF, 03 DE ABRIL DE 2009

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

SENE JR, IWENS GERVÁSIO

Arquitetura para Desenvolvimento de Aplicação de Redes de Sensores para o Monitoramento da Saúde Humana [Distrito Federal] 2009.

178 p., 210 x 297 mm (ENE/FT/UnB, Doutor, Engenharia Elétrica, 2009).

Tese de Doutorado – Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. Departamento de Engenharia Elétrica.

1. Fusão de Dados

2. Rede de Sensores

3. Corpo Humano

I. ENE/FT/UnB

II. Título (série)

## **REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA**

SENE JR, I. G. (2009). Arquitetura para Desenvolvimento de Aplicação de Rede de Sensores para o Monitoramento da Saúde Humana. Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica,

Publicação PPGENE.TD-035/09, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 178 p.

## **CESSÃO DE DIREITOS**

AUTOR: Iwens Gervásio Sene Júnior

TÍTULO: Arquitetura para Desenvolvimento de Aplicação de Rede de Sensores para o Monitoramento da Saúde Humana.

GRAU: Doutor ANO: 2009

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta tese de doutorado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte dessa tese de doutorado pode ser reproduzida sem autorização por escrito do autor.

---

Iwens Gervásio Sene Júnior  
Rua 88, 749. Ed. Aspen apt 401 Setor Sul  
74085-115 Goiânia-GO. Brasil.

**“SOMOS BONS QUANDO FAZEMOS OS OUTROS MELHORES.”**

Provérbio Russo

## DEDICATÓRIA

A minha esposa, Gina. Pelo apoio constante e carinho.

Aos meus filhos Gabriel e Felipe, fonte de inspiração e força.

Aos meus pais, Iwens e Elza (sempre presente)

Aos meus irmãos Anapaula e Marcelo.

Aos meus sogros, Nivaldo e Helena

Aos meus cunhados Rogério e Laura.

Cleyton e Myllena.

Adenilson e Janaína.

À minha Família e meus amigos por sempre acreditarem em mim.

## AGRADECIMENTOS

Ao professor Hervaldo Sampaio Carvalho, meu orientador pelo modelo de pessoa, um ser humano de um coração imenso e responsável direto no sucesso deste trabalho. Ele me ajudou na minha formação e na formação deste trabalho. Com suas contribuições, ele tornou este trabalho uma realidade. E ao professor Adson Ferreira da Rocha, pelo exemplo de dedicação, amizade, paciência e generosidade. Gostaria de agradecer pelos seus conselhos e pelos artigos que publicamos.

Agradeço aos professores Antonio Alfredo Ferreira Loureiro, Francisco Assis Nascimento, Janaína Gonçalves Guimarães e Leandro Luís Galdino de Oliveira pelas sugestões para melhoria do trabalho.

À Universidade Católica de Goiás, pelo apoio financeiro durante os três primeiros anos de doutoramento e ao professor Luiz Carlos de Sousa (diretor do CMP).

Agradeço aos colegas da Universidade Católica de Goiás (UCG), em especial Talles pelo companheirismo. É muito difícil ter que mencionar a todas as pessoas aqui. Espero ter recompensado, durante o dia-a-dia, o imenso apoio que recebi de pessoas tão especiais. A todos os alunos que participaram deste projeto.

Agradecimento especial aos alunos Vinícius das Neves e Massahide Namba

Agradeço aos meus irmãos Anapaula de Sene e Marcelo Sene e suas famílias.

E não poderia deixar de agradecer a uma pessoa muito especial que exerceu um papel muito importante para que eu viesse a concluir este trabalho, Gina Orlow (minha esposa). Meu amor, eu te agradeço pela tua companhia, pela paciência, dedicação, presença na minha ausência. Esta vitória também é sua, pois sem você nada disso teria importância. Agradeço a família da minha esposa que também é minha família. E também aos meus dois pequeninhos Gabriel e Felipe maravilhosos e presentes de Deus.

Aos meus pais Iwens e Elza por me ensinar a respeitar o próximo, sempre com muito carinho.

Enfim, agradeço a Deus por todas as oportunidades.

## RESUMO

### ARQUITETURA PARA DESENVOLVIMENTO DE APLICAÇÃO DE REDE DE SENSORES PARA MONITORAMENTO DA SAÚDE HUMANA

Autor: Iwens Gervasio Sene Junior  
Orientador: Hervaldo Sampaio Carvalho  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica  
Brasília, 03 de Abril de 2009

As tecnologias de microeletrônica e redes de sensores sem fio têm sido empregadas, na área da saúde, visando à obtenção de um conjunto de facilidades, como o monitoramento de saúde de indivíduos e o atendimento domiciliar, que resultem em ganho de produtividade e principalmente em qualidade de serviço. O monitoramento da saúde humana é proposto dentro de um novo paradigma, sendo que o foco principal é o sistema de saúde centrado no indivíduo, fazendo com que a prestação de serviços e a informação em saúde estejam disponíveis onde o indivíduo estiver. Em relação ao indivíduo, o monitoramento acontece à distância e a tomada de decisão pode antecipar o plano de tratamento do paciente dependendo da situação em que se encontre. O ponto principal do monitoramento é uma aproximação pragmática a vários cenários clínicos, hospitalares e móveis, sendo que o indivíduo pode estar em casa dormindo, passeando pelas ruas ou até mesmo em seu local de trabalho. Desta forma é possível monitorar qualquer pessoa em qualquer lugar, desde que se possa interligar, através da rede sem fio, seus dispositivos. Este trabalho apresenta uma arquitetura de um sistema para o monitoramento da saúde humana baseado em uma rede de sensores para o corpo humano (RSCH). Toda a configuração e disposição dos sensores de superfície são realizadas por um profissional de saúde, que analisará o indivíduo à distância por meio de uma rede de comunicação sem fio. A implementação proposta avaliará tanto pacientes quanto pessoas saudáveis que necessitam de um monitoramento contínuo e/ou freqüente de qualidade dos sinais fisiológicos. Essa solução tem como base uma arquitetura de fusão de dados capaz de atuar no corpo humano de forma autônoma, realizando o monitoramento com base nos dados/informações recebidos dos sensores até chegar ao nível mais alto (nível de decisão), podendo atuar de forma direta na saúde do paciente em tempo hábil comunicando-se com um médico, uma central de monitoramento, ou uma ambulância. No módulo de decisão desta arquitetura propõe-se uma política de ligar/desligar sensores alternando o seu funcionamento para garantir o maior tempo de vida possível da rede de sensores. A forma como os sensores são alternados baseia-se em uma política de escalonamento utilizando o método de fila circular, uma vez que a troca das baterias pode ser um processo complexo. As contribuições desta tese, no âmbito da aplicação de redes de sensores para o monitoramento do corpo humano são: (i) implementação da arquitetura de fusão de dados (CARVALHO 2003), (ii) linguagem de fusão de dados, (iii) processamento da informação baseado no *middleware* MiLAN centralizado ou distribuído e (iv) heurística para economia de energia dos nós sensores baseado nos sintomas dos indivíduos. Por fim, para prova de conceito, foi desenvolvido um simulador que integra todas estas funcionalidades.

Palavras-chaves: monitoramento da saúde, redes de sensores do corpo humano, fusão de dados, heurística, economia de energia.

## **ABSTRACT**

### **ARCHITECTURE FOR HUMAN HEALTH MONITORING APPLICATION DEVELOPMENT FOR WIRELESS SENSOR NETWORKS**

Author of the doctoral dissertation: Iwens Gervasio Sene Junior

Advisor: Hervaldo Sampaio Carvalho

University of Brasilia (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica)

Brasilia (Brazil), April 03th, 2009

The technologies of wireless sensor networks and microelectronics have been employed in the health area, aiming to obtain a set of facilities, such as monitoring the health of individuals and homecare, which result in gains in productivity and especially in quality of service. The monitoring of human health is proposed inside a new paradigm, with the main focus in the health care system focused on the individual, making the provision of health services and information available wherever the individual is. In relation to the individual, the monitoring happens at distance and the decision-making can anticipate the patient's treatment, depending on the situation in which he is. The main point of tracking is a pragmatic approach to various clinical settings, hospitals, and mobile, and the individual may be at home sleeping, walking the streets or even in their workplace. In this way you can track anyone, anywhere, as long as it can connect through the wireless network. This thesis presents an architecture of a system to monitor the human health based on “Body Sensor Networks” (BSN). The whole setup and configuration of sensors on an individual are carried out by a health professional who will examine the individual at distance through the wireless network. The purposed implementation evaluates both, healthy people as patients in need of continuous monitoring and/or frequent quality of physiological signals. This solution is based on a data fusion architecture, capable of acting in the human body on autonomous way, making the tracking based on data/information received from the sensors, reaching the highest level (level of decision), which may take action directly on the patient health, just in time to communicate to a physic, a central tracking, or an ambulance. In this decision module architecture it is proposed a policy of on/off sensors alternating, which can ensure the greatest possible lifetime of the sensor network. The sensors work according to a scheduling policy using a circular queue, since the replacement of batteries can be a complex process. The contributions of this thesis are: (i) implementation of the Architecture of the Data Fusion (CARVALHO, 2003), (ii) The design of a language for data fusion, (iii) processing of information based on the MiLAN middleware, in a centralized or distributing and (iv) A heuristic for the saving energy of the sensor nodes, based on the symptoms of individuals. Finally, all concepts were developed in a simulator that incorporates all these features.

Keywords – monitoring of health, body sensor networks, data fusion, heuristic, energy economy.



# SUMÁRIO

RESUMO .....	vii
LISTA DE FIGURAS .....	xi
LISTA DE TABELAS .....	xiv
LISTA DE ABREVIACÕES .....	xv
1 – Introdução .....	1
1.1 Monitoramento do Estado de Saúde Humana .....	1
1.2 Objetivos.....	6
1.2.1 Objetivos Secundários .....	6
1.3 Motivação, Proposta e Metodologia Adotada .....	6
1.4 Contribuições.....	13
1.5 Visão Geral do Texto.....	15
2 – Monitoramento da Saúde e as RSCH - Desafio e Perspectivas.....	16
2.1 Redes de Sensores do Corpo Humano – Conceitos.....	16
2.2 Requisitos das Redes de Sensores para o Corpo Humano.....	19
2.3 Rede de Sensores para o Corpo Humano .....	21
2.4 RSCH - Atualidade.....	23
2.5 Restrições de recursos em RSSF .....	31
2.6 Fusão de Dados.....	36
2.6.1 Introdução.....	36
2.6.2 Dado .....	36
2.6.3 Informação.....	37
2.6.4 Conceitos de Fusão de Dados .....	37
2.7 MiLAN: <i>Middleware</i> para RSSF.....	41
2.8 Conclusão .....	44
3 - Arquitetura Proposta para o Desenvolvimento de Aplicações de Redes de Sensores para Monitoramento da Saúde Humana .....	45
3.1 Introdução.....	45
3.2 Implementação da Arquitetura de Fusão de Dados .....	46
3.3 Estudo do <i>Middleware</i> MiLAN .....	51
3.3.1 Inicialização de sensores ou auto anunciar.....	54
3.3.2 Comunicação entre aplicação e MiLAN .....	55
3.3.3 Exemplo do MiLAN Distribuído vs. Centralizado .....	58
3.3.4 Mecanismo de funcionamento de uma aplicação no Milan .....	59
3.4 Linguagem de Fusão de Dados.....	62
3.4.1 Introdução.....	62
3.4.2 Descrição da Linguagem Fusão de Dados.....	64
3.4.2.1 Identificadores .....	65
3.4.2.2 Exemplo completo da Linguagem de Fusão de Dados.....	73
3.4.2.3 Flexibilidade da Linguagem de Fusão de Dados.....	75
3.5 Exemplo da Expressão de Fusão de Dados para o ECG .....	78

3.6 Exemplo da Frequência Cardíaca do Processo de Comunicação Entre a Aplicação e a RSCH .....	84
3.7 Exemplo da Temperatura Corporal no Processo de Comunicação entre Aplicação, MiLAN e Rede de Sensores .....	88
3.8 Conclusão .....	95
4 – Protótipo .....	96
4.1 Introdução .....	96
4.2 Implementação da arquitetura para desenvolvimento de aplicações de redes de sensores para monitoramento da saúde humana.....	97
4.3 Exemplo do Monitoramento da Temperatura Corporal Realizada pelo Simulador .....	107
4.4 Ambiente de simulação .....	111
4.5 Cenários de Aplicação do Monitoramento da Temperatura Corporal Simulados neste Trabalho.....	114
4.5.1 Cenário 1 - monitoramento da temperatura corporal de um indivíduo com todas as regiões do corpo altas (Febre).....	115
4.5.2 Avaliação Cenário 1. ....	118
4.5.3 Cenário 2 - monitoramento da temperatura corporal de um indivíduo com todas as regiões do corpo normais. ....	119
4.5.4 Avaliação Cenário 2. ....	122
4.5.5 Cenário 3 - monitoramento da temperatura corporal de um indivíduo com todas as regiões do corpo normais, com apenas uma região alta (Infecção). ....	123
4.5.6 - Avaliação do Cenário 3 .....	126
4.5.7 Cenário 4 - monitoramento da temperatura corporal de um indivíduo com todas as regiões do corpo normais, com apenas uma região baixa (Trombose)...	126
4.5.8 Avaliação do Cenário 4 .....	129
4.6 Conclusões parciais .....	129
5 – Conclusões.....	132
5.1 Considerações Finais .....	132
5.2 Propostas para Trabalhos Futuros .....	134
5.2.1 Outras Perspectivas .....	137
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	138
PUBLICAÇÕES DURANTE O PERÍODO DE DOUTORAMENTO .....	160

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1- Estrutura Geral do Projeto de Monitoramento Pessoal de Saúde baseada no Corpo (CARVALHO, 2005). .....	8
Figura 1.2 - Visão geral da aplicação de rede de sensores para monitoramento da saúde humana desenvolvida neste trabalho. ....	12
Figura 2.1- Visão geral do Sistema Pessoal de Monitoramento de Saúde baseado no corpo humano (SPMS) .....	22
Figura 2.2 - Ataque de nanosensores a células no corpo humano ( <i>copyright Coneyl Jay/Science photo library</i> ). ....	24
Figura 2.3 - Um framework para monitoramento da saúde (XUEMEI, 2008). ....	26
Figura 2.4 - Reconhecendo parte superior do corpo usando sensores têxteis (MATTMANN, et. al., 2007). ....	28
Figura 2.5 - MIThril (SUNG & PENTLAND, 2004). ....	29
Figura 2.6 - Aplicação de monitoramento continua de pacientes (VEHKAOJA, 2006). ....	31
Figura 2.7 - Implantes de chips RFID usados em humanos também VeriChip TM (VERICHIP, 2006). ....	31
Figura 2.8 - Funções que consomem energia dos nós sensores. ....	32
Figura 2.9 - Operações para redução do consumo de energia .....	34
Figura 2.10 - Relacionamentos entre os termos de fusão. Fusão de sensor/multisensor, integração de multisensor, agregação de dados, fusão de dados e fusão da informação (NAKAMURA <i>et al.</i> , 2007). ....	40
Figura 2.11 - Grafos e interfaces do <i>MiLAN</i> (HEINZELMAN <i>et al.</i> , 2004). ....	42
Figura 2.12 - Classe do Sensor Individual, dos Sensores Redundantes e de Pré-Processamento. ....	43
Figura 3.1 - Níveis em que ocorre à Fusão de Dados (CARVALHO, 2003). ....	47
Figura 3.2 - Fusão de Dados em baixo nível com sensores diferentes .....	49
Figura 3.3 - Fusão de Dados baixo nível de dado e alto em variáveis, com sensores de tipos diferentes. ....	50
Figura 3.4 - Visão geral das aplicações distribuídas e centralizadas .....	52
Figura 3.4 (a) - Aplicação da Heurística na Arquitetura. ....	52
Figura 3.4 (b) - Processo de comunicação da aplicação e <i>MiLAN</i> no modelo centralizado. ....	53
Figura 3.4 (c) - Processo de comunicação da aplicação e <i>MiLAN</i> no modelo distribuído. ....	53
Figura 3.5 - Processo de comunicação entre a aplicação e o <i>Middleware MiLAN</i> . ....	55
Figura 3.6 - Visão gráfica da comunicação entre aplicação e <i>MiLAN</i> .....	57
Figura 3.7 - Exemplo que mostra o processo de uma aplicação, desde a descoberta até a escolha dos caminhos ótimos em uma aplicação de rede de sensores centralizada. ....	58
Figura 3.8 - Uma visão de alto nível da operação do <i>MiLAN</i> associado à Arquitetura de Fusão de Dados. ....	60
Figura 3.9 - Arquitetura de fusão de dados .....	63
Figura 3.10 - Visão conceitual da linguagem de fusão de dados no software <i>CmapTools</i> . ....	65
Figura 3.11 - Exemplo da Arquitetura de Fusão de Dados aplicado na variável movimento. ....	74
Figura 3.12 - Grafos de estados do algoritmo de análise dos sensores de temperatura e vibração. ....	75
Figura 3.13 - Configurações possíveis do <i>framework</i> de fusão de dados. ....	76

Figura 3.14 - Figura com o posicionamento dos eletrodos do exame de ECG. ....	79
Figura 3.15 - Processo de aquisição do sinal de ECG.....	81
Figura 3.16 - Comparação dos modelos da Arquitetura Geral de Fusão de Dados e o exemplo do sensor de ECG .....	83
Figura 3.17 - Integração MiLAN e Expressão de Fusão de Dados .....	84
Figura 3.18 - Grafo 1 de nós sensores de frequência cardíaca .....	85
Figura 3.19 - Grafo 2 de estado de saúde do paciente.....	86
Figura 3.20 - Exemplo da frequência cardíaca: 120 bpm.....	86
Figura 3.21 - Representação das divisões das sete regiões proposta pela arquitetura: cabeça, tórax, abdômen, pernas e braços.....	89
Figura 3.22 - Modelo da Arquitetura de Fusão de Dados para Aplicação de Monitoramento da Temperatura Corporal.....	90
Figura 3.23 - Grafo de Interpretação de Temperatura Corporal.....	92
Figura 3.24 - Grafo de Temperatura vs. Grafo de Estresse .....	93
Figura 4.1 - Tela principal do protótipo de aplicação de redes de sensores para monitoramento da saúde humana. ....	99
Figura 4.2 - Tela de configuração do SMS.....	100
Figura 4.3 - Janela para inserir dados dos nós sensores: nome, acurácia e custos (sensoriar, processar e transmitir).....	101
Figura 4.4 - Inclusão de tipos de dispositivos (nós sensores) e seus respectivos valores. ....	101
Figura 4.5 - Heurística para economia da energia dos nós sensores .....	102
Figura 4.6 - Configuração do tipo de processamento centralizado ou distribuído .....	103
Figura 4.7- Modelagem e implementação da classe sensor.....	104
Figura 4.8 - Módulo de pré-processamento do simulador.....	106
Figura 4.9 - módulo de fusão de dados de baixo nível.....	107
Figura 4.10 - Exemplo de execução do simulador para o exemplo da temperatura corporal da RSCH.....	109
Figura 4.11 - Resultados obtidos da rede de sensores para o Cenário 1: tempo de vida vs. taxa de envio (1s, 10s e 100s), variando o número de sensores (1, 3 e 5) por número de regiões (1 (a), 3 (b), 5 (c) e 7 (d)). ....	116
Figura 4.12 - Número de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 1s, número de sensores (1, 3 e 5) por região.....	117
Figura 4.13 - Nº. de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 10s (a) e 100s (b), número de sensores (1, 3 e 5) por região.....	117
Figura 4.14 - Resultados obtidos da rede de sensores para o Cenário 2: tempo de vida vs. taxa de envio (1s, 10s e 100s), variando o número de sensores (1, 3 e 5) por número de regiões (1 (a), 3 (b), 5 (c) e 7 (d)). ....	120
Figura 4.15 - Número de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 1s, número de sensores (1, 3 e 5) por região.....	121
Figura 4.16 - Nº. de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 10s (a) e 100s (b), número de sensores (1, 3 e 5) por região.....	121
Figura 4.17 - Resultados obtidos da rede de sensores para o Cenário 3: tempo de vida vs. taxa de envio (1s, 10s e 100s), variando o número de sensores (1, 3 e 5) por número de regiões (1 (a), 3 (b), 5 (c) e 7 (d)). ....	124
Figura 4.18 - Número de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 1s, número de sensores (1, 3 e 5) por região.....	125
Figura 4.19 - Número de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 10s (a) e 100s (b), número de sensores (1, 3 e 5) por região.....	126

Figura 4.20 - Resultados obtidos da rede de sensores para o Cenário 4: tempo de vida vs. taxa de envio (1s, 10s e 100s), variando o número de sensores (1, 3 e 5) por número de regiões (1 (a), 3 (b), 5 (c) e 7 (d)). .....	127
Figura 4.21 - Números de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 1s, número de sensores (1, 3 e 5) por região. ....	128
Figura 4.22 - Número de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 10s (a) e 100s (b), número de sensores (1, 3 e 5) por região. ....	129
Figura 5.1 - Grafo de interpretação da Pressão Arterial .....	135

## LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Monitoramento da Temperatura em um intervalo de tempo. ....	48
Tabela 3.2 – Tabela de Posicionamento dos eletrodos para obtenção das 12 derivações .....	80
Tabela 3.3 – Tabela das Temperaturas Médias .....	92
Tabela 4.1 – Variáveis utilizadas nos experimentos.....	114
Tabela 4.2 – Tempos Médios Obtidos Cenário 1. ....	118
Tabela 4.3 – Tempos Médios Obtidos Cenário 2. ....	123
Tabela 4.4 – Experimentos utilizados para aplicar os cálculos estatísticos sobre as medias do tempo de vida da RSCH.....	130
Tabela 4.5 – Resultados estatísticos dos valores médios do tempo de vida da RSCH para experimento 1, na forma centralizado e distribuída. ....	131
Tabela 4.6 – Resultados estatísticos dos valores médios do tempo de vida da RSCH para experimento 30, na forma centralizada e distribuída.....	131
Tabela 5.1 – Tabela das Freqüências Cardíacas médias em batimentos por minutos (BPM) .....	135
Tabela 5.2 – Relação da pressão arterial sistólica e diastólica médias de um indivíduo. .....	136

## LISTA DE ABREVIACÕES

API	Interface para Programação de Aplicações
BD	Braço Direito
BE	Braço Esquerda
BSN	<i>Body Sensor Networks</i>
DFT	<i>Discrete Fourier Transform</i>
ECG	EletroCardioGrama
EMG	EletroMioGrama
XP	<i>Extreme Programming</i>
F <sub>A</sub>	<i>Application Feasible Set</i>
FD	Fusão de Dados
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
F <sub>N</sub>	<i>Network Feasible Set</i>
FS	Fluxo Sanguíneo
GB	<i>Giga Bytes</i>
GIMPA	Gerenciamento de Informações Medicas do Paciente
IBGE	Instituto Brasileiro de
IP	<i>Internet Protocol</i>
MiLAN	<i>Middleware Linking Applications and Networks</i>
mAh	miliAmpére-hora
NASA	<i>National Aeronautics and Space Administration</i>
NCI	<i>National Câncer Institute</i>
NP	<i>Non-Deterministic Polynomial Time</i>
OP	Oxímetro de Pulso
PA	Pressão Arterial
PAD	Pressão Arterial Diastólica
PAS	Pressão Arterial Sistólica
PC	<i>Personal Computer</i>
PD	Perna Direita
PE	Perna Esquerda
PDA	<i>Personal Data Assistant</i>

PHMS	<i>Personal Health Monitor System</i>
PMS	Sistema de Monitoramento Pessoal
QRS	Complexo QRS
QoS	<i>Quality of service</i>
RAM	<i>Random Access Memory</i>
RDIF	<i>Radio Frequency Identification</i>
RF	Rádio Frequência
RFC	<i>Request for Comments</i>
RSCH	Redes de Sensores para o Corpo Humano
RSSF	Redes de Sensores Sem Fio
SBC	<i>Sociedade Brasileira de Computação</i>
SMS	<i>Short Message Service</i>
SPMS	Sistema Pessoal de Monitoramento de Saúde
T	Temperatura
TCP/IP	<i>Transmission Control Protocol /Internet Protocol</i>
V	Vibração
WSN	<i>Networking Sensor Wireless</i>



## **1 – Introdução**

Neste Capítulo serão apresentados assuntos relacionados a este trabalho de tese que contribuíram para o seu desenvolvimento. Estes assuntos tratam de como monitorar o estado de saúde de um indivíduo com aparatos, tecnologias e programas computacionais para proporcionar o acompanhamento à distância. Arquitetura para desenvolvimento de aplicações de redes de sensores para a monitoramento do corpo humano é o objeto de estudo deste trabalho de doutorado. Serão destacadas as contribuições científicas, a estrutura do trabalho, a produção científica do período de doutoramento e o conteúdo dos capítulos restantes.

### **1.1 Monitoramento do Estado de Saúde Humana**

Várias tecnologias têm sido empregadas, na área da saúde, visando à obtenção de um conjunto de facilidades, como o monitoramento de saúde de indivíduos, que resultem em ganho de produtividade e, principalmente, em qualidade de serviço.

O monitoramento do estado de saúde humana pode ser entendido como um sistema que permite observação, medição e avaliação contínua de um sinal ou do estado geral do indivíduo. A saúde de uma pessoa pode ser avaliada por profissionais de saúde ou através de instrumentos. Neste trabalho é proposto o monitoramento com equipamentos computacionais e a sua realização à distância. Trata-se de um processo sistemático e contínuo de acompanhamento dos sinais fisiológicos de uma pessoa que possibilita políticas e ações visando o bem estar em tempo oportuno. Com base nas informações do monitoramento os profissionais de saúde podem identificar problemas precocemente e atuarem em soluções para a melhoria da qualidade de vida das pessoas.

O monitoramento do estado de saúde humana é proposto dentro de um novo paradigma, diferente do normal dentro de um hospital ou uma clínica, sendo que o foco principal é o sistema de saúde centrado no indivíduo, fazendo com que a prestação de serviços e a informação em saúde tenham que estar disponíveis onde o indivíduo estiver.

Em relação ao indivíduo, o monitoramento acontece à distância e a tomada de decisão pode antecipar no plano de tratamento do paciente dependendo da situação em que se encontra. O indivíduo pode estar em qualquer condição: trabalho, praticando esporte ou até mesmo dormindo. Desta forma, é possível avaliar qualquer pessoa em qualquer lugar com recursos computacionais através da rede sem fio, sendo que o indivíduo pode estar sadio ou doente.

Existe um crescimento dos recursos para monitoramento da saúde à distância, como exemplo, está incluído a popularização dos prontuários eletrônicos, instrumentos que guardam o histórico de saúde do paciente e que podem ser acessados rapidamente, extraídos de um banco único (MASSAD et al. 2003). Isso é importante, em especial quando se fala em rede pública de atendimento. Por exemplo, um indivíduo chega inconsciente a um hospital, mas carrega um documento com sua identificação que permite acessar seus dados através do prontuário eletrônico. Neste momento o médico tem a informação, hipoteticamente para este exemplo, que ele é alérgico a alguma medicação.

Com base nisso, novas ferramentas de monitoramento do estado de saúde estão sendo desenvolvidas para aumentar o conhecimento sobre os indivíduos e treiná-los para atuarem na prevenção, modificando o seu estilo de vida (SUNG, 2005). Os novos sistemas são de custo mais baixo em relação ao sistema vigente em clínicas e hospitais e propiciam uma assistência ininterrupta, auxiliando o médico no monitoramento dos pacientes à distância durante a fase de reabilitação, reduzindo o tempo de hospitalização. De acordo com Lymberis e Dittmar (LYMBERIS & DITTMAR, 2007), a utilização desses sistemas possibilitará a redução de custos hospitalares, pela redução de internações e procedimentos ambulatoriais desnecessários.

Como principal requisito ao monitoramento do estado de saúde do indivíduo busca-se obter o acompanhamento à distância podendo o sistema informar a qualquer instante um evento anormal da pessoa que está sendo monitorada para o profissional de saúde ou qualquer outro serviço relacionado, tais como, hospital, ambulância, etc.

O monitoramento da saúde à distância é um requisito importante para o tratamento e acompanhamento de pessoas tanto com alguma doença quanto sem nenhum problema.

Porém o grau de confiabilidade do equipamento/programa, que também é outro requisito, vai determinar o sucesso do sistema proposto por este trabalho. Por exemplo, a ocorrência de um evento de um sinal de temperatura muito baixo poderá ser uma patologia quanto uma falha do sensor que transmite o sinal.

Com relação à proposta do monitoramento do estado de saúde, pode ser aplicada em pessoas em situações diversas com ou sem necessidades de cuidados. Por exemplo, um homem com mais de 50 anos que leve uma vida sedentária, ou até mesmo uma mulher de 25 anos que tenha passado por uma cirurgia recentemente. A característica relevante proposta por esta tese é que dê preferência a pessoa que se encontre em qualquer ambiente, podendo estar em casa, ou no seu local de trabalho e até mesmo no hospital.

Estima-se que no Brasil, a população idosa dobre no período de 2000-2025, chegando a 30 milhões de pessoas com mais do que 60 anos (IBGE, 2002). Além disso, haverá seis idosos para cada cinco crianças com menos de cinco anos de idade e, possivelmente, uma deficiência no número de médicos geriatras para atender a essa classe da população (IBGE, 2004).

Aplicações de monitoramento da saúde representam uma solução interessante tanto para evitar um colapso no sistema hospitalar quanto para promover a saúde em casa. No entanto, os ganhos potenciais com a assistência em casa exigem infra-estruturas de hardware (redes sem fio, equipamentos com bateria) e software (sistemas com precisão na tomada de decisões) para atender a essa demanda com qualidade devida no gerenciamento das informações produzidas (ELITE CARE, 2008).

Na sua acepção geral e originária, monitoramento (atividade de olhar, observar, controlar qualquer coisa com um fim definido) era entendido como medida continuada de uma variável no tempo, através de uma atividade repetitiva e regular. Na área ambiental, o monitoramento foi sempre entendido como atividade preventiva, desenvolvida para evidenciar ou medir um risco, como prática autônoma em condições de fornecer informações sobre as exposições e os efeitos (PIVETTA, 2001).

Com a computação ubíqua<sup>1</sup>, o monitoramento do paciente sofre uma revolução: os dados fisiológicos são obtidos em momentos variados do dia, ao mesmo tempo em que outras variáveis podem ser coletadas e interpretadas, como o seu comportamento (idas ao banheiro, se está dormindo, comendo, etc.) e as condições do ambiente (umidade, temperatura, vento, dentre outras).

A computação ubíqua foi impulsionada, nos últimos anos, com o desenvolvimento dos sistemas de comunicação, a miniaturização e a evolução tecnológica dos sistemas de hardware (sensores ou biosensores) que permitiram o desenvolvimento de novas aplicações, tais como as redes de sensores, que utilizam sensores (nós) interconectados por uma rede de comunicação, usualmente sem fio, com limite de alcance do sinal e limitação de fonte de energia, por serem operadas por baterias. Trata-se de um sistema distribuído com sérias restrições para implementação (CARVALHO, 2005).

As Redes de Sensores Sem Fio (RSSF), em inglês *Wireless Sensor Networks* (WSN), exigem técnicas para tratamento de falhas e que promovam adaptação a condições ambientais diversas para que o tempo de funcionamento (sobrevida) desses sistemas seja o mais longo possível. Por exemplo, em muitos cenários a substituição ou a recarga das baterias é inviável, em termos de tempo (pode haver centenas de sensores) e acesso físico (sensores podem estar implantados no corpo humano). Além disso, é desejável que uma RSSF possa crescer em escala de forma incremental, isto é, pela adição de novos nós sensores e/ou novas funcionalidades (*extensibility*), ou pelo aumento do volume da informação manipulada (*scalability*). Assim, um possível aumento da concorrência por recursos do sistema não pode levar à perda da eficácia (BARBOSA, 2008).

Uma RSSF é um sistema dependente da aplicação (RUIZ, 2004), ou seja, os requisitos que devem influenciar o projeto e a implementação desses sistemas advêm, principalmente, da função a que se destinam. Por exemplo, as Redes de Sensores para o

---

<sup>1</sup> Na visão de Mark Weiser (WEISER, 1991), na “Computação Ubíqua, os recursos de computação seriam onipresentes na vida diária e seriam conectados com o fim de fornecer a informação ou serviços que os usuários requerem em qualquer lugar e em qualquer tempo”.

monitoramento do Corpo Humano (RSCH)<sup>2</sup> representam um domínio de possíveis aplicações para as RSSF.

O monitoramento ininterrupto e minimamente obstrutivo da saúde humana, por meio de RSCH, é uma solução inovadora e de grande potencial econômico e social. Permitirá a monitoramento de hábitos de vida e a detecção precoce de anormalidades antecipando assim, ao aparecimento de doenças. De acordo com Lymberis e Dittmar (LYMBERIS & DITTMAR, 2007), a utilização desses sistemas possibilitará a redução de custos hospitalares, pela redução de internações e procedimentos ambulatoriais desnecessários. Também possibilitarão a redução do erro médico porque a interação entre o paciente e o profissional da saúde estará disponível a qualquer hora e em qualquer lugar que se encontrem. Neste mesmo, contexto surgem os ambientes inteligentes. Ambientes inteligentes são apresentados como um novo paradigma que suporta o desenho da nova geração de sistemas inteligentes e introduz um significado direto à computação entre homem, máquina e seu ambiente (REMAGNINO and FORESTI, 2005).

Um Ambiente é denominado como “Inteligente” quando este não interfere, onde as diversas tecnologias complementam uma a outra, envolvendo o usuário com o ambiente, oferecendo muitos serviços e características que são requeridas e previsíveis. Portanto, um Ambiente Inteligente deve ser capaz de: (i) reconhecer o usuário e as circunstâncias (*context user*). (ii) ter um conhecimento previsível baseado em conhecimento do ambiente (*context awareness*). (iii) produzir em tempo real novos serviços em áreas como entretenimento, segurança, saúde, trabalhos domésticos, ambiente de trabalho, acesso à informação, computação, comunicação, etc. (iv) permitir acessar os serviços e as características proporcionadas pelo Ambiente Inteligente, sendo que deve considerar a localização e o momento em que o evento ocorre.

Assim como um ambiente inteligente, a proposta desta tese contempla um sistema computacional executado por um hardware (computador) com capacidades reduzidas e limitadas e sem a necessidade de estar ligado em uma tomada de energia. Porém, a parte de desenvolvimento do hardware não é proposta por este trabalho que se preocupa com

---

<sup>2</sup> O termo “rede de sensores do corpo humano” é uma tradução do termo original, em inglês, *Body Sensor Networks* (<http://vip.doc.ic.ac.uk/bsn/m621.html>). Esta tradução foi utilizada pela primeira vez por SENE JR em (SENE JR *et al*, 2005).

alguns aspectos funcionais. Por exemplo, a questão da sobrevida das baterias inseridas nos pequenos computadores (nós sensores) que acompanham as pessoas em monitoramento. A falta de bateria nos equipamentos ocasionará a parada do sistema proposto pela dificuldade de troca ou recarga das mesmas.

## **1.2 Objetivos**

O objetivo principal desta tese é propor uma arquitetura de um sistema para o monitoramento da saúde humana baseado em uma rede de sensores para o corpo humano (RSCH).

### **1.2.1 Objetivos Secundários**

- Tornar a arquitetura proposta compatível com aplicações de redes de sensores distribuída e centralizada.
- Propor uma heurística de economia de energia baseado na técnica de fusão de dados e, assim, possibilitar um maior tempo de vida para auxiliar as aplicações de redes de sensores para monitoramento da saúde humana.
- Validar a arquitetura proposta por meio de um simulador (protótipo de software).

## **1.3 Motivação, Proposta e Metodologia Adotada**

No passado, a assistência à saúde baseava-se no auxílio médico na residência dos pacientes, sendo que o médico dirigia-se à casa do paciente para tratá-lo. Não existiam unidades de saúde e muito menos hospitais. Além desses, recursos (físicos e tecnológicos) como equipamentos e medicamentos eram escassos.

Com o passar dos anos (últimas décadas), a evolução tanto nos equipamentos quanto nos medicamentos fizeram com que o monitoramento e a avaliação da saúde fossem concentrados em unidades de saúde (tanto nas clínicas quanto nos hospitais). Naquele momento, o sistema de saúde baseava-se principalmente na medicina curativa e centrada no serviço de saúde.

Nos últimos anos, observa-se uma reformulação do sistema de assistência médica. O foco da atenção, antes direcionado para a medicina curativa em ambientes hospitalares, passa a iluminar a atitude médica preventiva e a instituição do “*HomeCare*”<sup>3</sup>.

Nesse momento, surge um novo paradigma que é o sistema de saúde centrado no indivíduo, fazendo com que a prestação de serviços de saúde e a informação em saúde tenham que estar disponíveis aonde o indivíduo estiver. Sendo esta proposta não vinculada à condição de saúde ou doença do paciente.

O presente trabalho se baseia no Projeto interinstitucional *Body worn* - PHMS desenvolvido no Laboratório de Tecnologia Biomédica da Faculdade de Medicina/Engenharia Elétrica - ENE/Computação- CIC da Universidade de Brasília, e do *Center For Future Health da University of Rochester, NY-USA* e *Media Lab, MIT, USA*. O projeto *Body worn* - PHMS tem por objetivo: (i) integrar os componentes de rede, *middleware* MiLAN proposto por (HEINZELMAN, 2004) e aplicação de uma rede de sensores para o monitoramento do corpo humano – RSCH, que tem como características (ser específico de cada aplicação dependente do seu estado), como envolver técnicas complexas de fusão de dados, levar em consideração a detecção de eventos; características como acurácia e redundância devem ser compatíveis com tolerância a falhas e baixo consumo de energia, (ii) utilizar a arquitetura geral de fusão de dados em diferentes níveis conforme proposto em Carvalho (CARVALHO, 2003).

---

<sup>3</sup> O conceito de *HomeCare* é bem abrangente assim como são os serviços médicos e de enfermagem prestados aos pacientes em sua residência. Em geral, *HOME CARE* significa atendimento ambulatorial ou internação domiciliar (24 h.) por pessoal de enfermagem especializada.

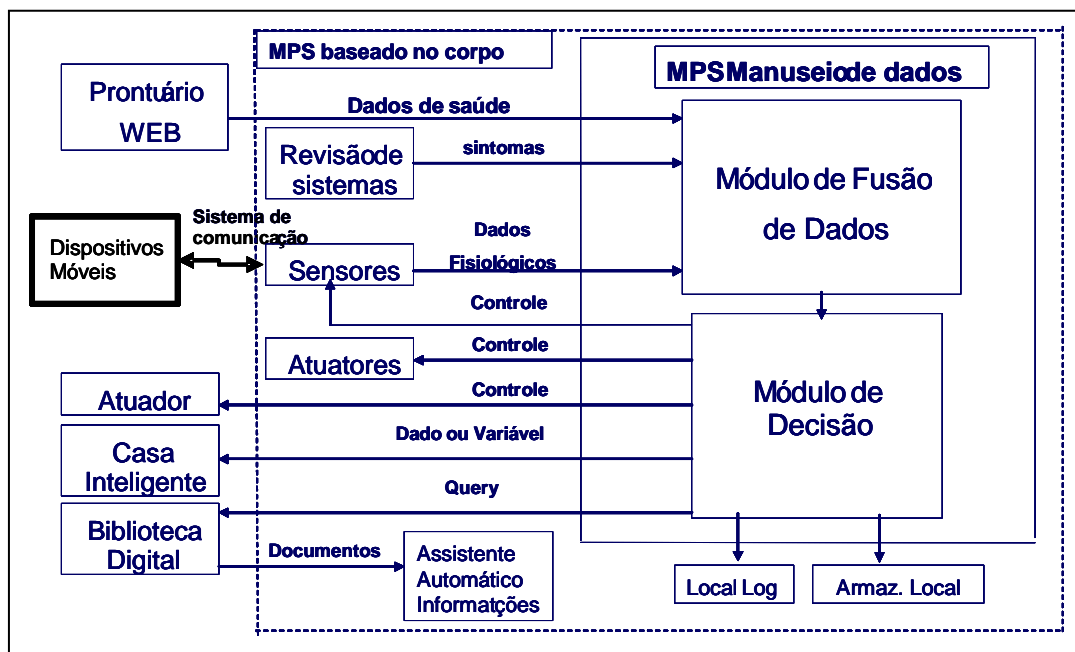


Figura 1.1- Estrutura Geral do Projeto de Monitoramento Pessoal de Saúde baseada no Corpo (CARVALHO, 2005).

O projeto PHMS, de acordo com a Figura 1.1 prevê o desenvolvimento de um sistema de monitoramento da saúde humana que estão divididos em três segmentos: (a) monitoramento de sinais fisiológicos, (b) monitoramento de sintomas e (c) captura de informações com o uso de bibliotecas digitais baseadas em evidências. É importante frisar que o sistema é interligado ao Prontuário Eletrônico do Paciente, ao seu médico assistente, a serviços de atendimento de urgência e ao serviço de saúde de referência. A proposta da arquitetura de aplicações de monitoramento de saúde vai atuar como ligação entre o módulo dos sensores em conjunto com o módulo dos dispositivos móveis.

A proposta desta tese em desenvolver uma arquitetura de um sistema para o monitoramento da saúde humana, baseado em uma rede de sensores para o corpo humano (RSCH), foi motivada pelo trabalho proposto por Carvalho (Carvalho, 2005) em utilizar a arquitetura geral de fusão de dados para aplicar em soluções de monitoramento dos sinais fisiológicos. Objetivo é economizar energia dos sensores alternando o monitoramento do paciente entre diferentes níveis. No entanto, foi apresentado em alguns casos, quando se trata de monitorar a saúde de um indivíduo, às vezes é muito mais interessante ter todos os sensores ligados, por exemplo, para salvar a vida de uma pessoa.



O monitoramento remoto do paciente é uma tendência de assistência à saúde que vêm recebendo contribuições de áreas das tecnologias como engenharia, computação, entre outras, que tradicionalmente eram reservadas a outras áreas do conhecimento. Essa tendência combina avanços das telecomunicações, micro-eletrônica e ciência dos materiais. Isso possibilita o monitoramento remoto contínuo de múltiplas funções fisiológicas, contribuindo para o bem estar das pessoas. Pressupõe-se que, no futuro, esse direcionamento causará um impacto no estilo de vida das pessoas bem como em suas necessidades de novos serviços em saúde.

Com base nisso, novas ferramentas de monitoramento da saúde estão sendo desenvolvidas para aumentar o conhecimento do estado de saúde dos indivíduos e treiná-los para atuarem na prevenção, modificando o seu estilo de vida de acordo com *CodeBlue* (WELSH et al., 2006). Os novos sistemas são de custo mais baixo em relação ao sistema vigente em clínicas e hospitais, e propicia uma assistência ininterrupta, auxiliando o médico no monitoramento dos pacientes à distância durante a fase de reabilitação, reduzindo o tempo de hospitalização.

Neste contexto, a Rede de Sensores para o Corpo Humano (*Body Sensor Networks – BSN*) é um sistema distribuído composto por unidades autônomas (nós sensores), usualmente interconectadas por um meio de comunicação sem fio, e alimentados por baterias. A utilização das RSCH presta-se ao monitoramento ininterrupto e não-obstrutivo da saúde humana. Atualmente, existem diversas aplicações desses sistemas para monitoramento dos sinais eletrofisiológicos (CASSIN, 2008; JOVANOVA, 2006; YANG, 2006). No futuro, as redes de sensores sem fio serão embutidas na indumentária humana (*wearable systems e/ou wearable robots*) (MOBILEHEALTH, 2007; SANKAI et al., 2005; PARADISO et al., 2006) e até mesmo distribuídas dentro do próprio corpo sob a forma de nano-sensores (NASA/NCI, 2006) (*National Aeronautics and Space Administration/National Cancer Institute*). Porém existem problemas em aberto que não foram tratados e que são soluções previstas aqui para alguns deles.

Um deles é a gerência do consumo de energia que tem sido tema de discussão de vários trabalhos, aspecto fundamental para o funcionamento do sistema. Em muitos cenários é praticamente impossível substituir ou recarregar as baterias, por exemplo, quando se utiliza sensores implantados. Então, uma RSCH deve implementar mecanismos para gerência de energia com objetivo de aumentar o tempo de funcionamento do sistema e, em conseqüência, o tempo de vida para as aplicações de monitoramento suportadas. Com isso, este trabalho propõe uma relação entre a economia de energia das baterias dos nós sensores e o estado de saúde do indivíduo, ou seja, quanto mais estável o seu estado de saúde menor será o consumo de energia.

Um aspecto original deste trabalho envolve a rede de sensores aplicada à área de saúde que tem como cenário de uso monitorar uma pessoa de forma autônoma em situações corriqueiras, ou seja, em casa, no seu trabalho e também em situações de descanso ou atividade física. Neste trabalho não estão sendo consideradas as condições de adaptabilidade dos sensores nem de fatores que podem afetar a ergonomia.

A utilização da heurística, a implementação da arquitetura de fusão de dados, as regras da comunicação definidos no ambiente do *middleware* MiLAN (como ligar/desligar sensores) e juntamente com a definição de uma linguagem de fusão de dados compõem as principais contribuições desta tese de doutorado para o desenvolvimento de aplicações de redes de sensores para o monitoramento da saúde de um indivíduo. Estas são contribuições que serão apresentadas nos próximos capítulos.

Por exemplo, quando o indivíduo está em monitoramento com sensores de temperatura espalhados pela superfície do corpo em atividades do dia a dia, após um tempo em que o sistema foi iniciado e no instante de tempo “t1” é apresentada a informação de temperatura normal. Nesse momento, de forma automática a proposta de economia de energia desliga todos os sensores deixando apenas um ligado que será alternado entre os demais, utilizando uma política de escalonamento baseada em fila circular, para prolongar o tempo de vida da rede. Este estado se mantém até que o monitoramento detecte valores diferentes do estado de normalidade, para então ligar os sensores e aumentar a eficiência do monitoramento. Outra possibilidade é detectar uma variação brusca, sendo que o simulador avalia se não foi uma falha do sistema ou dos sensores para que o sistema tome a decisão baseada no sintoma do indivíduo,

Neste trabalho, o autor argumenta ser possível economizar energia dos sensores alternando o monitoramento do paciente entre diferentes níveis. Embora o ideal seja monitorar um paciente utilizando o máximo dos recursos, nem sempre isso é estritamente necessário. De acordo com o estado de saúde do paciente, a cada instante de tempo, é possível estabelecer um nível para o monitoramento do mesmo. Dessa forma, é possível economizar energia e, assim, aumentar o tempo de funcionamento do hardware de monitoramento. Neste trabalho, essa hipótese é discutida, e apresentada em forma de cenários para a sua validação, uma vez que o ideal somente acontecerá em um ambiente real com todos os sinais sendo monitorados.

A arquitetura proposta analisa o funcionamento de uma RSCH para monitoramento da saúde de um indivíduo definindo quais tipos de sensores (sinal fisiológico) que se deseja monitorar, por exemplo, temperatura corporal, frequência cardíaca e etc. A posição dos sensores no corpo humano deve atender a área de cobertura de acordo com a necessidade de cada aplicação. A quantidade de sensores em número maior garante a redundância, em caso de falhas. Num futuro próximo, a quantidade de sensores e a diminuição dos mesmos se tornarão economicamente acessíveis pela evolução da nanotecnologia (HUNG & ZHANG, 2003). A quantidade de sensores e a localização dos mesmos são distribuídas em sete regiões do corpo humano (cabeça, tronco, abdômen, braços e pernas) conforme Figura 1.2.

A questão de ser dividido em regiões se deve ao fato clínico. Em alguns cenários da aplicação dependendo do sinal que esteja monitorando é possível detectar anormalidades em diferentes partes do corpo.

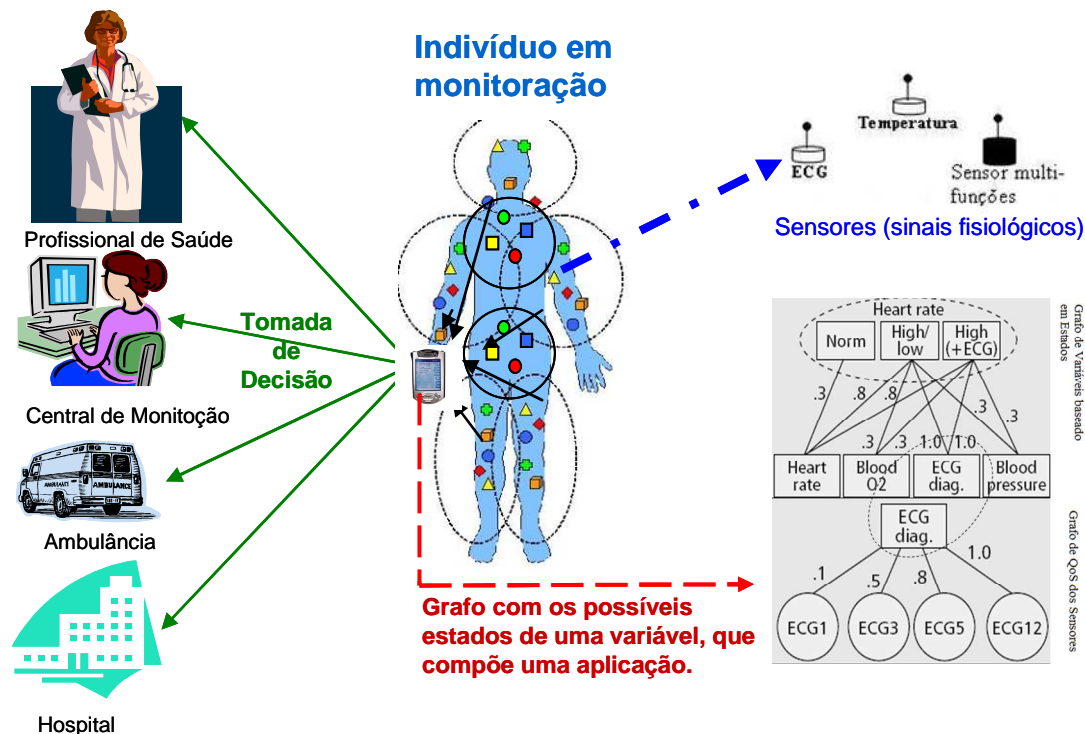


Figura 1.2 - Visão geral da aplicação de rede de sensores para monitoramento da saúde humana desenvolvida neste trabalho.

A idéia geral deste trabalho é apresentada na Figura 1.2 que tem como objetivo monitorar um indivíduo em diversas situações. O indivíduo pode estar caminhando, em repouso, no trabalho e com cenários que envolvem tanto um paciente quanto uma pessoa normal. A disposição dos sensores deve cobrir toda a superfície do corpo, que são colocados pelo profissional de saúde no início do monitoramento. Para cada região, pode haver mais de um tipo de sensor (captura de sinais diferentes), por exemplo, temperatura corporal, pressão arterial, entre outros. Cada sensor envia os dados para um ponto central, um computador de mão, o PDA (*Personal Digital Assistant*), em conjunto com o Grafo de Variáveis Baseado em Estados que expressa as restrições de cada aplicação (sinal fisiológico conforme a Figura 1.2) são então processados e encaminhados de acordo com a tomada de decisão. Por exemplo, no módulo de decisão dependendo do resultado obtido, caso seja um valor anormal, o sistema envia uma mensagem ao mesmo tempo para a central de monitoramento, o médico do paciente e serviço de ambulância.

A arquitetura proposta para o desenvolvimento de aplicações de redes de sensores para monitoramento da saúde humana contempla as seguintes contribuições: (i) arquitetura de fusão de dados, (ii) linguagem de fusão de dados, (iii) processamento das informações baseado no *middleware* centralizados ou distribuído e (iv) heurística para economia de energia dos nós sensores baseado nos sintomas dos indivíduos, sendo esta a contribuição maior deste trabalho.

A metodologia utilizada neste trabalho foi a implementação de um protótipo baseado em uma aplicação de monitoramento de saúde utilizando para a sua validação alguns sinais fisiológicos (temperatura corporal e pressão arterial), buscando avaliar as condições em função do tempo de vida da rede e do consumo de energia das baterias dos nós sensores. Acredita-se que os testes e resultados apresentados pelo protótipo contribuam para o entendimento do problema e da solução proposta.

#### **1.4 Contribuições**

A Arquitetura de desenvolvimento de aplicações de redes de sensores para a monitoramento do estado de saúde dos indivíduos proposto neste trabalho de tese apresenta uma implementação de monitoramento do estado de saúde de indivíduos (protótipo de software) para provas de conceitos e também na execução de teste desse protótipo.

A solução adotada foi realizada de um estudo do projeto de monitoramento pessoal do estado de saúde baseado no corpo buscando realizar a integração da arquitetura de fusão com uma heurística para economia de energia em função do estado de saúde do indivíduo. Para tanto, foi estudado o *middleware* (MiLAN) e como funciona a comunicação entre ambos.

No processo de comunicação foram utilizadas as técnicas de fusão de dados e tomada de decisão para o melhor desenvolvimento da aplicação de redes de sensores para monitoramento da saúde humana.

O estudo do *middleware* MiLAN proposto por (HEINZELMAN, 2004), juntamente com as técnicas de fusão de dados em diferentes níveis misturando dados e informações de acordo com Carvalho (CARVALHO, 2003) levam ao desenvolvimento da aplicação. Apesar das aplicações para monitoramento da saúde humana tratarem tanto de forma distribuída quanto centralizada, o processamento das informações pode acontecer dentro do nó sensor e em outras situações o processamento ocorrer em um nó central (*sink node*). Neste trabalho, o protótipo foi implementado de forma centralizada e apenas discutida a forma distribuída. Para realizar as operações de fusão de dados no protótipo de monitoramento da saúde humana, é proposta uma linguagem de fusão de dados e de informações.

Entre outras inovações tecnológicas e colaboram para as contribuições científicas que são enfatizadas neste momento:

- Uma ferramenta gráfica (visual) para o monitoramento pessoal do estado de saúde dos indivíduos a partir de uma rede de sensores para o monitoramento do corpo humano de forma centralizada.
- Uma linguagem de fusão de dados utilizada pela ferramenta para realizar operações envolvendo dados e informações provenientes de sensores de uma rede de sensores para o monitoramento do corpo humano (RSCH). A contribuição está na criação de uma linguagem que facilite as operações de fusão de dados na aplicação de monitoramento da saúde humana.
- Apresentação de uma heurística baseada no estado de saúde do indivíduo para a economia de energia dos nós sensores e assim prolongam o tempo de vida do sistema.
- Implementação do *Middleware* (MiLAN) proposto por (HEINZELMAN, 2004), até então um modelo teórico.
- Implementação da arquitetura proposta para desenvolvimento de aplicações de redes de sensores para monitoramento da saúde humana baseados no MiLAN, arquitetura de fusão de dados (CARVALHO 2005), e linguagem para comunicação aplicação-MiLAN.

## **1.5 Visão Geral do Texto**

Neste Capítulo foram apresentadas às motivações, objetivos e as principais contribuições. Foram mostradas as justificativas e as principais soluções adotadas como forma de obtenção das inovações em relação à escolha do tema deste trabalho de doutorado.

No Capítulo 2 são apresentados os conceitos, definições, atualidades e tendências relativas às redes de sensores do corpo humano. As investigações realizadas pelo autor acerca do assunto abordado referente aos últimos quatro anos e meio. O objetivo desse capítulo é dar suporte ao leitor em relação ao estado atual da arte e a complexidade do tema tratado nesta tese de doutorado.

O Capítulo 3 apresenta os estudos e trabalhos desenvolvidos pelo autor durante o período de doutoramento. Esse capítulo tem como objetivo apresentar os assuntos desenvolvidos por esta tese e como os tópicos abordados se relacionam. No Capítulo 4 é apresentado o protótipo para o monitoramento da saúde humana. Os cenários e experimentos realizados pelo simulador, também são apresentados os resultados obtidos com as simulações e seus respectivos cenários. Ao final deste capítulo é apresentada uma discussão detalhada dos resultados obtidos relacionados ao monitoramento da saúde. Finalmente o Capítulo 5 traz as conclusões e propostas de trabalhos futuros. Apêndice apresenta a produção científica durante o período de doutoramento.

## **2 – Monitoramento da Saúde e as RSCH - Desafio e Perspectivas**

O objetivo deste capítulo é apresentar o estado da arte acerca das redes de sensores utilizadas no monitoramento da saúde humana, os requisitos de RSCH, o monitoramento à distância e também no acompanhamento da saúde com recursos tecnológicos. Para isso, são apresentados conceitos, perspectivas e tendências que estão em estudo no momento. Essas questões são importantes para o entendimento do restante do trabalho, pois contribuíram para o desenvolvimento desta tese de doutorado.

### **2.1 Redes de Sensores do Corpo Humano – Conceitos**

Uma Rede de Sensores Sem Fio - RSSF é um sistema dependente da sua aplicação. As aplicações em função dos requisitos que podem influenciar o projeto de uma RSSF incidem principalmente na função para a qual a mesma foi projetada. No caso das aplicações ligadas ao corpo humano, propõem-se as Redes de Sensores para o Corpo Humano (RSCH) (em inglês, *Body Sensor Networks*) que representam uma especificidade das RSSF de propósito geral.

Uma grande parte de projetos que empregam RSSF para o monitoramento da saúde humana pode ser conferido em (ZHAN-FENG et al. (2006), YANG (2006), JOVANOVA (2006) e WELSH (2006)).

Em relação ao monitoramento da saúde do ser humano, no início, a assistência à saúde começou em casa com o médico se dirigindo à residência do paciente para tratá-lo e nesse contexto não existiam unidades de saúde e muito menos hospitais. Posteriormente, a monitoramento e a avaliação da saúde se concentraram nas unidades de saúde: clínicas e hospitais. E o sistema eminentemente baseado na medicina curativa e centrado no serviço de saúde. Atualmente, continua centrado no sistema de saúde e principalmente na assistência curativa, porém, surge o termo “*Homecare*”. Também, aplica-se com maior ênfase nas práticas de redução dos fatores de risco.



O conceito de *HomeCare* é bem abrangente assim como são os serviços médicos e de enfermagem prestados aos pacientes em sua residência. Em geral, *HOME CARE* significa atendimento ambulatorial ou internação domiciliar (24 h.) por pessoal de enfermagem especializada. Pode-se designar, primordialmente, **Internação Domiciliar** como todo e qualquer tratamento multidisciplinar especializado que requeira atendimento 24 h de equipe médica e enfermagem na casa do paciente. É necessário repassar a idéia que qualquer tipo de paciente, desde que tido como estável, dependente de respirador ou não, pode ser tratado em casa com relativa simplicidade, dependendo do "know-how" de quem coordena o tratamento (FALCÃO, 1999).

Um conjunto de sensores biológicos interconectados por uma rede de comunicação sem fio compõe a Rede de Sensores para o Monitoramento do Corpo Humano (RSCH) (em inglês, *Body Sensor Networks* – BSN (YANG, 2006)) para o monitoramento do estado de saúde do indivíduo. As redes de sensores para o monitoramento do corpo humano têm o propósito de monitorar a saúde de um paciente. Tipicamente, uma rede de sensores é formada por centenas ou milhares de unidades autônomas, que possuem capacidade de processamento, de memória e de energia limitadas. Essas unidades, denominadas nó-sensores, têm capacidade de sensoriar e atuar no corpo humano.

Em geral, as RSCH são projetadas para operar de maneira autônoma, isto é, sem intervenções humanas. Ainda, deve economizar a energia armazenada nas baterias para garantir maior sobrevida ao sistema (aumentar o tempo de funcionamento) e, em consequência atender às aplicações. Entretanto, uma RSCH é ainda um sistema com muitas limitações e passível de falhas que devem ser sanadas. Também, em caso de dúvidas acerca de um diagnóstico médico, a avaliação clínica é sempre soberana.

Em uma RSCH os sensores podem ser móveis ou fixos. Os sensores fixos podem estar dispostos na superfície do corpo humano ou implantados em alguma parte do organismo. Os sensores de superfície podem mais facilmente ter suas baterias trocadas, entretanto, esta operação passa a ser uma responsabilidade do indivíduo o que pode gerar instabilidade no sistema como um todo. Os sensores ditos "implantáveis" teriam maior dificuldade de terem suas baterias trocadas, e isto impõe que os mesmos trabalhem com algoritmos baseados em baixo consumo de energia. Em relação aos sensores móveis, verifica-se: (a) mobilidade ativa, o sensor dispõe de capacidade

autônoma para movimentação, por exemplo, um nanorobô, (b) mobilidade passiva, o sensor é movimentado passivamente pela movimentação do próprio órgão, por exemplo, uma cápsula de endoscopia pode ser transportada pelo trânsito intestinal (SENE JR *et al.*, 2006).

Os dispositivos nós sensores devem, entretanto, se adequar à anatomia humana facilitando assim o uso por parte das pessoas, porém a melhor adaptabilidade dos sensores ao corpo humano não faz parte deste trabalho. Essa adequação deve ser a mais natural possível, ou seja, os componentes constituintes de um sistema baseado em *Wearable Computing* (Computação Vestível) devem ser realmente projetados para serem carregados no corpo do usuário.

Atualmente se aceita o uso de Sistemas Vestíveis em muitas áreas. Na medicina, pacientes podem ter seus sinais vitais monitorados 24 horas longe dos hospitais e de forma menos desconfortável. Em um cenário mais futurista pode-se imaginar o surgimento de *Cyborgs*, ou seja, humanos e máquina tão integrados que não seria mais possível separá-los. A proposta é para que haja uma verdadeira “simbiose entre homem e computadores com circuitos embutidos em suas roupas” como pode ser visto em (Billinghurst, 2002).

Para realizar a monitoramento baseada no corpo é necessária a criação de uma rede que conecte diferentes tipos de sensores e que crie uma interface entre esta rede e o indivíduo para que o mesmo possa participar ativamente da monitoramento de sua saúde. Esta participação é de fundamental importância devido ao grande número de informações necessárias para se garantir o mínimo de precisão, sendo que todo o processo deve ocorrer à distância, e também a necessidade de conexão entre a rede do corpo e outras redes de saúde (como exemplo o Sistema de Saúde-Prontuário Eletrônico). No caso deste trabalho aplica-se a sensores de superfície, porém a base teórica indica que no futuro próximo com o avanço da tecnologia poderá ser aplicados sensores invasivos e minúsculos.

Para monitoramento dos indivíduos à distância com o foco na prevenção da saúde, diagnosticar precocemente doenças, e reduzir a morbidade/letalidade de doenças já

estabelecidas torna-se possível com a monitoramento de alguns sinais tais como: nível de estresse, temperatura, pressão arterial, atividade física, frequência cardíaca, etc.

Porém, é necessário atentar as várias características que se fazem importantes para a obtenção dos sinais através da RSCH, que são específicos para cada aplicação e também dependentes do estado de cada indivíduo, bem como do emprego de técnicas complexas de fusão de dados. A detecção de eventos, que ocorre em todo o processo, é muito importante para o encaminhamento dos dados e, principalmente, para a tomada de decisão. A acurácia e redundância devem ser compatíveis com tolerância a falhas e baixo consumo de energia.

## **2.2 Requisitos das Redes de Sensores para o Corpo Humano**

O monitoramento da saúde exige que o indivíduo participe informando emergências (qualquer evento anormal) através do acionamento de alarmes. Ou então, os sistemas reagem quando limites pré-fixados de dados fisiológicos são ultrapassados. Há então a necessidade de identificar os principais requisitos relacionados ao monitoramento de uma pessoa à distância:

a) correlação entre variáveis. A piora num dado fisiológico pode ser acompanhada de uma piora num outro tipo de dado. Em algumas circunstâncias o aumento da frequência cardíaca pode vir seguido de uma queda ou aumento na pressão arterial.

b) individualização no tratamento do paciente. Os dados fisiológicos variam muito para cada paciente. Uma solução possível para esse problema é a definição de regras que estabeleçam os limites individuais, ou então, que o histórico seja considerado nas decisões. Assim, uma pessoa que já possui valores altos de pressão não teria alarmes constantemente sendo disparados sobre sua situação.

c) influência do comportamento e do ambiente. Um exemplo é a temperatura ambiente interferir na frequência cardíaca do paciente, ou, a pessoa quando estiver realizando uma atividade doméstica ter um aumento na sua pressão arterial. Deve-se ter

consciência dessas circunstâncias para considerá-las nos limites do paciente e também auxiliar na detecção de causas.

d) relaxação (ou afrouxamento) dos limites de cada variável. Os valores rígidos que tentam expressar um conceito ou situação não são adequados nas diversas variáveis, principalmente as fisiológicas.

e) incerteza na leitura dos sensores devido a ruídos e condições do ambiente. A simples definição de regras genéricas que restringem os valores possíveis de obter para cada exame não são suficientes para resolver a complexidade desse problema. Nesse item deve-se considerar a posição dos sensores, os movimentos da pessoa e também os problemas inerentes à transmissão de dados em redes sem fio.

f) biocompatibilidade e biodegradabilidade que, em geral, aumentam os custos.

g) as aplicações de RSCH são sensíveis à perda de dados. Portanto, precisam de mecanismos para checagem de falhas e que assegurem a Qualidade de Serviço (QoS) mínima aceitável.

A tarefa de programação de redes de sensores é geralmente realizada por profissionais de Computação altamente preparados e especializados. O conhecimento especializado da área de saúde compreende basicamente os profissionais especializados da área médica. O tema central proposto se baseia no sistema de saúde centrado no indivíduo fazendo com que a prestação de serviços de saúde tenha que estar disponível onde o sistema estiver e, praticamente, o protótipo deva funcionar sem a intervenção humana.

Na população mundial, a expectativa de vida da geração atual é maior que a geração anterior, isto se deve ao estilo de vida, cultural e cuidados com a saúde que estas pessoas vêm tomando (OPAS, 2007). O processo de monitorar a saúde das pessoas com recursos tecnológicos, nanotecnologia e rede de sensores sem fio estão disponíveis nos dias de hoje. Diante do exposto um desafio foi levantado, como utilizar estes recursos tecnológicos aplicados à área de saúde para monitorar sinais do corpo de pessoas, para colaborar na qualidade de vida e, basicamente, na prestação destes serviços sem causar um impacto que inviabilize a solução.

Atualmente, a área médica dispõe de tecnologia de monitoramento remoto como aparelho de *Holter*, onde o ECG é analisado durante 24/48h. Porém a tomada de decisão somente será possível ao final do processo com a retirada do equipamento. Com o monitoramento contínuo, pode ser possível a tomada de decisão no exato momento que ocorrer um evento (Por exemplo, resultado anormal de um sinal biológico).

Entretanto, é necessária uma alta confiabilidade das informações dos indivíduos que estão sendo monitorados, pois todo o sistema acontece remotamente. Para cada paciente um resultado tem várias interpretações diferentes e como o sistema acontece à distância, qualquer variação pode comprometer a integridade das informações.

### **2.3 Rede de Sensores para o Corpo Humano**

O projeto proposto por Carvalho (Carvalho, 2005), de Monitoramento Pessoal da Saúde do Indivíduo desenvolvido no Laboratório de Tecnologia Biomédica do Hospital Universitário da Universidade de Brasília é um projeto interinstitucional composto por: - Laboratório de Tecnologia Biomédica, FM-ENE-CIC, UnB; *Center For Future Health*, U. Rochester, NY-USA; - Media Lab, MIT, USA.

O sistema busca o gerenciamento e a monitoramento de dados de saúde do indivíduo com o intuito de monitorar o estado de saúde em relação à doença. Alguns segmentos já estão em fase adiantada: (a) monitoramento de sinais fisiológicos (ORTIS *et al.*, 2004), (b) monitoramento de sintomas (CASTRO *et al.*, 2004) e (c) captura de informações em bibliotecas digitais baseadas em evidências (CARVALHO *et al.*, 2002).

Conforme apresentado na Figura 2.1, o sistema automatizado pode detectar alguma alteração no paciente através dos recursos utilizados e o módulo de decisão aciona o profissional de saúde, a central de monitoramento, etc.

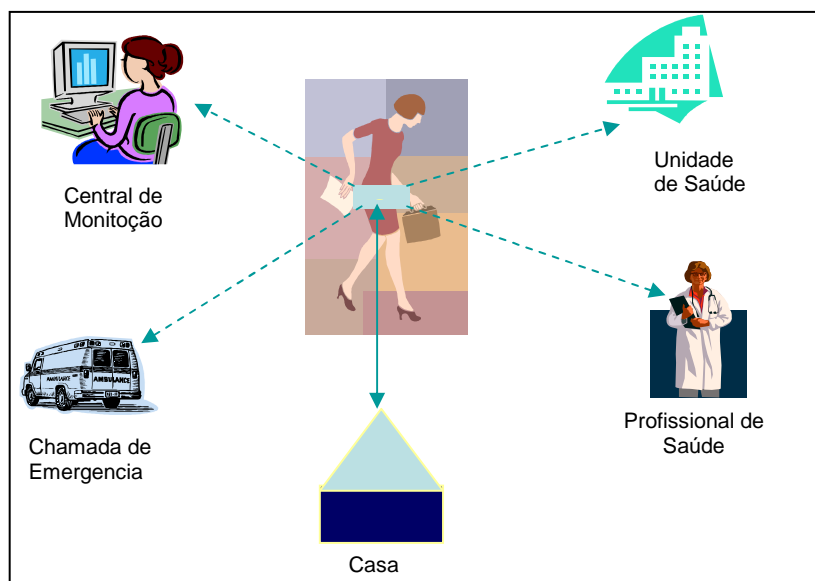


Figura 2.1- Visão geral do Sistema Pessoal de Monitoramento de Saúde baseado no corpo humano (SPMS)

A solução proposta sempre leva em consideração os requisitos necessários para garantir um QoS específico de acordo com as premissas da aplicação. Nesse sentido, a aplicação determinará qual é a necessidade de dado/informação que se deseja para satisfazer a necessidade dos usuários em seus diversos níveis (paciente e profissional de saúde).

A fusão de dados, utilizando vários requisitos, implicará em uma solução quase que impossível, pois a dificuldade de utilizar o roteamento com a fusão aumenta proporcionalmente com o número de requisitos. Na computação este problema é conhecido como Tempo Polinomial Não Determinístico – Completo (NP – Completo) em inglês *Non-Deterministic Polynomial Time*, que não existe solução em tempo polinomial, por exemplo, o número de requisitos para monitoramento do corpo humano (temperatura, frequência cardíaca, fluxo sanguíneo, etc.) no momento da fusão de dados (SENE JR, 2005).

Um fator importante que foi discutido pela Sociedade Brasileira de Computação - SBC, 2006 e gerou o relatório “Grandes Desafio da Pesquisa em Computação no Brasil – 2006 – 2016” foram citados: a área de modelagem computacional de sistemas complexos artificiais, naturais e socioculturais e da interação homem-natureza. Surge o

“termo *Computational Science*, criado para contrastar com *Computer Science*, vem sendo usado em todo o mundo para designar modelos, algoritmos e ferramentas computacionais para solução de sistemas complexos de diferentes naturezas”. O uso de sensores contribui para a coleta de dados sobre fenômenos naturais ou artificiais possibilitando a interação com as informações que o corpo humano produz.

## 2.4 RSCH - Atualidade

A chamada "saúde digital" visa solucionar, por intermédio da tecnologia, questões relacionadas a diagnósticos e produtividade, bem como cuidados pessoais com a saúde e redes de sensores para ajudar os agentes de saúde a monitorar seus pacientes com mais eficiência. Os novos conceitos que ligam a saúde à tecnologia envolvem diagnóstico remoto, uso de videoconferência entre médicos de diferentes localidades, visão não-invasiva e transparente da manutenção da saúde dos pacientes, entre muitas outras possibilidades (ZUFFO, 2008).

Haveria uma mudança de paradigma no que diz respeito ao *hardware* e a interface entre o homem e a máquina, sendo que o mais importante seria a interface do Sistema Vestível com o usuário. Não haveria solução genérica, afinal as individualidades devem ser respeitadas e existe a possibilidade de adquirir componentes individuais que melhor se adaptem a cada indivíduo. E tais componentes teriam a capacidade de interagir entre si, através de redes sem fio, para compartilhar informações e aumentar o poder de abrangência do sistema vestível.

Uma tendência prevista para esse projeto é justamente a inclusão de sensores em grande escala para monitoramento da saúde do indivíduo. A tendência dos sensores na área de microeletrônica é reduzir seu tamanho chegando à escala de um nanosensor. A nanotecnologia<sup>4</sup>, como solução para o monitoramento de pacientes em larga escala, é uma área com grandes estudos como pode ser visto em (*European Comission*, 2004), (o

---

<sup>4</sup> A nanotecnologia está envolvida com a manipulação de átomos e moléculas, naquilo que é chamado de “nanoescala”, ou seja: um nanômetro é a bilionésima parte do metro, ou um milhão de vezes menor que o diâmetro da cabeça de um alfinete, ou 80.000 vezes menor que a espessura de um fio de cabelo, ou, ainda, numa representação numérica 0, 000 000 001 do metro ( $10^{-9}$ m).

nano como sendo a bilionésima parte do metro e também como uma área em ascensão em desenvolvimento de novas tecnologias).

Segundo Benfield e Moussa (BENFIELD e MOUSSA, 2004) utiliza-se um sensor baseado em nanotecnologia para coletar dados sobre o processo de cicatrização óssea e um *microchip* para transmitir esses dados para o computador do médico. Após um indivíduo receber implante ósseo envolvendo articulações delicadas (como joelhos e quadris) é difícil a análise da evolução da recuperação. Para a recuperação é necessário acompanhar as sensações do paciente e o monitoramento do processo de cicatrização óssea é lento e complicado. O *microchip* é semelhante aos utilizados nas etiquetas RFID (*Radio-Frequency IDentification*), minúsculos transmissores de rádio que estão sendo utilizados em substituição aos tradicionais códigos de barras. O chip passivo não utiliza baterias, retirando a energia para seu funcionamento das ondas eletromagnéticas emitidas pelo aparelho que irá ler seus dados.



Figura 2.2 - Ataque de nanosensores a células no corpo humano (*copyright Coneyl Jay/Science photo library*).

A Figura 2.2 anuncia a medicina do futuro, onde a tendência são pesquisas direcionadas para o uso de nanosensores que atuam diretamente dentro do corpo humano atacando células cancerígenas ou injetando medicamentos na região onde se encontra o problema.



Para alcançarem as técnicas futuristas como a apresentada deve-se levar em consideração um breve histórico em relação à assistência a saúde.

Em relação ao monitoramento da saúde do ser humano, é previsto que o próximo paradigma a ser efetivado é o Sistema de Saúde Centrado no Indivíduo. A prestação de serviços de saúde tem que estar disponível onde o indivíduo estiver. A questão do indivíduo sadio ou doente deve ser baseado no sistema centrado no indivíduo, e não, no paciente.

Para realizar o monitoramento da saúde humana à distância, uma pessoa pode receber no seu corpo sensores para medir vários sinais biológicos sendo que esses sensores podem estar na superfície do corpo ou implantados em alguma cavidade.

O monitoramento do estado de saúde de indivíduos é algo complexo, principalmente quando é feito à distância, sendo necessário o controle no volume e exatidão das informações para diminuir as imprecisões. A necessidade de sincronismo das informações em relação ao tempo gasto, sendo que todo processo ocorre à distância, para a tomada de decisão, é de grande importância, pois em alguns casos salvaria a vida de um indivíduo.

E nesse sentido que esse projeto está caminhando em função da qualidade de vida do indivíduo, tentando aproximar cada vez mais de algo preciso e automatizado levando o módulo de decisão ocorrer à distância utilizando um conjunto de nós sensores para monitorar o estado de saúde do indivíduo.

Atualmente, as pesquisas têm emergido com fortes tendências na computação pervasiva, caracterizada pela utilização de sensores e outros dispositivos computacionais impregnados no ambiente e nas pessoas (computação vestível - *wearable computing*). Possibilita o acompanhamento contínuo, não-invasivo, minimamente obstrutivo e, até mesmo, em tempo real de pacientes à distância.

Segundo Xuemei, (XUEMEI, 2008) apresenta um *framework* para monitoramento de saúde de idosos e pessoas com necessidades especiais, baseado em computação

pervasiva, utilizando a Internet para contactar os profissionais de saúde caso haja uma ocorrência. A idéia geral da proposta pode ser vista na Figura 2.3:

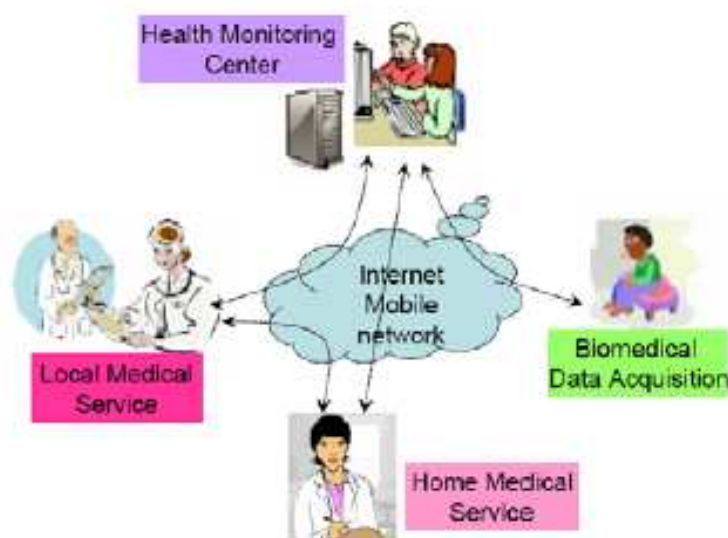


Figura 2.3 - Um framework para monitoramento da saúde (XUEMEI, 2008).

Há também aplicações que requerem o funcionamento da RSCH com ubiqüidade e a qualquer instante de tempo (em inglês, *pervasive monitoring*). Segundo Weiser, a Computação Ubíqua promove facilidades computacionais que devem ser incorporadas ao ambiente a fim de auxiliar atividades humanas mudando minimamente a forma como tais atividades são realizadas. Essa forma transparente de integrar tecnologia às atividades diárias das pessoas foi denominada Computação Ubíqua, (WEISER, 1991). A computação ubíqua beneficia-se dos avanços da computação móvel e da computação pervasiva. E surge da necessidade de se integrar mobilidade com a funcionalidade da computação pervasiva, ou seja, qualquer dispositivo computacional, enquanto em movimento com o usuário, pode construir, dinamicamente, modelos computacionais dos ambientes nos quais se movem e configurar seus serviços dependendo da necessidade. Com a computação ubíqua, o monitoramento do paciente sofre uma revolução: os dados fisiológicos são obtidos em momentos variados do dia, ao mesmo tempo em que outras variáveis podem ser coletadas e interpretadas, como o seu comportamento e as condições do ambiente. No entanto, para viabilizar o monitoramento do indivíduo são necessários sistemas com características específicas em inteligência e flexibilidade, para raciocinar usando tanto o conhecimento médico quanto os dados históricos do paciente.

Aplicações pervasivas necessitam de um *middleware* para servirem de interface entre os diferentes dispositivos e as aplicações do usuário final existente (SAHA & MUKHERJEE, 2003). O objetivo é abstrair a complexidade do ambiente, isolando aplicações do gerenciamento explícito de protocolos, acesso distribuído à memória, replicação de dados, falhas de comunicação, etc. Um *middleware* também pode resolver problemas de heterogeneidade relacionados às arquiteturas, sistemas operacionais, tecnologias de redes e até mesmo de linguagens de programação, promovendo a interoperação entre esses componentes. Um *middleware* deve permitir que o usuário acesse o ambiente computacional dele (dados e aplicativos) de qualquer lugar e a qualquer momento (HENRICKSEN & ROBINSON, 2006). Uma solução possível é aplicar a semântica siga-me (YAMIN, 2004). A idéia desse conceito é que aplicativos e dados vão juntos com os usuários, fornecendo um ambiente virtual adaptado ao contexto corrente. Essa adaptação é fundamental para a visão de computação pervasiva, e envolve a percepção do contexto (*context awareness* ou consciência de contexto) e o próprio ajuste do sistema baseado na informação percebida (gerência do contexto).

As Redes de Sensores do Corpo Humano (RSCH) têm capacidade de medir e/ou inferir sobre algum fenômeno externo como, por exemplo, o reconhecimento do contexto de onde se encontram. E também, processar e transmitir os dados para outros nós sensores. Reconhecimento do contexto (em inglês, *context awareness*), sendo que as variações fisiológicas estão muito relacionadas às variações ambientais e/ou situação, onde estão inseridos os pacientes se tornando uma característica fundamental no monitoramento. Por exemplo, um sensor de temperatura corporal pode ser influenciado na sua utilidade, dependendo do contexto de ambiente que se encontre (frio ou calor) o que pode variar e alterar o sistema.

Atualmente, duas linhas de pesquisa têm um forte relacionamento com a utilização de RSCH: (i) as redes de sensores vestíveis e (ii) as redes de nanosensores. A medicina será a grande beneficiada pela nanotecnologia em um curto espaço de tempo. Já é possível imaginar um robô de proporções microscópicas, com tamanho de seis vezes menor que glóbulo vermelho, capaz de possuir múltiplas aplicações como disponibilizar drogas e fármacos ao nível de células e realizar cirurgias minimamente invasivas (CAVALCANTI, 2004).

De acordo com Mattmann et al. (MATTMANN, et. al., 2007) apresentam um protótipo que utiliza sensores para reconhecer problemas de posturas corporais. Esse sensor tem uma resposta linear e de forte resistência à deformação e pode ser totalmente integrado em têxteis, conforme a Figura 2.4.

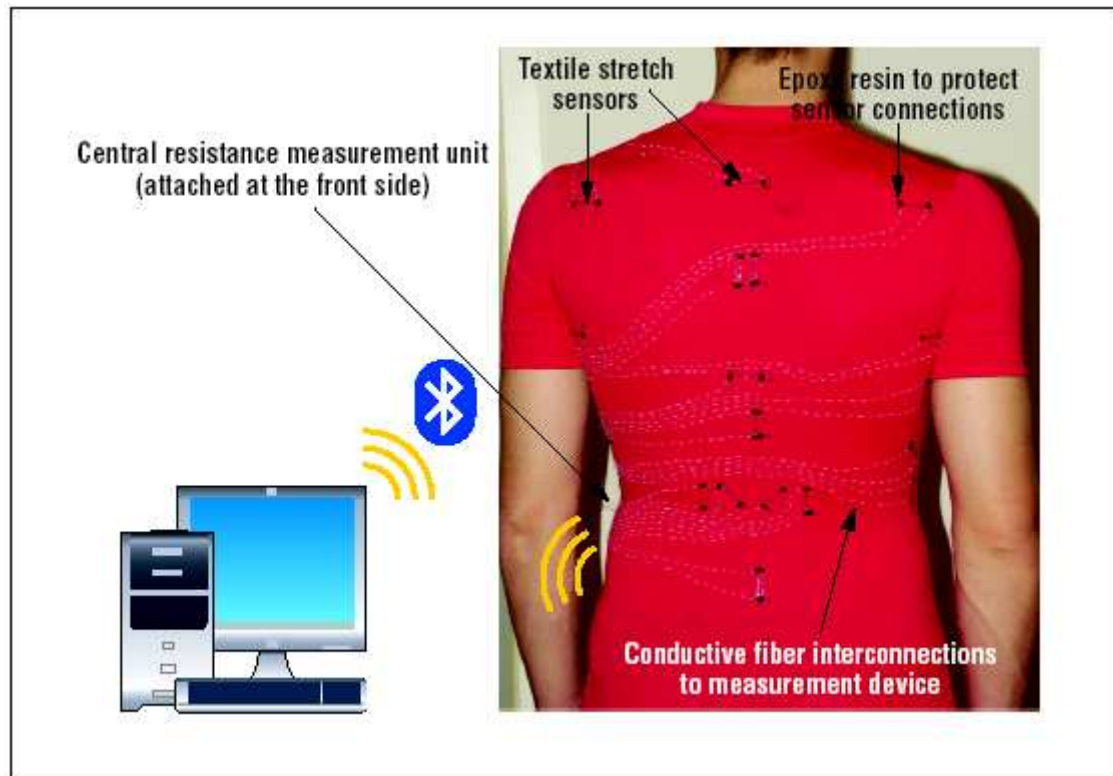


Figura 2.4 - Reconhecendo parte superior do corpo usando sensores têxteis (MATTMANN, et. al., 2007).

A utilização do conceito de Sistemas Vestíveis (em inglês, *Wearable Systems*) tem se apresentado como solução para monitoramento humano direcionado ao indivíduo. Possibilita o acompanhamento contínuo, não-invasivo, minimamente obstrutivo e, até mesmo, em tempo real de pacientes à distância. De acordo com Bonato (2003), os sistemas vestíveis são dispositivos desobstrutivos que possibilitam aos avaliadores monitorarem as pessoas em atividades cotidianas, durante longos períodos de tempo.

A Figura 2.5 apresenta um exemplo de sistema vestível. Na prática, um sistema computacional vestível se apresenta como um nó-sensor inteligente ou como uma rede inteligente de sensores embutidos numa indumentária.

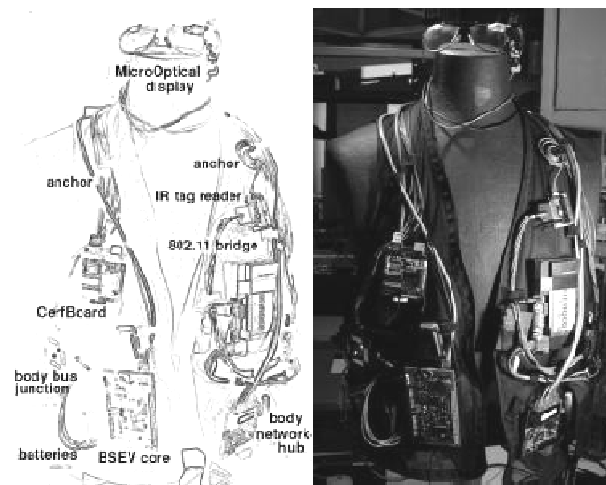


Figura 2.5 - MITHril (SUNG & PENTLAND, 2004).

Tem-se observado uma crescente redução dos custos de desenvolvimento e produção dos novos componentes de software e hardware que possibilitarão a criação de micro-dispositivos inteligentes (SUNG & PENTLAND, 2004). A computação vestível, depende diretamente desses fatores, ampliará o acesso da informação bem como a inclusão de um maior número de pessoas no mundo digital. Em um futuro não muito distante, com uma possível introdução de dispositivos eletrônicos no corpo humano, deverá ser difícil distinguir a linha que separa os organismos vivos das máquinas.

A União Européia decidiu usar passaportes biométricos dotados de um *microchip* RFID que, além da identificação do portador (nome, filiação, data e país de nascimento e outras informações) conterá sua foto digitalizada e os dados de identificação com os parâmetros característicos do rosto humano (distâncias e ângulos entre olhos, boca, nariz, maçãs faciais) e, no futuro, a impressão digital digitalizada (GARFINKEL et. al.2005). O governo dos EUA também está adotando o uso de um passaporte com dados biométricos capazes de serem lidos por leitores especiais. O objetivo é dificultar a falsificação do documento e facilitar a tarefa das autoridades de imigração ao rastrear um indivíduo (ou, pelo menos, seu passaporte) em qualquer região onde se implemente uma rede de sensores. Neste caso, em se tratando de um chip RFID, os sinais podem ser

captados por sensores situados no raio de alguns metros dentro de locais de grande movimento como aeroportos, estação ferroviária, rodoviária, etc.

Com a miniaturização dos circuitos eletrônicos, a facilidade de utilizar os dispositivos supracitados pôde ser aumentada chegando ao ponto de ser possível congregiar todas as suas funcionalidades ao vestuário humano. Dessa forma, assim como se usa um relógio de pulso ou outro traje qualquer, os seres humanos poderiam dispor de sensores biológicos, como por exemplo, sensores de ECG/EKG (Eletrocardiograma), temperatura e sensores de aceleração combinados a um *Pocket PC* (SUNG & PENTLAND, 2004) e embutidos em seu vestuário.

Esses sensores com a finalidade de monitorar os sinais da saúde humana podem ser do tipo de superfície, semi-implantáveis ou implantáveis. Os sensores de superfície podem ser fixados em determinados pontos do corpo humano. A forma como serão distribuídos os sensores no corpo humano não é detalhada e nem descrito nesse projeto.

De acordo com Lumelsky (LUMELSKY, 2006) propõe construir um tecido sensorial semelhante a uma pele, repleto de sensores que permitirão aos robôs captar todo o ambiente ao seu redor, incluindo os objetos, a temperatura e a umidade.

Uma nova categoria de sensores subcutâneos apresentado por Vehkaoja (VEHKAOJA, 2006) é uma proposta para monitorar a saúde humana, conforme ilustra a Figura 2.6. Totalmente biocompatíveis, os novos sensores são minúsculos, têm longa durabilidade e transmite seus dados por meio de uma conexão sem fio, o que lhes permitem monitorar continuamente a saúde do indivíduo. Por exemplo, um monitor de eletrocardiograma subcutâneo permitirá que se detectem arritmias cardíacas e os dados sejam transmitidos para o telefone celular ou o *laptop* do médico.

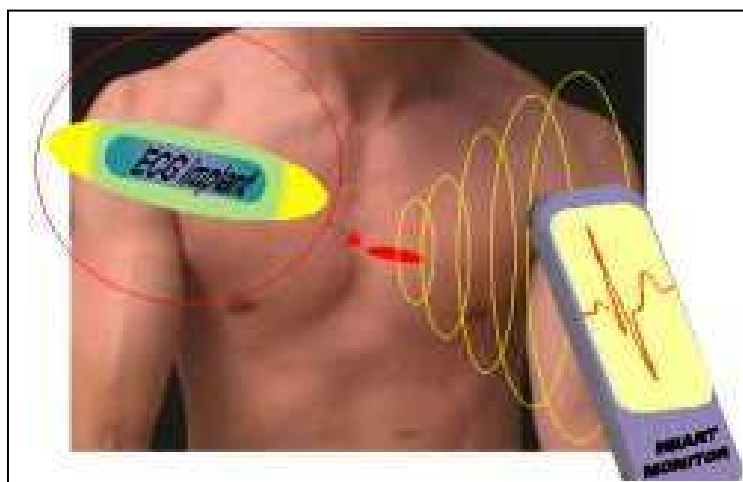


Figura 2.6 - Aplicação de monitoramento contínua de pacientes (VEHKAOJA, 2006).

Implantes de chips RFID usados em animais, agora estão sendo usados em humanos também. Um experimento feito com implantes de RFID foi conduzido pelo professor britânico de cibernética, Kevin Warwick, que implantou um chip em seu braço em 1998. Um exemplo de implante humano é o VeriChip™: Figura 2.7.



Figura 2.7 - Implantes de chips RFID usados em humanos também VeriChip™ (VERICHIP, 2006).

## 2.5 Restrições de recursos em RSSF

Neste trabalho, é proposta a economia de energia dos nós sensores utilizando fusão de dados baseada nos sintomas dos indivíduos em monitoramento. Isso permite que em

alguns momentos a economia seja ideal, porém dependendo de um estado crítico que o indivíduo possa assumir irá consumir rapidamente a bateria. Em Rede de Sensores Sem Fio (RSSF), um dos maiores desafios é o consumo de energia dos nós sensores. Devido às limitações impostas pelo tamanho e custo dos nós sensores, as baterias são de baixa capacidade (armazenando poucas centenas de mAh). Assim os componentes de hardware e software devem minimizar a quantidade de energia consumida.

Atualmente, existe um número significativo de pesquisas em relação à economia de energia que pode ser constatado em (GÓMEZ *et al.*, 2001, RODOPLU *et al.*, 1999, SINGH *et al.*, 1998, STOJMENOVIC *et al.*, 2001, WATTENHOFER *et al.*, 2001, XUE *et al.*, 2001, ZUSSMAN *et al.*, 2003). Segundo POTTIE e KAISER (2000) é constatado que o equipamento que possui o maior consumo de energia de um nó sensor é o seu rádio transmissor. Principalmente, por esse motivo, cada vez mais protocolos de roteamento são propostos com o propósito de economia de energia na rede (HEINZELMAN *et al.*, 1999, AHMED *et al.*, 2003, KRISHNAMACHARI *et al.*, 2002, SCAGLIONE *et al.*, 2002, PATTEM *et al.*, 2004, ZHANG *et al.*, 2004, INTANAGONWIWAT *et al.*, 2002, INTANAGONWIWAT *et al.*, 2003, GOEL *et al.*, 2003, CRISTESCU *et al.*, 2004, RICKENBACH *et al.*, 2004, YU *et al.*, 2004, LINDSEY *et al.*, 2002, ZHANG *et al.*, 2004.)

O consumo de energia dos nós sensores está relacionado aos seus componentes de hardware, que realizam funções de sensoriamento, processamento e comunicação, de acordo com a Figura 2.8.

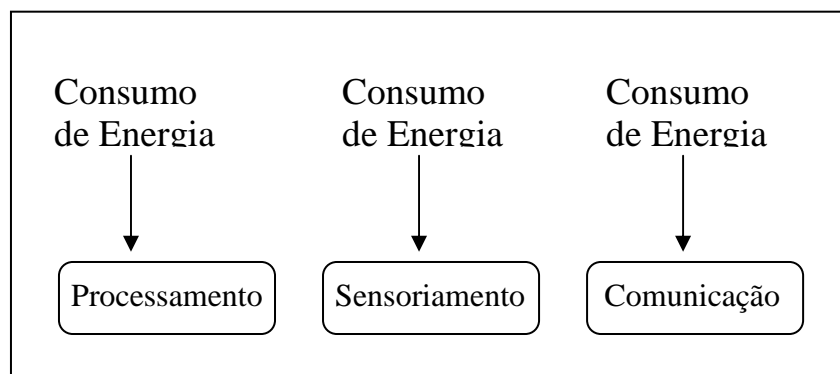


Figura 2.8 - Funções que consomem energia dos nós sensores

As RSSF diferem das redes tradicionais em diversos aspectos. Um nó de uma RSSF possui recursos limitados como: energia, processamento e armazenamento e isso infere,



diretamente nas características dos protocolos de roteamento. Os protocolos de roteamento existentes para as redes convencionais ou para as redes móveis *Ad Hoc* não se aplicam a esse contexto, pois não consideram as limitações e características de uma RSSF.

Vários autores ((KRISHANAMACHARI e WICKER, 2002), (SANKAR e LIU, 2004)) atuam em pesquisas com RSSF e, em especial, pesquisas de protocolos de roteamento para as mais variadas arquiteturas de RSSF. Os principais aspectos a serem considerados por um protocolo de roteamento em relação aos seus recursos limitados são (a) consumo de energia; (b) a comunicação e (c) limitação de processamento de um nó sensor.

Uma arquitetura tipicamente usada em RSSF é Mica Motes (CROSSBOW, 2006). Dentre os componentes, o maior consumidor de energia é a memória *flash*. Apesar do alto consumo de energia durante os ciclos de gravação e leitura, a utilização da memória *flash* não é essencial na manutenção da conectividade ou na formação de uma RSSF. Em geral, essa memória é empregada para armazenar dados lidos pelos sensores, tabelas de roteamento e outras informações específicas de cada aplicação. O uso de estratégias genéricas para economizar energia na utilização da memória *flash* não seria eficiente.

Dessa forma, o transceptor é o maior consumidor de energia dentre os componentes de hardware que são essenciais para a manutenção da conectividade e formação das RSSF. Mesmo, quando está ligado, escutando o meio de transmissão (modo *idle*) ou em repouso (modo *sleep*), o transceptor consome energia. Os transceptores nas RSSF utilizam o espectro eletromagnético para comunicação sob a forma (rádio frequência, infravermelho ou de laser).

Os rádios empregados em RSSF operam em *half-duplex*, ou seja, a comunicação é bidirecional, e não, simultânea (COELHO E AGARWAL, 2002, TANENBAUM, 1999). Dessa forma, o rádio pode somente transmitir ou receber informações a cada instante de tempo. Do ponto de vista de uma pilha de protocolos, as características do rádio estão relacionadas às funções da camada física, isto é, tipos de modulação, esquemas de codificação de sinais, técnicas de transmissão e alocação de canal.

Os métodos para a economia de energia estão relacionados ao custo de comunicação são baseados na redução da quantidade de quadros transmitidos, na melhoria da organização da rede e nos métodos de sincronização de dados. A Figura 2.9 classifica os métodos empregados para economizar energia durante o estabelecimento da comunicação entre os nós nas RSSF que são detalhados em seguida.

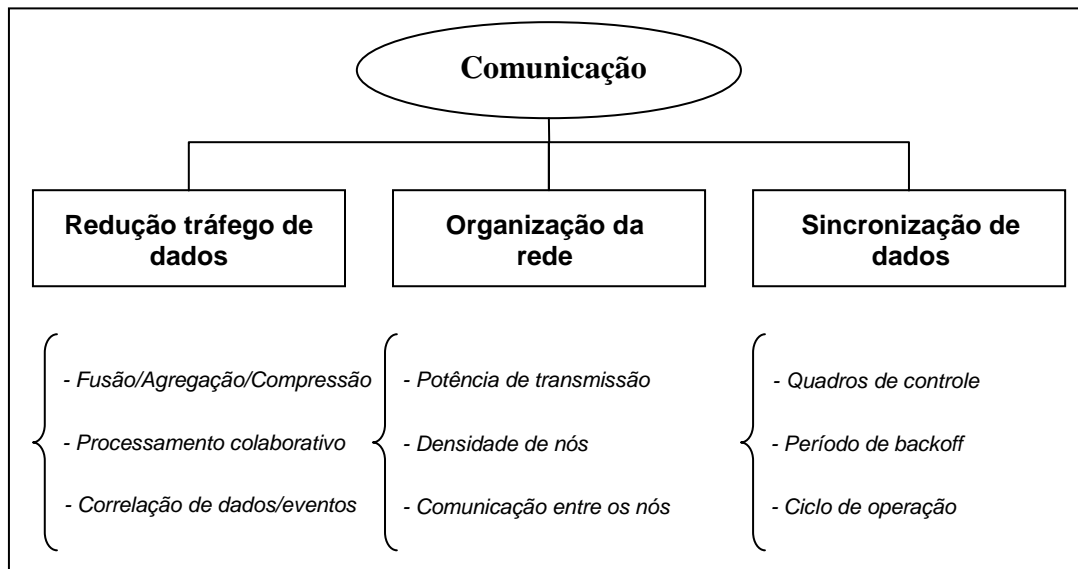


Figura 2.9 - Operações para redução do consumo de energia

A quantidade de informação transmitida pelo transceptor pode ser reduzida por métodos de fusão, agregação e compressão de dados, pelo processamento colaborativo e pelo emprego de técnica de correlação de dados.

**Fusão, Agregação e Compressão:** esta operação possibilita a redução dos dados transmitidos e diminui o *overhead* de tráfego de mensagens de controle na rede. Um nó sensor da rede ao receber pacotes de seus vizinhos realiza processamento dos dados recebidos e envia o resultado do processamento aos seus vizinhos em um único pacote, reduzindo o tráfego de dados e de quadros de controle na rede.

**Processamento colaborativo:** os nós sensores que estão monitorando o mesmo evento podem apresentar medidas díspares. O processamento dos dados pode ajudar na calibração das medidas dos nós, evitando que medidas errôneas trafeguem na rede.

Correlação de dados: a ocorrência de eventos em uma determinada região faz com que sensores próximos transmitam informações semelhantes sobre o evento monitorado. Métodos como supressão, filtragem e outros podem ser usados para reduzir o tráfego de dados na rede.

A economia de energia por organização da rede se aplica à potência de transmissão do transceptor, ao modo de comunicação entre os nós e à densidade de nós na rede.

Potência de transmissão: o ajuste da potência de transmissão do transceptor está relacionado ao alcance de comunicação. Quanto maior a potência de transmissão, maior será a área de cobertura do transceptor e maior o consumo de energia. A redução da potência de transmissão pode diminuir a probabilidade de terminais escondidos (AGARWAL *et al.*, 2001, KARN, 1990, MONKS, 2001) e o número de colisões na rede, reduzindo o consumo de energia.

Comunicação entre os nós: a comunicação nas RSSF pode ser direta entre o nó e o ponto de acesso (PA), conhecido como comunicação *single hop*. Este trabalho considera que todos os pontos dos nós sensores têm aproximadamente a mesma distância para o ponto central da rede.

Densidade de nós: a alta densidade da rede aumenta a precisão dos dados coletados e também apresenta um esquema de tolerância às falhas. Segundo (TILAK *et al.*, 2002) o aumento da densidade de nós poderá contribuir para o aumento de colisão de quadros na rede. Dessa forma, é necessário ajustar a densidade de nós na rede, obtendo precisão dos dados e baixa taxa de colisão de dados.

Os métodos empregados na sincronização de dados podem influenciar no consumo de energia. A comunicação pode ser sincronizada por intervalos de *backoff*, quadros de controle, e ciclo de operação do transceptor.

## **2.6 Fusão de Dados**

### **2.6.1 Introdução**

Nos últimos anos a área de fusão de dados também tem apresentado grande crescimento pelas novas exigências das aplicações que estão sendo criadas e pelo aprimoramento e desenvolvimento de novas técnicas estatísticas e de inteligência artificial. Entretanto, pouco tem sido feito na área de arquitetura de fusão de dados e na sua implementação em redes de sensores (CARVALHO, 2005).

As RSSF frequentemente possuem um número grande de nós sensores trazendo um novo desafio de escalabilidade relacionado ao consumo de energia desnecessário provocado pela transmissão de dados redundantes e colisões. A fusão de dados possui pelo menos dois fatores que tornam importante a sua utilização em RSSF. O primeiro consiste na obtenção de leituras de maior precisão, tornando a rede mais robusta e menos vulnerável às falhas e às imprecisões de um único nó sensor. O segundo fator é a economia de energia através da redução da quantidade de mensagens e de dados que são transmitidos pelos nós sensores.

### **2.6.2 Dado**

Para Davenport e Prusak (DAVENPORT e PRUSAK, 1998) dados definem um conjunto de fatos distintos são objetivos, relativos a eventos. Num contexto organizacional, dados são utilitariamente descritos como registros estruturados de transações.

Dados não têm significado inerente. Dados descrevem apenas parte do que aconteceu; não fornecem julgamento nem interpretação e nem qualquer base sustentável para tomada de decisão. Porém os dados são importantes porque são matéria prima essencial para a criação da informação.

É muito importante notar que qualquer texto constitui um dado ou uma seqüência de dados (SETZER, 2001).

### 2.6.3 Informação

Segundo Rascão (RASCÃO, 2006), a definição de informação é um termo que pode assumir muitos significados, dependendo do contexto. Como regra geral, a informação está relacionada com alguns conceitos como significância, conhecimento, entropia negativa, comunicação, verdade, representação, estímulo mental e mensagem, se utilizada no contexto dos sistemas de comunicação.

Informação é uma abstração informal, isto é, não pode ser formalizada através de uma teoria lógica ou matemática, ela está na mente de alguém, representando algo significativo para essa pessoa. Nota-se que isto não é uma definição é uma caracterização, porque "algo", "significativo" e "alguém" não estão bem definidos para efeito de entendimento intuitivo (ingênuo) desses termos. Por exemplo, a frase "Paris é uma cidade fascinante" é um exemplo de informação – desde que seja lida ou ouvida por alguém, desde que "Paris" signifique para essa pessoa a capital da França (supondo-se que o autor da frase queria referir-se a essa cidade) e "fascinante" tenha a qualidade usual e intuitiva associada com essa palavra (SETZER, 2001).

### 2.6.4 Conceitos de Fusão de Dados

Um trabalho de Nakamura, Loureiro e Frery (ACM *Computing Survey* em Agosto de 2007) a fusão de dados pode ser utilizada para combinar tanto dados de sensores do mesmo tipo (que observam a mesma entidade) quanto dados de sensores de tipos diferentes. No primeiro caso, tipicamente as leituras dos sensores são combinadas com o objetivo de eliminar as redundâncias e os ruídos aumentando a precisão e reduzindo o volume de dados. No segundo caso, o objetivo é aumentar a resolução do dado, gerando um novo dado mais representativo. Por exemplo, um radar determina à distância de um objeto enquanto um sensor infravermelho determina à distância angular desse objeto. A

fusão do dado de um radar e um sensor infravermelho permite determinar a posição exata do objeto.

Wald (WALD, 1991) adota a utilização dos seguintes termos: junção, combinação, sinergia, integração, etc. Portanto faz-se necessário a adoção pela comunidade científica de uma definição clara e um novo vocabulário para fusão de dados. Em 1991 o Departamento de Defesa dos Estados Unidos criou o primeiro vocabulário para tratar de fusão de dados. Como legado desse trabalho surgiu uma estrutura funcional para modelar situações militares onde existam várias fontes, sensores, por exemplo, gerando informações. Entretanto, ficaram evidentes que os jargões militares e as características específicas para ambientes militares de sua estrutura funcional os deixariam restritos às aplicações militares. Mesmo com tais deficiências, a definição e estrutura funcional proposta pelo Departamento de Defesa dos Estados Unidos serviram como base para as principais estruturas formais propostas atualmente.

Os modelos de fusão de dados podem ser caracterizados de diferentes maneiras, tais como:

- O domínio da aplicação em que ela está inserida (médica, agricultura, espacial, militar);
- O objetivo da fusão (condição do ambiente, detecção de um objeto, saúde de um paciente, classificação);
- Tipo de sensores;
- Configuração dos componentes dos sensores (bateria, processador, memória);
- Nível da fusão de dados (dados, informação, variável, decisão).

Segundo Dasarathy (DASARATHY, 1997) e Pasika (PASIKA, 1999), o processo de fusão de dados tem agrupado e dividido em três níveis hierárquicos, variando a nomenclatura, mas se referindo aos mesmos conceitos. Esses níveis são tratados como:

- *Data Fusion*: trata de dados brutos provenientes diretamente dos sensores tais como sinais e imagem;
- *Information Fusion*: trata de informações, tais como categorias, propriedades, que

são a saída da fusão de dados;

- *Decision Fusion*: trata da união das informações que fluem pelo sistema com regras, experiências ou conceitos de mais alto nível para a tomada de uma decisão.

O desenvolvimento de uma arquitetura para fusão de dados envolve a consideração de diversos aspectos, tais como:

- As características individuais dos sensores envolvidos;
- A forma com que as informações devem ser integradas;
- Os recursos de processamento disponíveis;
- As exigências específicas de cada aplicação.

Isto torna difícil definir técnicas e métodos de propósito gerais que englobem todos os diferentes aspectos para fusão de dados. A necessidade de aparecer diferentes paradigmas, *frameworks* e termos para a definição de fusão de dados ou agregação de dados cria uma linha de pesquisa. Cada área de aplicação tem um enfoque diferente para o problema, e diversas tentativas têm sido feitas para uniformizar os conceitos e terminologias envolvidas com fusão de dados.

Segundo Nakamura (NAKAMURA, 2007) a definição de fusão de dados e fusão de informação tem o mesmo significado, porém apresenta uma relação aos diversos termos encontrados na maioria dos trabalhos que envolvem o assunto. As terminologias relacionadas às arquiteturas, sistemas, aplicações, métodos e teorias relacionados à fusão de dados oriundos de várias origens não são termos unificados. Segundo a Figura 2.10, diferentes termos têm sido adotados, geralmente associados a aspectos específicos que caracterizam a fusão. Para exemplo, fusão de sensores/multisensores é normalmente usado para especificar sensores que fornecem os dados a serem fundidos. Os autores fazem uma relação entre os conceitos fusão de sensores/multisensores, integração de multisensores, agregação de dados, fusão de dados e fusão de informações. Sendo que os termos fusão de dados e fusão de informações podem ser utilizados com o mesmo significado. Fusão de sensor/multisensores é o subconjunto que opera com fontes do sensor. Agregação de dados define outro subconjunto de fusão de informação que visa reduzir o volume de dados a ser transmitido.

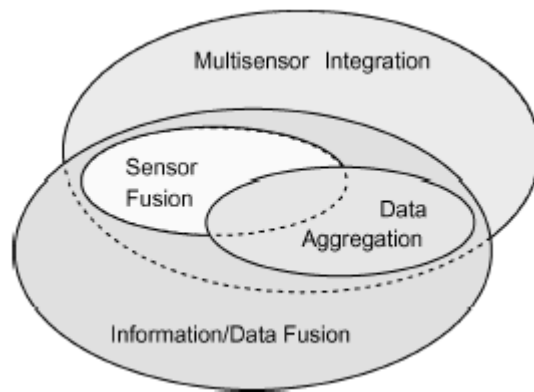


Figura 2.10 - Relacionamentos entre os termos de fusão. Fusão de sensor/multisensor, integração de multisensor, agregação de dados, fusão de dados e fusão da informação (NAKAMURA *et al.*, 2007).

O que observa é uma completa mistura de termos, por parte dos pesquisadores, em relação aos termos envolvidos nesta área, tais como fusão, agregação, correlação, disseminação, supressão. Algumas vezes o que se deseja com estes termos é justamente reduzir o consumo de energia na rede e aumentar o tempo de vida. Isso na maioria das vezes acontece obtendo um dado de menor representatividade ou até mesmo gerando um terceiro dado a partir de duas outras fontes. O uso dessas técnicas é utilizado para reduzir o volume de dados que trafegam pela rede.

Segundo Xue (XUE *et al.*, 2001), agregação de dados em redes de sensores é quando os dados sensorizados são reunidos de diferentes origens, combinados em nós intermediários e eventualmente transmitidos para uma estação base ou nó *sink*.

De acordo com Coleri e Varaiya (COLERI e VARAIYA, 2004), fusão de dados ou agregação de dados é definida como uma estratégia para economia de energia utilizando correlação de dados de diferentes nós sensores para reduzir a taxa de transmissão. A interação em meio à correlação entre os dados sensorizados e a estrutura de transmissão utilizada para transportar estes dados é abordado em (CRISTESCU *et al.*, 2004).

Luo et al. (LUO *et al.*, 2005) apresentam agregação de dados como uma forma de capturar a redundância entre os diversos dados coletados de diferentes sensores e consequentemente reduzirem a carga a ser transmitida pela rede. Esta agregação de



dados pode acontecer em algum nó intermediário ao longo do roteamento e de forma que este nó esteja localizado em uma posição estratégica da rede.

## **2.7 MiLAN: *Middleware* para RSSF**

Foi realizado um estudo sobre o middleware que foi desenvolvido na Universidade de Rochester: o *Middleware Linking Applications and Networks* (MiLAN) (HEINZELMAN *et al.* 2004). É uma abordagem que implementa como principal serviço a gerência proativa de QoS da rede, monitorando e ajustando a largura de banda e o consumo de energia de acordo com a importância (requisitos) definidos para cada aplicação. Tem como principais objetivos: (a) maximizar o tempo de vida útil da rede e (b) oferecer uma interface adequada para que as aplicações possam apresentar os seus requisitos de forma quantificada e transparente.

Do ponto de vista do médico, o ideal para monitorar o paciente é usar todos os nós sensores possíveis ao mesmo tempo para obter o máximo de precisão em uma rede de sensores para o corpo humano. Todavia, a sobrevivência do sistema estará comprometida em questão de minutos, pois se pressupõe que a RSSF seja alimentada por baterias e em alguns casos a substituição da fonte de energia é dificultada (SENE *et al.*, 2006).

Um exemplo de aplicação para monitoramento humano pode ser visto na Figura 2.11, que foram definidos os grafos em que os nós são associados aos sensores e as arestas possuem valores que representam os requisitos aos que a RSSF busca na tentativa de oferecer a qualidade mínima de serviços necessária ao funcionamento.

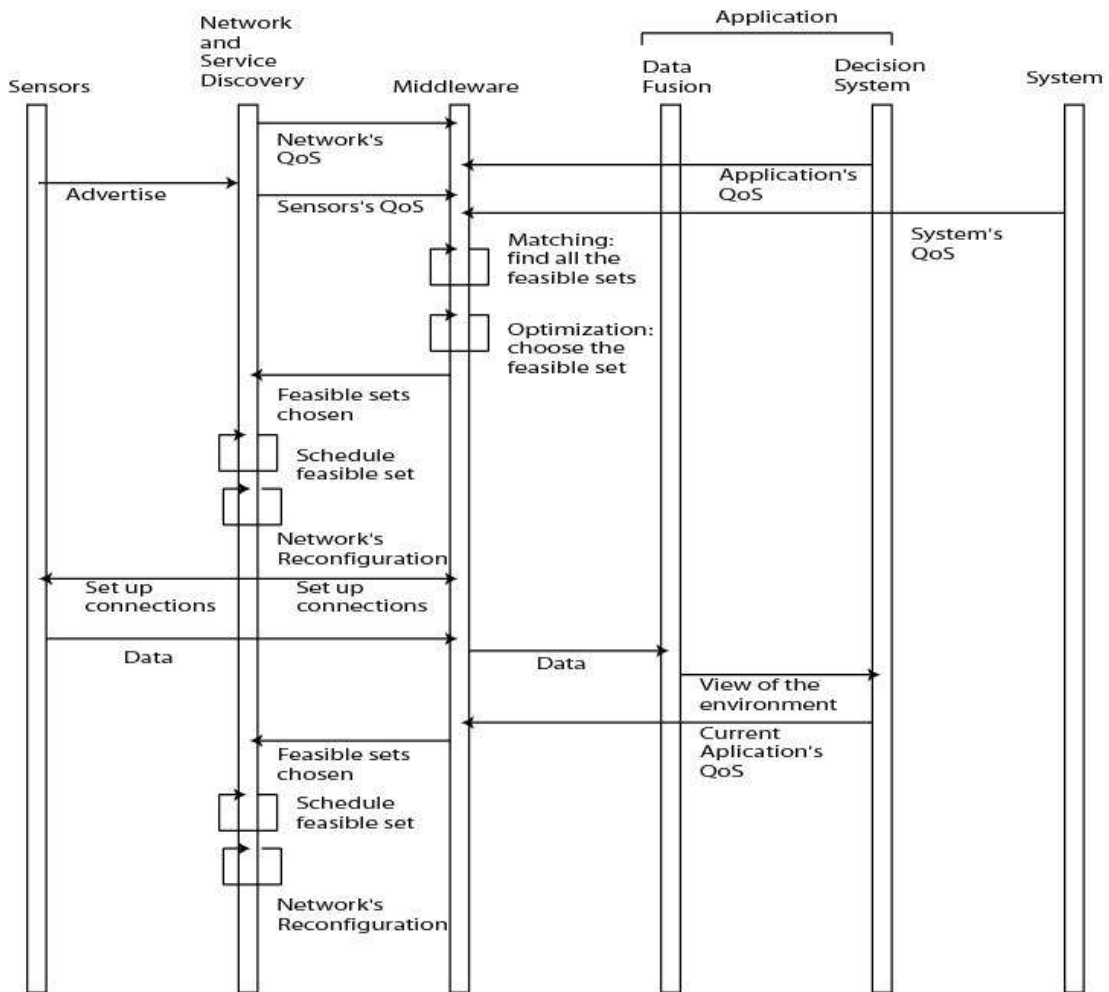


Figura 2.11 - Grafos e interfaces do *MiLAN* (HEINZELMAN *et al.*, 2004).

Em contrapartida é necessário apresentar como um sensor ou o grupo de sensores faz para que o *middleware* identifique-os quando a aplicação solicita algum serviço. Em função das suas características os sensores estão, a todo o momento, propagando a atual situação de suas condições a camada superior.

A organização hierárquica das classes e o modelo de dados comum a cada nó sensor da rede são apresentados na Figura 2.12.

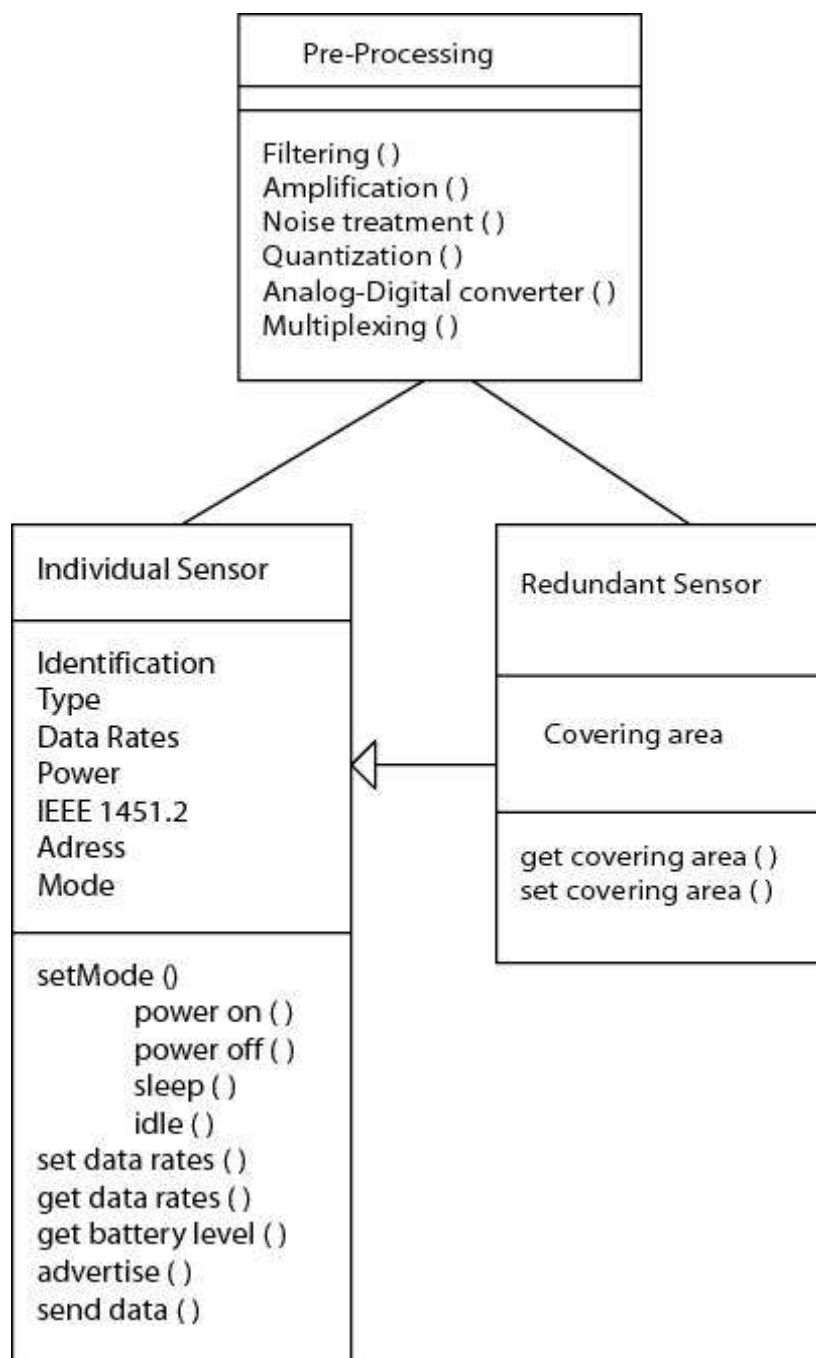


Figura 2.12 - Classe do Sensor Individual, dos Sensores Redundantes e de Pré-Processamento.

O modelo de dados definido para um nó sensor genérico foi proposto por Carvalho (CARVALHO, 2003). Conforme pode ser observado, a classe “*Individual Sensor*” (Figura 2.12) tem atributos tal como identificação do sensor, tipo do sensor, taxas de transmissão de dados, etc., além de operações que podem manipular o fluxo de

informações e gerenciar o nível de bateria de cada sensor. A classe “*Redundant Sensor*” adiciona informações referentes à redundância de sensores na classe “*Individual Sensor*”. A classe “*Pre-Processing*” inclui diferentes funções usadas para o processamento de sinais analógicos e digitais.

## **2.8 Conclusão**

Nesse capítulo foram apresentados os principais trabalhos e pesquisas acerca do tema proposto. O que ficou claro que ainda não existe pesquisas que tratam especificamente com aplicações para o monitoramento da saúde envolvendo o uso de fusão de dados. Em relação ao uso de uma linguagem e a própria arquitetura de fusão de dados, para a integração do *middleware* com a aplicação de monitoramento da saúde. Os termos de fusão de dados e como aplicarem para o propósito de qualidade de vida das pessoas.

E assim que este trabalho caminha em utilizar as ferramentas computacionais e de tecnologia de hardware para propiciar um monitoramento ininterrupto e de qualidade, sendo que a pessoa pode estar em qualquer situação e seus sinais fisiológicos serão informados para as pessoas responsáveis em tempo hábil.

## **3 - Arquitetura Proposta para o Desenvolvimento de Aplicações de Redes de Sensores para Monitoramento da Saúde Humana**

### **3.1 Introdução**

Este trabalho está concentrado na proposição de uma arquitetura para o desenvolvimento de aplicações de redes de sensores para monitoramento da saúde. O que compreende o uso de redes de sensores sem fio e, aplicações distribuídas, para monitoramento da saúde humana.

O monitoramento da saúde humana é proposto dentro de um novo paradigma, sendo que o foco principal é o sistema de saúde centrado no indivíduo, fazendo com que a prestação de serviços de saúde e a informação em saúde tenham que estar disponíveis onde o indivíduo estiver.

Em relação ao indivíduo, o monitoramento acontece à distância e a tomada de decisão pode antecipar no plano de tratamento do paciente, dependendo da situação em que se encontre. O indivíduo pode estar em qualquer condição: trabalho, praticando esporte ou até mesmo dormindo. Desta forma é possível avaliar qualquer pessoa e em qualquer lugar, desde que possa interligar através da rede sem fio.

Esta avaliação tem como objetivo contribuir para o desenvolvimento de aplicações de redes de sensores, e para a monitoramento do estado de saúde dos indivíduos. Esse monitoramento é proposto como mecanismo de avaliação tanto para pessoas saudáveis quanto pessoas com alguma necessidade, por exemplo, um paciente cardíaco que necessite ter seus batimentos monitorados 24 horas por dia.

A seguir, são apresentadas as propostas desenvolvidas por este trabalho de tese como solução para a arquitetura no desenvolvimento de aplicações de redes de sensores para o monitoramento do corpo humano: implementar a Arquitetura Geral de Fusão de Dados, estudar sobre o *middleware* MiLAN, propor uma linguagem de fusão de dados, apresentar uma heurística para economia de energia dos nós sensores utilizando fusão

de dados baseada em sintomas dos indivíduos em monitoramento e implementar o protótipo para prova de conceito.

### **3.2 Implementação da Arquitetura de Fusão de Dados**

Existem diversas nomenclaturas encontradas na área de fusão tais como Fusão de Dados (CLARK, 1990), Agregação de Dados (STOCHERO, 2004), Correlação de Dados (DESPHANDE *et. al.*, 2004). Neste momento, faz-se necessário estabelecer uma padronização para essas técnicas que são utilizadas em fusão de dados. Esse trabalho de tese estende a Arquitetura Geral de Fusão de Dados, proposto por Carvalho (CARVALHO, 2003), conforme pode ser visto uma visão geral na Figura 3.1. A extensão que foi proposta apenas conceitual é implementada a arquitetura de fusão de dados para o desenvolvimento da aplicação de monitoramento da saúde corporal.

A arquitetura de fusão de dados possui três níveis, tornando possível o tratamento dos dados tanto em baixo nível conhecido como dado, quanto em alto nível fundindo variáveis, ou em um nível intermediário conhecido como mistura que funde variável com dados puros. Sendo que o principal diferencial de tal classificação está no conceito entre dado e variável. Dado é uma medida extraída do ambiente por um sensor ou outro tipo de fonte. Variável é determinada pela análise do dado (extração de características ou informações precisas).



Na classe de pré-processamento é realizado o tratamento no sinal amostrado pelo sensor, como análise de erro, amplificação, filtragem, tratamento de ruído, quantificação e multiplexação. Da mesma forma, o pré-processamento pode ser aplicado a um único sensor ou a um conjunto de sensores de mesmo tipo (homogêneo).

Algumas técnicas são utilizadas no nível mais baixo da arquitetura de fusão de dados, tais como Filtro de *Kalman*, Técnicas de *Gating*, entre outras. No exemplo anterior da temperatura, com os mesmos tipos de sensores, podem-se aplicar Média e Desvio Padrão para tratamento dos dados sensorizados com o objetivo de obter um dado mais representativo. Isto reduz o volume de dados que é monitorado pelo sensor, aproveitando apenas o que realmente interessa.

Na Tabela 3.1 é apresentada os valores monitorados da temperatura em seus respectivos tempos e ao final de um intervalo específico são realizados cálculos da média com o objetivo de realizar a fusão de dados para enviar um único dado em um intervalo de tempo específico.

Tabela 3.1 - Monitoramento da Temperatura em um intervalo de tempo.

Temperatura (T)	Tempo (t)
36,71	t1
36,65	t2
36,42	t3
36,55	t4
...	...
36,35	tn

Conforme é apresentado no seguinte exemplo:

Temperatura T ; Tempo t

$T_1 = 36,71 \rightarrow t_1$ ;  $T_2 = 36,65 \rightarrow t_2$ ;  $T_3 = 36,42 \rightarrow t_3$ ;  $T_4 = 36,55 \rightarrow t_4$ ; ...;  $T_n = 36,48 \rightarrow t_n$

Resultado,

$n_{Temp} * n_{Tempo} = \text{Total de } N^{\circ} \text{ de dados}$



Em relação à arquitetura, outra maneira é utilizar com mais tipos diferentes de sensores para obter um terceiro dado a partir da fusão de dados de baixo nível. Como exemplo, um sensor de temperatura de uma determinada região de interesse pode ser fundido com um sensor de vibração, que seria a presença ou não de um animal, ou pessoa, na região monitorada, que vai originar um sensor virtual de movimento.

Esse sensor de movimento é justamente o dado da fusão oriundo do sensor de temperatura e vibração, respectivamente. Porém seria necessário um algoritmo para realizar essa fusão de dados procedentes de ambos os sensores. Esse algoritmo não é explicado nesse momento, mas será o responsável pela fusão dos dados dos sensores do exemplo citado anterior. O presente modelo de fusão de dados está ilustrado na Figura 3.2.

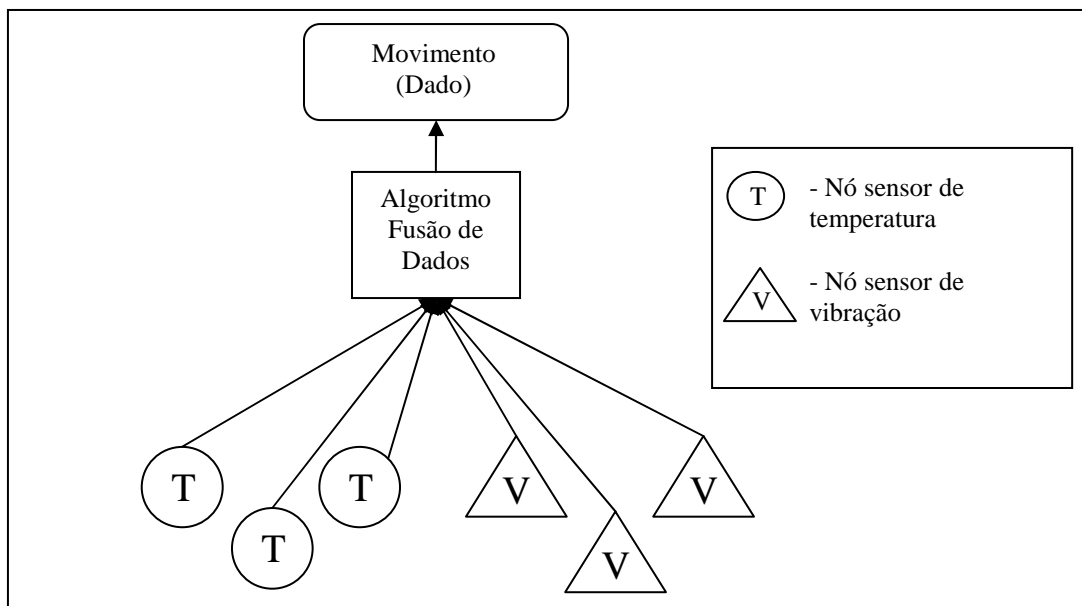


Figura 3.2 - Fusão de Dados em baixo nível com sensores diferentes

A classe de alto nível de fusão de dados da arquitetura recebe dos sensores os dados e os transforma em informações (variável). Nessa abordagem, as técnicas utilizadas para a determinação da variável podem ser algoritmos de análise de dados ou abordagens probabilísticas. Nesse processo, pode também, ocorrer uma fusão em baixo nível e posteriormente a fusão de alto nível.

Na Figura 3.3, análogo ao exemplo anterior dos sensores de temperatura e vibração, uma outra maneira de realizar fusão de dados seria realizar uma fusão de baixo nível através dos dados coletados pelos sensores. Em seguida, aplicar a média e o desvio padrão no intervalo de tempo “t”. Com o auxílio de um algoritmo, tratar os dados transformando-os em informação, e repetir essa operação para ambos os sensores de temperatura e vibração. O resultado é a informação precisa de temperatura e vibração.

Nesse momento realiza-se a fusão de alto nível entre os valores, produzindo a informação de movimento (variável).

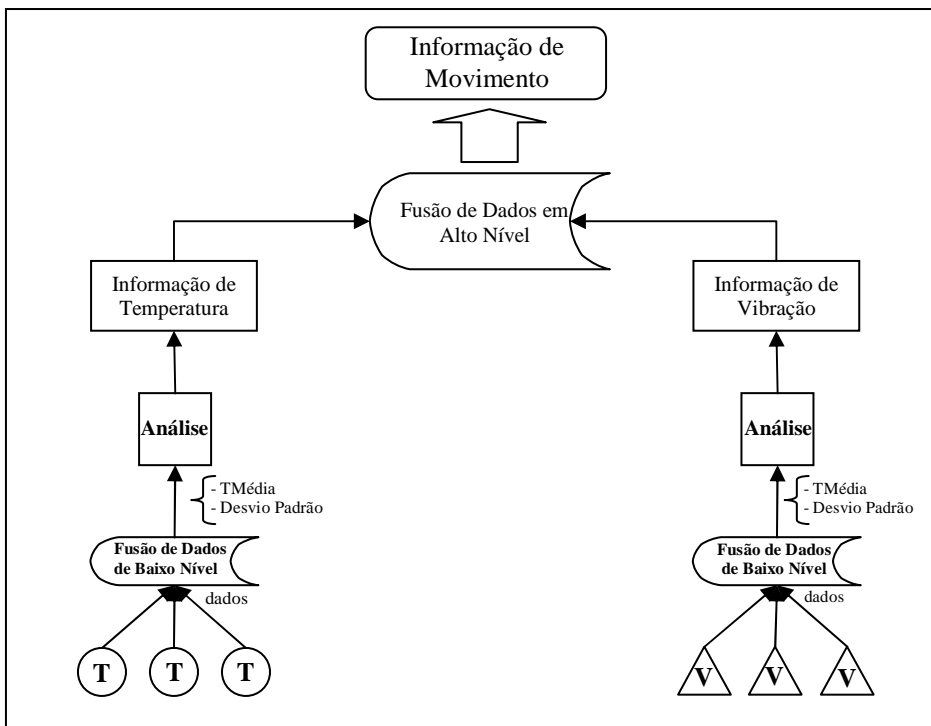


Figura 3.3 - Fusão de Dados baixo nível de dado e alto em variáveis, com sensores de tipos diferentes.

Existe a classe intermediária, conhecida como classe de mistura que é indicada para fundir variáveis com dados brutos. O que ocorre nesse nível é que o mesmo une características tanto do nível de variável quanto do nível de dado.

### 3.3 Estudo do *Middleware* MiLAN

Este estudo se baseia no *middleware* MiLAN (HEINZELMAN, 2004), que foi proposto por Wendi Heinzelman (HEINZELMAN, 2004), onde foram estabelecidos grafos de QoS e grafos de requisitos da aplicação para o melhor funcionamento do *middleware*. De forma apenas teórica, os grafos propostos não são suficientes para garantirem que a aplicação que utilize o *middleware* não funcione de forma distribuída.

Algumas especificações são sugeridas a partir do estudo nessa tese como contribuições de melhoria para que o MiLAN funcione na aplicação de forma distribuída. Por outro lado, a arquitetura de fusão de dados apresentada por Carvalho (CARVALHO, 2003) não especifica as formas de interações e implementações da arquitetura com sistemas desenvolvidos para redes de sensores.

As aplicações de redes de sensores podem ser centralizadas ou distribuídas. Propõem-se que as duas formas sejam utilizadas, pois para cada caso existe uma utilização prática no monitoramento da saúde humana.

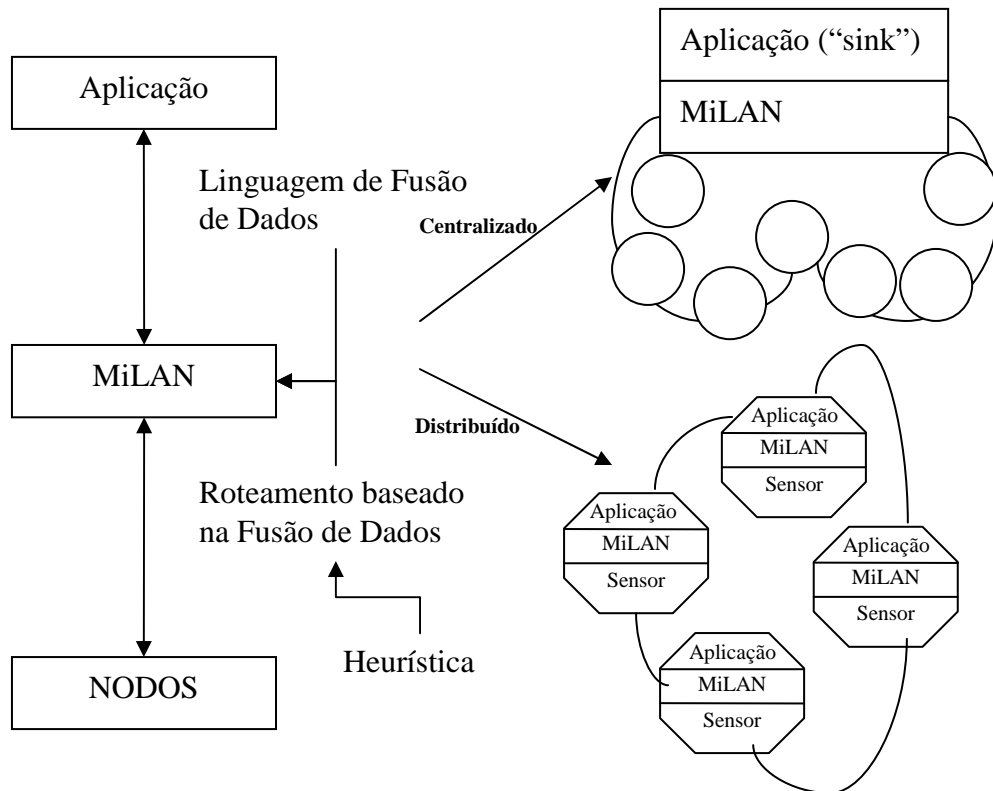
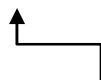


Figura 3.4 - Visão geral das aplicações distribuídas e centralizadas.

A Figura 3.4 apresenta uma visão geral do trabalho, bem como, as aplicações distribuídas e centralizadas, a aplicação da linguagem de fusão de dados, a interação da arquitetura de fusão de dados com o MiLAN, o roteamento baseado em fusão de dados e a heurística para economia de energia dos nós sensores baseado no estado de saúde dos indivíduos. Entre os módulos MiLAN e aplicação é definido a expressão da linguagem de fusão de dados que ocorre de acordo com os sinais definidos pela aplicação.

Roteamento baseado  
na Fusão de Dados



Heurística

Figura 3.4 (a) - Aplicação da Heurística na Arquitetura.

A Figura 3.4 (a) é uma visão específica da aplicação da Heurística proposta para a Arquitetura que aplica uma política baseado no estado de saúde do individuo. Por exemplo, quando tenho vários sensores para monitorar um sinal específico e o estado de saúde é normal a heurística desliga (modo *sleep*) a maioria dos sensores gerenciando a utilização dos mesmos para prolongar ao máximo o tempo de vida do sistema.

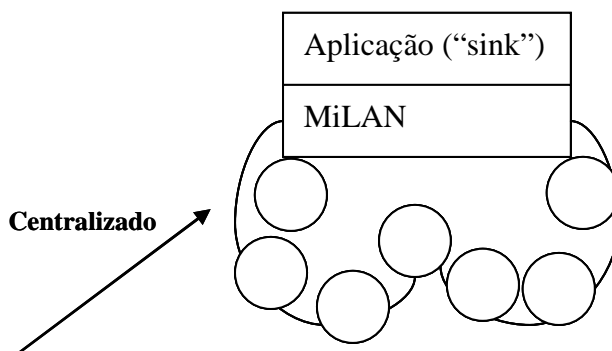


Figura 3.4 (b) - Processo de comunicação da aplicação e MiLAN no modelo centralizado.

O processo de comunicação entre a aplicação e MiLAN pode ocorrer tanto centralizado de acordo a Figura 3.4 (b), quanto o modelo distribuído Figura 3.4 (c).

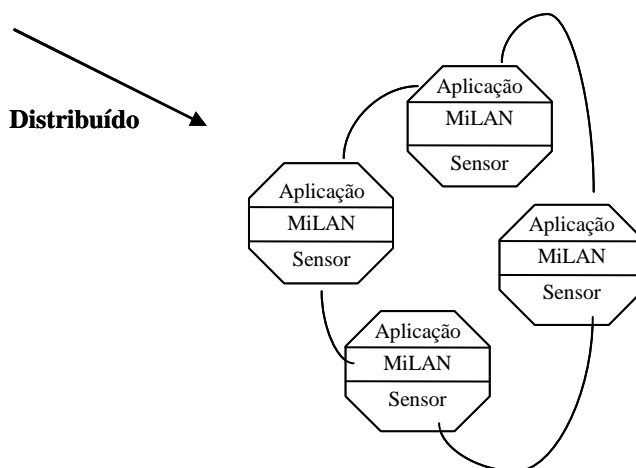


Figura 3.4 (c) - Processo de comunicação da aplicação e MiLAN no modelo distribuído.

Esta comunicação ocorre no modelo centralizado em função do sensor adquirir os dados do sinal, de acordo com a aplicação, com a operação de sensoriar e em seguida

transmitir ao nó central (*sink node*), para então processar e realizar a fusão de dados. Ao contrário do modelo centralizado a operação de sensoriar e processar os dados ocorrem dentro do nó sensor no modelo distribuído, para então transmitir ao nó central. O que permite também ao modelo distribuído tomar decisão dentro do próprio sensor. Se a aplicação for centralizada a rede de sensores elege um nó sensor chamado de sink (nó destino) que se encarrega de receber os dados/informações dos outros nós sensores e repassar ao MiLAN através deste nó sensor específico.

Para que uma rede de sensores possa funcionar na prática, os sensores têm que estabelecer uma comunicação sem fio entre si, serem identificados e fornecer informações do nível de bateria, funcionalidades, taxa de amostragem e que tipo de controle ele fornece. Neste caso, eles podem se auto anunciar para a rede estabelecendo a comunicação e trocando informações. Por outro lado, a aplicação tem que fornecer ao *middleware* suas necessidades de dados/informações e de algoritmos de fusão de dados. Como consequência, o *middleware* de posse dessas informações pode interligar sensores e transmitir os dados solicitados pela aplicação.

### 3.3.1 Inicialização de sensores ou auto anunciar

A seguir é apresentado como um sensor se auto anuncia para o *middleware* quando ele é acrescentado à rede de sensores:

- a) Sensor informa para o *MiLAN* as suas características físicas;
- b) *MiLAN* compara o sensor novo com outros para saber se é redundante ou não;
- c) Se for redundante, associa o símbolo da linguagem proposta e informa sua localização;
- d) Se não for redundante atribui novo símbolo da linguagem e classifica as suas funcionalidades e localização;
- e) *MiLAN* propaga a funcionalidade, acurácia, localização do novo sensor para a aplicação, seja ela distribuída ou centralizada.

### 3.3.2 Comunicação entre aplicação e MiLAN

De acordo com a Figura 3.4, a aplicação inicia um processo de comunicação com a RSSF e o *middleware*.

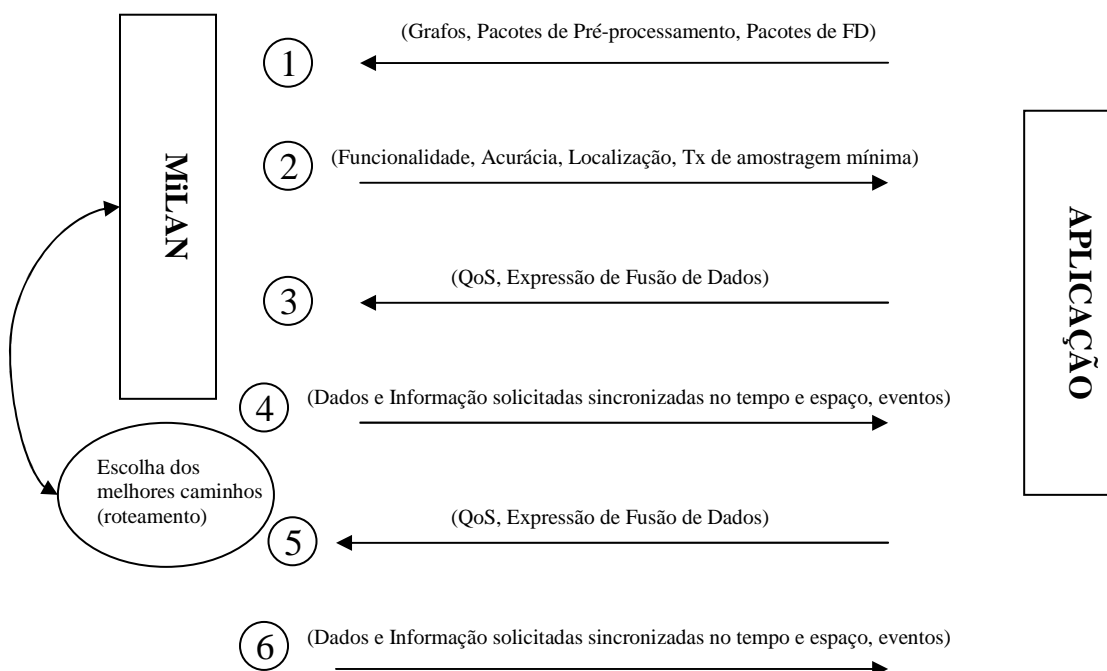


Figura 3.5 - Processo de comunicação entre a aplicação e o *Middleware* MiLAN.

A operação de comunicação entre a aplicação e o *middleware* é realizada para prover todos os passos necessários para que a aplicação possa monitorar o estado de saúde do indivíduo. Nesse momento, de acordo com a Figura 3.5, no item (1), a aplicação envia para a camada do *middleware*: grafos, pacotes de pré-processamento e pacotes de fusão. Sendo os grafos de estados de cada sinal previamente definidos por médias de amostragem da população. Os grafos são a solicitação de dados/informações e requisitos de um determinado sinal baseado em critérios definidos de qualidade (QoS); os pacotes de pré-processamento (por exemplo, sincronizar as amostra por mesmo intervalo de tempos) podem ser pré-definidos quando se conhece o sinal previamente.

Em seguida, a aplicação envia para o *middleware* os algoritmos que podem ser utilizados para que a mesma possa utilizar os dados e/ou informações de maneira adequada. Ao receber as solicitações da aplicação, o *middleware* verifica quais nós

sensores têm a possibilidade de satisfazer as necessidades pretendidas. Então, o *middleware* devolve para a aplicação item (2), a funcionalidade (sensor), com certa acurácia, qual a localização e finalmente a taxa de amostragem mínima.

A funcionalidade deverá obedecer à solicitação da aplicação, porém um ou mais nós sensores podem atender com a funcionalidade pretendida (redundância de sensor e de funcionalidades). A acurácia deverá atender de acordo com as premissas de QoS solicitadas pelos grafos repassados pela aplicação. A localização deve obedecer ao tipo do sensor ou funcionalidade ou a localidade de monitoramento (por exemplo, se a solicitação for à temperatura da perna esquerda, tem que necessariamente ser um sensor nesta posição). A taxa de amostragem mínima é necessária para o profissional de saúde conseguir interpretar os dados/informações recebidos.

Com essas informações recebidas do *middleware* item (3), a aplicação monta a expressão de fusão de dados (de acordo com os sensores) e nível de QoS que deseja receber. Finalmente no item (5), fechando o ciclo, o *middleware* envia para a aplicação, de acordo com a solicitação, os dados/informações sincronizados no tempo e no espaço e, eventualmente, envia eventos ao observador geral.

A partir do item (5) e (6), a aplicação envia novas solicitações de QoS e expressão de dados para o *middleware* e, em função da necessidade troca pacotes até que satisfaça e ou ocorra alguma parada do sistema.

Com a inserção de novos sensores à RSSF é necessário o processo de auto anunciar para informar ao MiLAN as suas características, funcionalidades e localização conforme descrito na seção 3.3.1.

Uma visão do processo de comunicação entre a aplicação e o MiLAN é apresentada na Figura 3.6. O processo inicia na aplicação, passa pelo módulo de QoS, que é específico para cada cenário da aplicação. Possíveis caminhos de roteamento (de acordo com a aplicação em alguns casos necessitará de todos os sensores ligados, o que vai contrário ao requisito de economia de energia, porém pode ser crucial para a vida de um indivíduo). Escolha do melhor caminho levando em consideração o tempo de vida da rede.



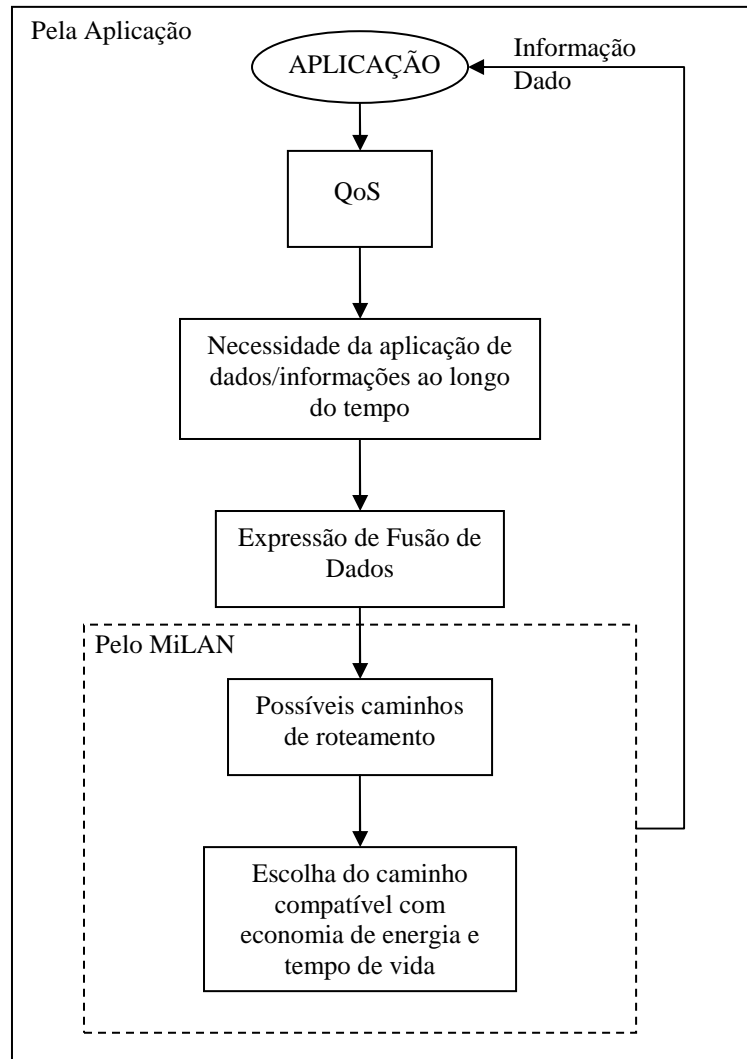


Figura 3.6 - Visão gráfica da comunicação entre aplicação e MiLAN

O processo de comunicação ocorre entre a aplicação e o *middleware* de forma remota. O monitoramento da saúde do indivíduo é solicitado ao MiLAN de acordo com as necessidades da aplicação e repassado a rede de sensores que o reajusta dinamicamente. O monitoramento da saúde do indivíduo pode realizar o processamento tanto centralizado quanto distribuído. Porém, a forma como é realizado o processo de comunicação depende desta informação (centralizado ou distribuído) para o MiLAN atuar e atender de forma eficiente.

### 3.3.3 Exemplo do MilAN Distribuído vs. Centralizado

O cenário de cada aplicação é específico em relação à função dos sensores, configuração e topologia da rede. Em algumas situações é necessário um sensor líder (centralizado) para receber os dados/informações. Em outro cenário, cada nó sensor pode processar os dados/informações em seu próprio nodo (distribuído) e, então, enviar para o módulo superior (decisão). Após o início de cada aplicação os sensores entram em processo de auto anunciar para o cenário da rede, conforme a Figura 3.7 (a).

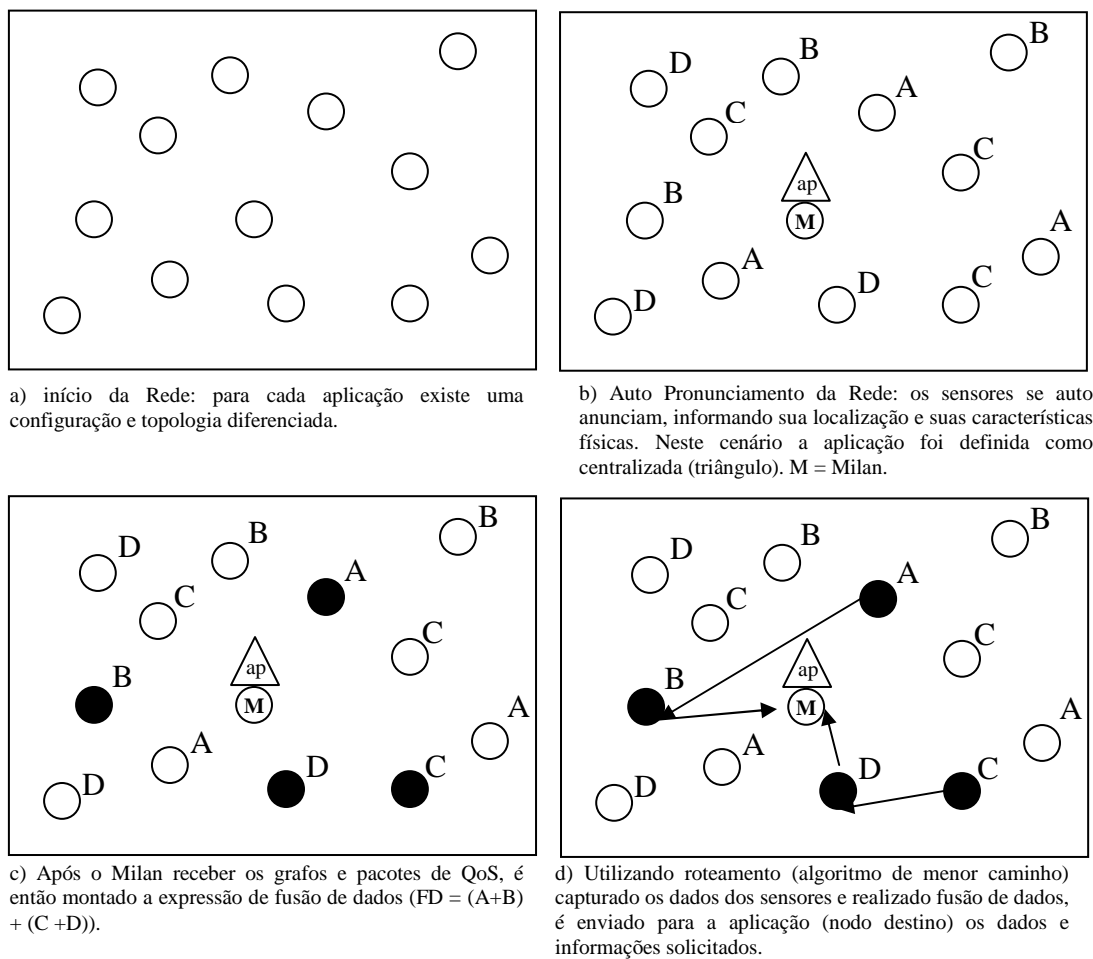


Figura 3.7 - Exemplo que mostra o processo de uma aplicação, desde a descoberta até a escolha dos caminhos ótimos em uma aplicação de rede de sensores centralizada.

De acordo com a Figura 3.7 são definidos diferentes sensores para realizar a fusão de dados (sensores iguais e com características diferentes) conforme são apresentados a seguir:

- 1) Cada nó sensor possui a mesma funcionalidade de sensoriamento e tem capacidade suficiente para processamento e armazenamento (todos podem realizar fusão de dados e processamento).
- 2) Cada nó sensor é multifuncional, isto é, tem capacidade de sensoriamento de diversas variáveis e tem capacidade suficiente para processamento e armazenamento (todos podem realizar fusão de dados e processamento).
- 3) Os nós sensores possuem a mesma funcionalidade, porém apenas alguns sensores são configurados com capacidade extra para prover o processamento e armazenamento (característica exclusiva do centralizado).
- 4) É permitida a migração de código ou reconfiguração dos nodos. Os nós sensores, nesse cenário possuem código extra para tratar situações de reconfiguração podendo alterar a capacidade de memória ou processamento e até a troca da funcionalidade do sensor para determinadas situações.
- 5) Existe uma maior diversidade de sensores com funcionalidades diferentes. Podem co-existir sensores redundantes (com a mesma funcionalidade) ou não.

Com relação à Figura 3.7, o cenário apresentado é um sistema centralizado sendo que os nós sensores repassam dados/informações para um nó central. Em outro cenário cada nó sensor processa os dados/informações e então envia o resultado para o modulo superior.

Essa aplicação define os requisitos dos grafos solicitados ao *middleware*, para então realizar a tomada de decisão. Como exemplo, um resultado da média de temperatura fora dos valores normais obriga o nó sensor a tomar uma decisão e, ao mesmo tempo, ele deve propagar esta informação para o nível superior, que será tratado pelo módulo de tratamento de eventos. Esse módulo de tratamento de eventos é implementado pelo sistema para tratar toda a ocorrência fora do padrão.

### 3.3.4 Mecanismo de funcionamento de uma aplicação no Milan

Uma das propostas deste trabalho está na implementação de algumas funcionalidades do MiLAN que até então um modelo conceitual. Fazendo uma analogia ao que foi proposto

por HEINZELMAN (HEINZELMAN, 2004) é apresentado o processo de comunicação entre a aplicação e o *middleware* na Figura 3.7.

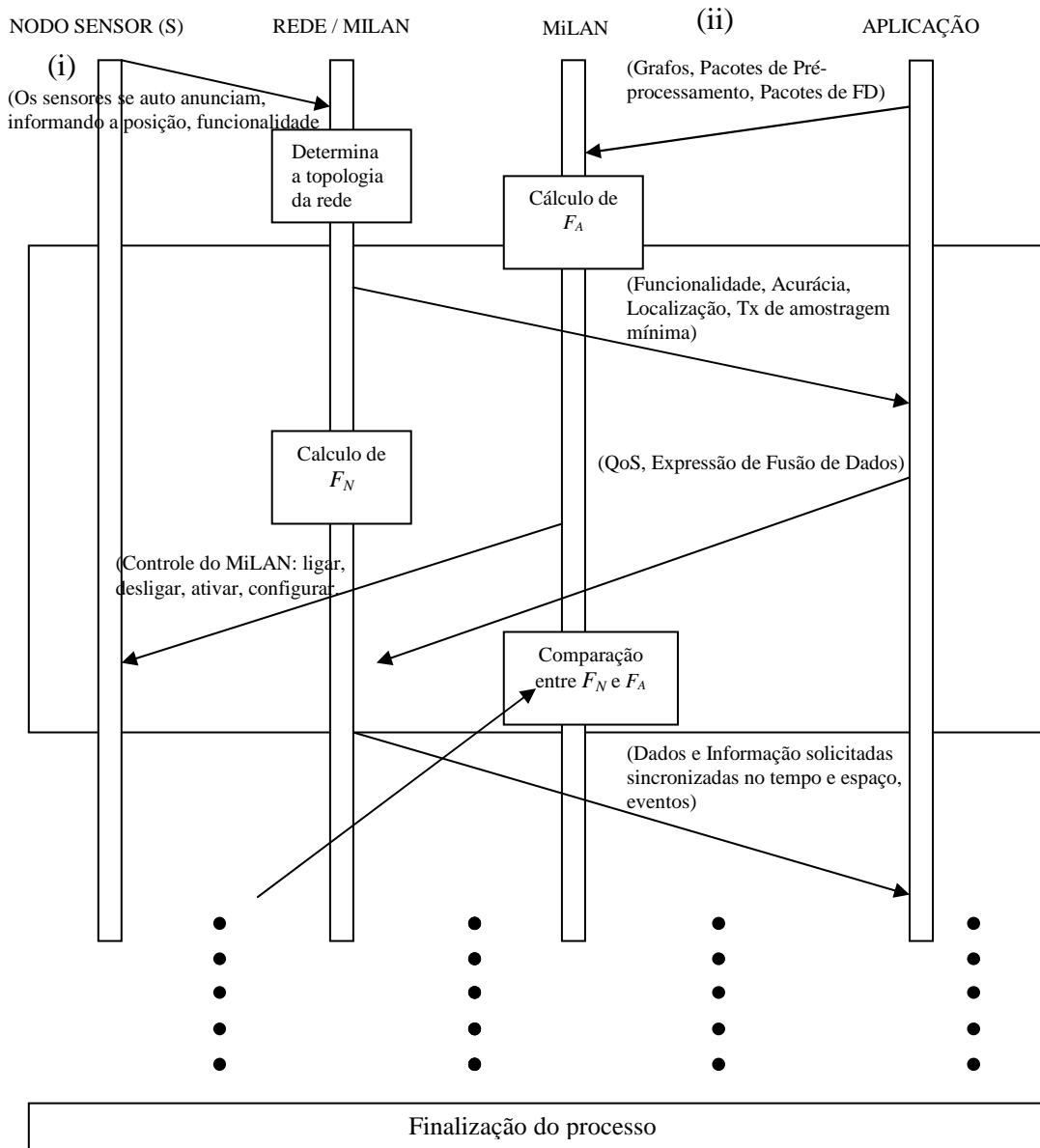


Figura 3.8 - Uma visão de alto nível da operação do MiLAN associado à Arquitetura de Fusão de Dados.

Definida a aplicação, o objetivo do MiLAN é determinar quais os conjuntos de sensores satisfazem os requisitos de QoS para cada variável. Para representar esse processo, utiliza-se a notação de conjuntos.

Os conjuntos possíveis de sensores para uma dada aplicação definem  $F_A$  (*application feasible sets*), onde cada elemento é um conjunto de sensores responsável por prover um determinado serviço com qualidade maior ou igual ao mínimo aceitável para cada variável definida pela aplicação.

O subconjunto de nós sensores que podem ser suportados pela rede é  $F_N$ . (*network feasible set*). Como apenas os conjuntos  $F_A$  podem prover o serviço requerido pela aplicação, podem-se combinar essas restrições para se obter o conjunto de todos os conjuntos factíveis ( $F$ ) por meio da expressão representada pela Equação 3.1.

$$F = F_A \cap F_N \quad (3.1)$$

O MiLAN deve escolher o conjunto de sensores de um ou mais conjuntos de  $F$  baseado nos ajustes que determinam o comportamento da rede a cada momento. Se  $F$  for um conjunto vazio, o MiLAN deverá enviar uma exceção para a aplicação. Por outro lado, a decisão de quais elementos devem ser seleccionados representa a melhor relação custo benefício (desempenho) a cada instante de tempo e é dependente dos requisitos de cada aplicação.

A Figura 3.8 apresenta diversas fases de comunicação entre a aplicação, o MiLAN, a rede e os próprios sensores. Inicialmente duas fases acontecem: (i) os sensores fazem a sua descoberta e informam a rede/MiLAN as suas características, localização, acurácia, (ii) a outra é quando a aplicação envia para o MiLAN os grafos, os pacotes de pré-processamento e pacotes de fusão de dados. Após estas fases, a rede/MiLAN determina a topologia da rede e, em seguida, realiza o cálculo de  $F_A$  que são os conjuntos possíveis de sensores para a aplicação. Em seguida, o MiLAN envia para a aplicação com base em  $F_A$  a funcionalidade, acurácia, a localização e a taxa de amostragem mínima. Com posse destas informações o MiLAN calcula  $F_N$ , que são (i) os subconjuntos de nós-sensores que podem ser suportados pela rede e (ii) a aplicação informa os pacotes de QoS e a expressão de fusão de dados. O MiLAN realiza uma comparação entre  $F_A$  e  $F_N$  e envia para aplicação dados/informação solicitadas que estão sincronizadas no tempo e no espaço. O ciclo se repete com a comparação de  $F_A$  com  $F_N$  e o processo de comunicação entre a aplicação e o MiLAN até que sejam atendidas as solicitações.

Para que o fluxo de informações ocorra de maneira adequada e automatizada foi proposta uma linguagem de comunicação entre a aplicação e o Milan que foi utilizada pela aplicação de redes de sensores para monitoramento da saúde humana. Essa linguagem atua em conjunto com a aplicação para definir a expressão de fusão de dados.

### **3.4 Linguagem de Fusão de Dados**

#### 3.4.1 Introdução

A linguagem de fusão de dados é utilizada para realizar operações envolvendo dados e informações provenientes de sensores de uma rede de sensores do corpo humano (RSCH). Essa linguagem tem como propósito facilitar e automatizar as operações com sensores na aplicação de monitoramento da saúde humana.

A linguagem é utilizada para representar a necessidade da aplicação de fusão de dados, que consiste em combinar dados oriundos de diferentes nós sensores para ampliar o entendimento do ambiente monitorado e, ao mesmo tempo, eliminar as transmissões redundantes.

Esta linguagem tem como propósito facilitar e automatizar as operações com sensores, para monitoramento da saúde humana em conjunto com o processamento distribuído contribuindo para o aumento do tempo de vida da RSCH.

A linguagem utiliza uma visão de alto nível em relação aos passos e procedimentos que são utilizados no processo de fusão de dados e na definição dos termos da linguagem.

A linguagem de fusão de dados/informações tem como propósito utilizar fusão de dados em diferentes níveis conforme é proposto em Carvalho (CARVALHO, 2003), proporcionando o uso das aplicações para monitorar a saúde humana a qualquer hora do dia e em qualquer situação, contribuindo e aumentando o número de informações para o profissional de saúde na tomada de decisão. A proposta de utilizar uma linguagem nova

é que as encontradas atualmente são de propósitos gerais e nenhuma é específica para o monitoramento da saúde humana.

De acordo com a arquitetura de fusão de dados citada, a Figura 3.9 apresenta a ordem em que os módulos são utilizados pela linguagem para construir as expressões de fusão de dados de acordo com a necessidade de cada aplicação.

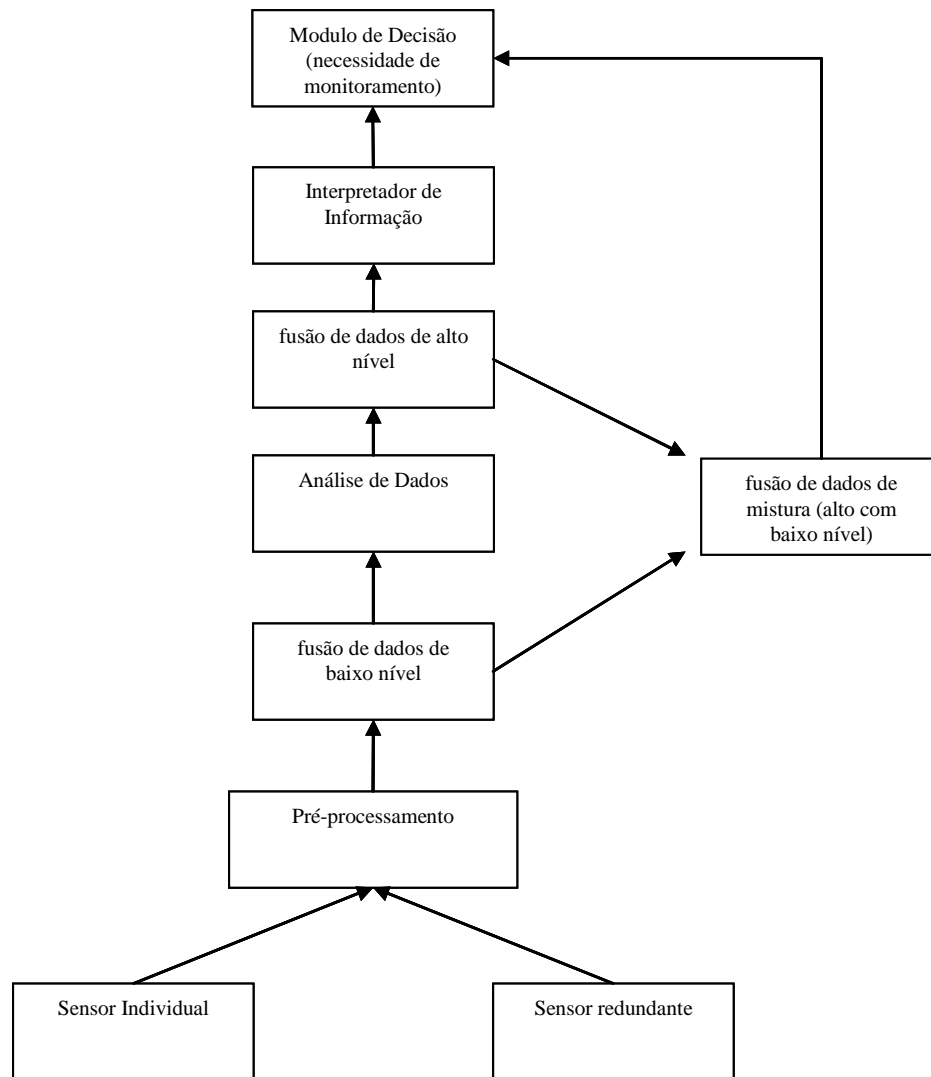


Figura 3.9 - Arquitetura de fusão de dados

Para escrever uma linguagem é preciso definir uma sintaxe e uma semântica de forma a permitir uma única interpretação das instruções geradas. Para isto, a sua apresentação deve ser de forma clara e que não deixe margem a ambigüidades (Especificação Formal da Linguagem).

A sintaxe de uma linguagem é o conjunto de regras que definem quais as relações válidas entre os componentes da linguagem, tais como as palavras e frases. Na linguagem natural a sintaxe é conhecida como a gramática. Enquanto que a semântica de uma linguagem define qual o significado de cada frase da linguagem.

A seguir, são apresentados os componentes, regras e funcionamento da linguagem para construir a expressão de Fusão de Dados. A linguagem representa a expressão de fusão de dados que é gerada pela necessidade da aplicação, com o propósito de descrever os diversos níveis em que ocorre a fusão de dados.

#### 3.4.2 Descrição da Linguagem Fusão de Dados

A linguagem criada é definida com letras e símbolos, sendo as letras identificadoras dos nós sensores e os símbolos representam cada operação de fusão de dados. A expressão de fusão de dados é uma seqüência de letras e símbolos separados ou não por parênteses (determina a prioridade da operação dentro dele).

A Figura 3.10 apresenta a especificação da linguagem utilizando o exemplo da temperatura corporal, para este exemplo foi utilizado o software IHMC CmapTools version 4.11(IHMC CmapTools 4.1, 2007) .



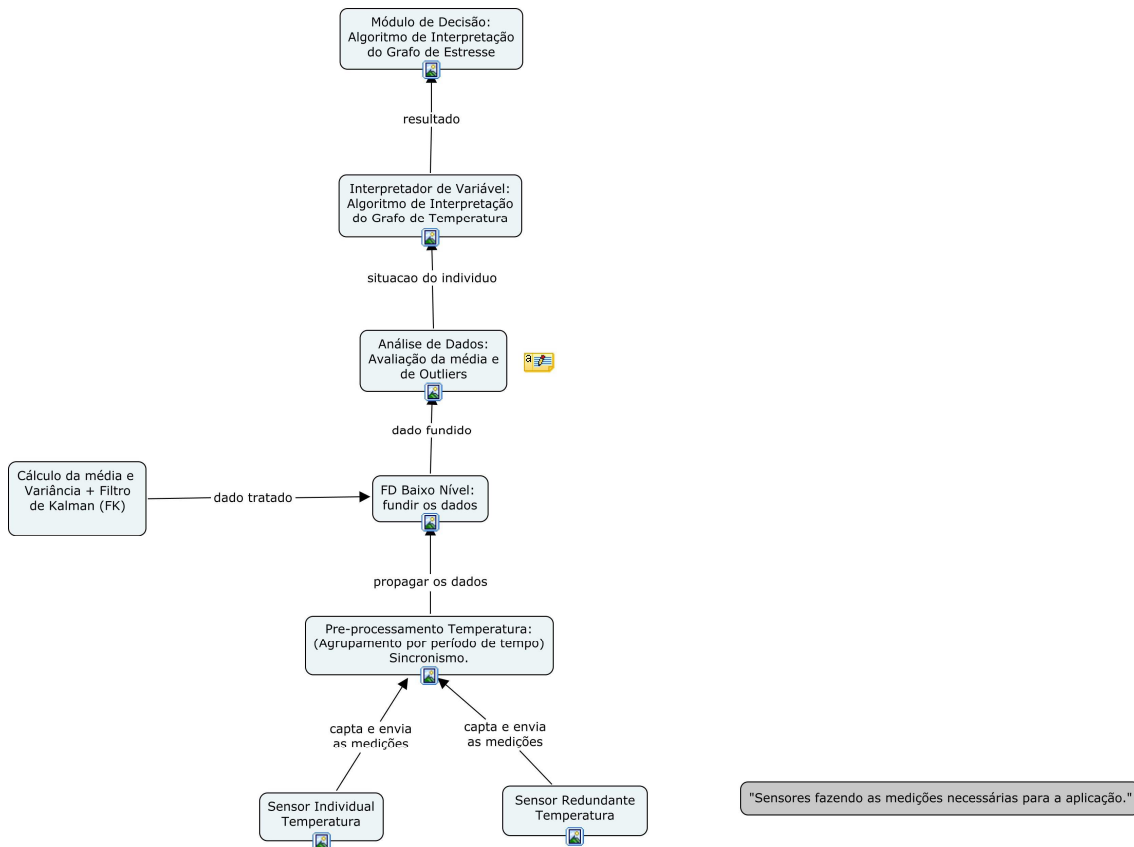


Figura 3.10 - Visão conceitual da linguagem de fusão de dados no software CmapTools.

### 3.4.2.1 Identificadores

A expressão é montada com as iniciais de Fusão de Dados (FD) seguidos de um símbolo de atribuição e em seguida o conjunto das letras e símbolos. Cada componente da linguagem que aparecer entre os símbolos “<< >>” é considerado opcional. Quando se deseja separar operações dentro de uma mesma expressão utiliza-se “;”, enquanto o uso da “,” apenas separa argumentos dentro de uma mesma operação da expressão. Os demais símbolos se fazem necessário para uso correto da linguagem.

#### a) Letras

As letras representam os sensores que na linguagem correspondem uma letra maiúscula do alfabeto variando de (A...Z, A1....Z1 e An....Zn). Para cada aplicação inicialmente é definida a letra e a sua correspondente representação do tipo do sinal monitorado.

Sintaxe: FD = <LETRA>

Por exemplo:

FD = T - sensor de temperatura.

FD = V - sensor de vibração.

FD = E - sensor de ECG.

Os sensores (T, V, E) se diferenciam em relação à funcionalidade e tipo. A funcionalidade está relacionada à função que o sensor representa ou as funcionalidades, podendo ser de uma função (sensor de uma função) ou de duas ou mais funções, (sensor multifuncional). O sensor também pode ser definido em função do tipo que, nesse caso, está relacionado ao hardware apresentado podendo ser homogêneo (mesmo hardware) ou heterogêneo (diferente hardware), que será caracterizado pela letra do sensor e um número no canto inferior direito da letra, dependendo do número para cada tipo, que os diferenciam um dos outros. A seguir são apresentados exemplos de tipos de sensores e funcionalidades:

1. Sensor de um tipo e uma funcionalidade:

A – sensor de pressão arterial.

T – sensor de temperatura.

2. Sensor de um tipo e duas funcionalidades

AB – sensor de pressão arterial e fluxo sanguíneo.

TV – sensor de temperatura e vibração.

3. Sensor de um tipo e três funcionalidades

ABC – sensor de pressão arterial, fluxo sanguíneo e oxímetro de pulso.

4. Sensor de uma funcionalidade e tipos diferentes

A<sub>1</sub> – sensor de pressão arterial para obter a frequência cardíaca;

A<sub>2</sub> – sensor de fluxo sanguíneo para obter a frequência cardíaca;

A<sub>3</sub> – sensor de ECG para obter a frequência cardíaca.

Para representar todos os sensores da rede, utiliza-se o símbolo “\*” associado ao lado superior direito da letra do sensor que se deseja utilizar na expressão. O sensor com esse símbolo representa todos os sensores que estiverem ligados faz parte da expressão.

Sintaxe: FD = <LETRA>\*

Por exemplo:

Sensor A de Pressão arterial, quando aplica “A\*” significa todos os sensores “A” que estejam ligados.

FD = A\*

A expressão de fusão de dados pode ser montada de acordo com o interesse da aplicação. Os sensores podem ser representados individualmente para cada aplicação com uma única função ou através de vários sensores idênticos (sensores redundantes) podendo solucionar problemas de localização, falhas de sensores e de sincronização.

## b) Símbolos

Os símbolos representam as operações realizadas na fusão de dados.

### a) Pré-Processamento

O processo de pré-processamento é realizado para melhorar a qualidade do sinal ou simplesmente entender o sinal que está sendo monitorado. O sinal capturado pelo nó sensor, na maioria das vezes, deve ser tratado para se extrair um sinal de qualidade e limpo de ruídos. Podendo ser amplificado para aumentar o sinal ou alguma ferramenta para melhorar a distorção que venha prejudicá-lo.

Para cada sinal é possível conhecer com antecedência qual ou quais as operações são necessárias para extração de *outlier*, de ruídos, distorções, e também para prover a amplificação do sinal, etc.

O desenvolvimento desse procedimento será em conjunto com as instâncias dos algoritmos e repassado para o *middleware* MiLAN de cada sinal, que será montada a seqüência de operações pertinentes para tratamento do sinal.

Para representar o pré-processamento na linguagem utiliza-se o símbolo “%” e também é possível aplicar novos pacotes (pacotes extra) com o símbolo <<(pct extra1)>> , e diferenciando sequencialmente com a numeração em relação a extra1, extra2. Esses pacotes extras são ações ou algoritmos novos além dos tradicionais já aplicados para cada sinal. Ou seja cada sinal já se conhece as ações que necessitam serem feitas para melhorar o sinal amostrado.

Sintaxe: FD = %<LETRA><<(pct extra1, ->pct extra2)>> ; <LETRA><<(pct extra1, ->pct extra2)>>

Para cada sinal em relação ao pacote de pré-processamento da linguagem são conhecidos os conjuntos de métodos que serão aplicados a estes pacotes. Estes pacotes de pré-processamento já se encontram instanciados no MiLAN (esses pacotes são repassados na fase inicial de configuração). Porém, foi previsto aplicar novos procedimentos conhecidos como pacotes extras, sendo que o resultado de um é a entrada do outro, concatenando algoritmos. Aqui, na linguagem o sinal “ -> ” representa o operador de concatenar.

Opcionalmente, pode-se ainda aplicar diferentes pacotes (pacotes extras) de pré-processamento seqüenciais numerados de 1 até n. Sendo que o resultado do pacote extra1 é entrada do pacote extra2. Os pacotes extras são definidos na linguagem como “<<(pct extra1, ->pct extra2)>>” que são inseridos logo após a letra que indica qual o sensor que será aplicados a esses pacotes extras.

Esses pacotes extras de pré-processamento podem ser adicionados ao lado da letra do sensor na parte inferior direita podendo ser pacote ou pacotes extras.

Por Exemplo:

FD = %A -> Nesse exemplo, o símbolo % ao lado do sensor A, que é um sensor de pressão arterial, significa que está sendo aplicado um conjunto de pacotes para realizar o pré-processamento associado ao tipo do sinal que, nesse caso, é de pressão arterial.

#### b) Fusão de Dados de Baixo Nível

A fusão de dados de baixo nível pode ocorrer internamente dentro de cada sensor a fim de reduzir o número de dados a ser transmitido ou entre sensores para extrair um novo dado. Segundo Carvalho (CARVALHO, 2003) a fusão de baixo nível é realizada entre dados para extrair e minimizar dados.

Para representar a fusão de dados de baixo nível na linguagem utiliza-se o símbolo “<”.

Sintaxe: FD = < <sensor1>(alg1,->alg2,...,->algN) <<sensor2>>(alg1,->alg2,...,->algN) ; <<sensor3>>(alg1,alg2,...,->algN),

Como exemplos da fusão de dados de baixo nível são apresentados os seguintes casos:

- i. Um sensor de temperatura (T) no corpo do indivíduo, sendo monitorado de acordo com a taxa de amostragem que é definida a priori pela aplicação e enviado a média (fusão de dados de baixo nível).

$$FD = < T_{(média)}$$

- ii. Vários sensores de temperatura (T) no corpo do indivíduo, sendo monitorado com a taxa de amostragem que é definida a priori pela aplicação e enviado a média (fusão de dados de baixo nível).

$$FD = \langle T^*_{(m\u00e9dia)} \rangle$$

c) An\u00e1lise de dados

O processo de an\u00e1lise dos dados \u00e9 realizado para analisar os dados recebidos dos sensores atrav\u00e9s da fus\u00e3o de dados de baixo n\u00edvel. O produto da an\u00e1lise, geralmente, \u00e9 uma ou mais informa\u00e7\u00f5es que prov\u00ea informa\u00e7\u00f5es para a fus\u00e3o de dados de alto n\u00edvel que \u00e9 o pr\u00f3ximo m\u00f3dulo.

Na linguagem para representar a an\u00e1lise utiliza-se o s\u00edmbolo “&”. No canto direito inferior ao lado do s\u00edmbolo est\u00e1 o algoritmo utilizado para realizar esta opera\u00e7\u00e3o, em seguida o sensor que cont\u00e9m os resultados dos dados que s\u00e3o utilizados.

Sintaxe:  $FD = \&_{(alg)} \langle \text{sensor} \rangle$

No campo sensor da express\u00e3o est\u00e1 contido justamente o resultado da fus\u00e3o de dados de baixo n\u00edvel e, ent\u00e3o, o m\u00f3dulo de an\u00e1lise ser\u00e1 aplicado nesse resultado.

O resultado do processo de an\u00e1lise pode extrair um ou v\u00e1rios resultados. Esses resultados nesse momento s\u00e3o conhecidos como informa\u00e7\u00e3o e s\u00e3o numerados seq\u00fcencialmente.

Por exemplo, um indiv\u00edduo recebe um sensor de temperatura para ser monitorado sobre seu estado de sa\u00fade em rela\u00e7\u00e3o \u00e0 hipertermia e ou hipotermia. A cada hora de monitoramento, a fus\u00e3o de dados de baixo n\u00edvel trata todos os resultados recebidos e armazenados no sensor aplicando um algoritmo de c\u00e1lculo da m\u00e9dia. Os dados recebidos pelo sistema nesse momento desconhecem qual \u00e9 o valor da m\u00e9dia e muito menos se existe algum problema com esse indiv\u00edduo ou n\u00e3o. Entretanto, no m\u00f3dulo de an\u00e1lise \u00e9 que ser\u00e1 identificado o valor da m\u00e9dia e, ent\u00e3o, propagado para o pr\u00f3ximo m\u00f3dulo de fus\u00e3o de dados de alto n\u00edvel que aplicar\u00e1 um algoritmo

dizendo se o resultado da média recebida está fora do intervalo de  $36 < T < 37$  para detectar se existem casos de hipertermia<sup>5</sup>/hipotermia<sup>6</sup> no indivíduo.

#### d) Fusão de Dados de Alto Nível

A fusão de dados de alto nível pode ocorrer internamente dentro de cada sensor ou em algum ponto da rede de sensores com o objetivo de associar, juntar, propagar, extrair ou até mesmo fundir informações, analogamente no caso da fusão de baixo nível que funde dados. A informação é extraída do módulo de análise pode passar diretamente para o módulo de decisão ou, simplesmente, ser utilizada para fundir com outro tipo de informação no módulo seguinte, que é fusão de dados de alto nível.

Para representar a fusão de dados de alto nível, na linguagem utiliza-se o símbolo “>”.

Sintaxe:  $FD = > \langle \text{sensor} \rangle_{(inf1)} (\text{alg}) , \langle \langle \text{sensor} \rangle \rangle_{(inf2)} \langle \langle (\text{alg}) \rangle \rangle , \langle \langle \text{sensor} \rangle \rangle_{(infN)} \langle \langle (\text{alg}) \rangle \rangle ; \langle \langle (\text{alg}) \rangle \rangle \langle \langle \text{sensor } 1 \rangle \rangle_{(inf)}$

De acordo com a linguagem, quando se aplica fusão de dados de alto nível é representado pelo símbolo “>”. Após o símbolo, deve-se indicar o sensor em que está sendo aplicada a fusão de dados. Com relação ao sensor, ele já passou pelos módulos anteriores e foram extraídas as variáveis que estão sendo fundidos em alto nível, que nesse ponto são identificadas como “inf” de informação (o mesmo que variável). Estas variáveis são apresentadas como “inf” e logo após deve conter o algoritmo que será aplicado nesta fusão. Também existe a possibilidade da fusão ocorrer entre o sensor com a informação 1 (inf1) com o sensor 1 e a informação (inf), esta fusão tem como saída uma terceira variável.

Como exemplos da fusão de dados de alto nível são apresentados os dois casos seguintes:

---

<sup>5</sup> Termo Hipertermia significa o aumento de temperatura do corpo.

<sup>6</sup> A Hipotermia é uma condição médica na qual a temperatura corporal da vítima está em valor significativamente abaixo do normal e seu metabolismo começou a ser prejudicado. Isso ocorre quando a temperatura corporal fica abaixo de 35 graus Celsius.

- i. Um sensor de ECG (E) no corpo do indivíduo, sendo monitorado a cada hora. O profissional de saúde solicita as informações coletadas pelo sensor que nesse momento já passou pelos módulos de pré-processamento, fusão de dados de baixo nível e análise. Nesse ponto é como se o sensor já possuísse o eletrocardiograma plotado e já fossem retiradas as informações pertinentes, como se existisse arritmia ou não, frequência cardíaca alta, normal ou baixa, se existisse isquemia ou não. Portanto, a fusão de dados de alto nível vai fundir as informações extraídas do módulo anterior de análise de dados.

$$FD = > E^*_{(FC)} (ALG) \text{ ou } FD = > E^*_{(Arritmia)} (ALG) \text{ ou } FD = > E^*_{(Isqmia)} (ALG)$$

- ii. Um sensor de temperatura (T), monitorando um ambiente qualquer e um sensor de vibração (V) para detectar a presença de pessoas nesse mesmo ambiente. A fusão de dados de alto nível obtém dados dos sensores de temperatura e vibração criando um sensor virtual (variável chamado movimento). As interpretações integradas das variações de temperatura e vibração devem indicar as variações da variável movimento nesse ambiente. Como no exemplo anterior, os dados devem ser propagados pelos módulos anteriores e então as informações necessárias para realizar a fusão de dados de alto nível devem ser extraídas.

$$FD = > T^*_{(inf)} (alg) V^*_{(inf)}$$

#### e) Interpretador de Informações

O processo de interpretador de informações é realizado para tratar as informações recebidas dos sensores através da fusão de dados de alto nível e repassá-las para o módulo de tomada de decisão.

Para representar o interpretador na linguagem utiliza-se o símbolo “#”. Ao lado do símbolo no canto direito inferior está o algoritmo utilizado para realizar esta operação e, em seguida, o sensor que contém os resultados das informações que serão utilizados repetindo para cada informação.



Sintaxe:  $FD = \#_{(alg)} \langle sensor \rangle_{(inf)}$

Por exemplo, a frequência cardíaca pode ser obtida simultaneamente por diversos tipos de sensores, se tornando uma informação redundante, ou seja, pode ser obtida de um sensor de ECG, de um sensor de pressão arterial ou até mesmo de um sensor de oxímetro de pulso. Assim, pode-se aplicar um algoritmo para fundir as frequências cardíacas redundantes (fusão de dados de alto nível), ser interpretada e repassar para o módulo de tomada de decisão.

#### f) Fusão de Dados de Mistura

A fusão de dados de mistura ocorre em situações em que a aplicação necessita fundir dados com informações ou ao contrário de informações com dados podendo se necessitar realizar essa operação.

Para representar a fusão de mistura, utilizam-se os símbolos “< >”. Ao lado do símbolo, no canto direito, inferior está o algoritmo utilizado para realizar esta operação e, em seguida, o sensor que contém os resultados das informações que serão utilizados repetindo para cada informação.

#### 3.4.2.2 Exemplo completo da Linguagem de Fusão de Dados.

A Figura 3.11 apresenta um exemplo completo da utilização da linguagem para a aplicação de detecção de movimento em um ambiente através da fusão dos sensores de temperatura e vibração.

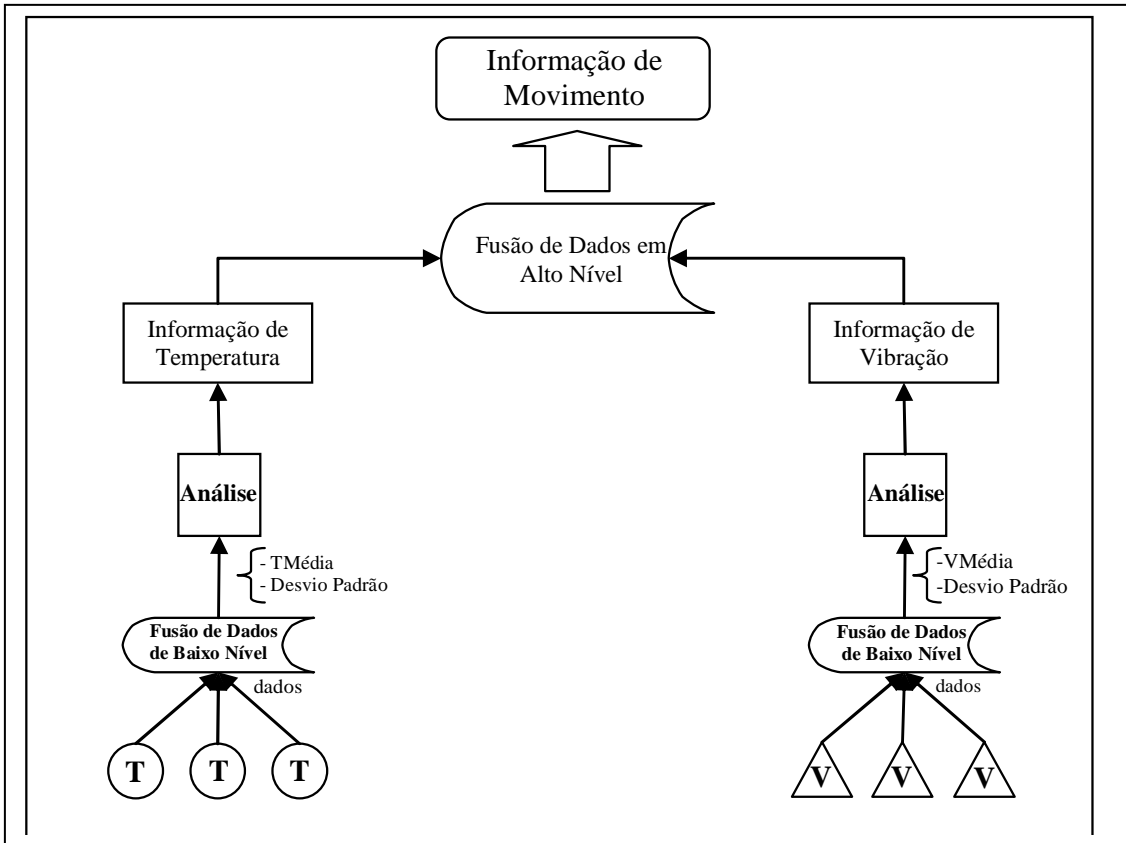


Figura 3.11 - Exemplo da Arquitetura de Fusão de Dados aplicado na variável movimento.

O resultado da expressão para este exemplo é o seguinte:

$$FD = \#(\text{detectar pessoas no ambiente}) M^*_{(\text{tem\_alta e vibra\_alta})} (> T^*_{(\text{temp alta})} (\text{Alg. Junção de variáveis}) > V^*_{(\text{vibra. alta})} (\&_{(\text{alteração})} T^*, \&_{(\text{alteração})} V^* (< T^*_{(T\text{média})}, < V^*_{(V\text{média})} (\% T^*, \% V^*))))$$

Para este exemplo é importante observar que todos os módulos são utilizados. Inicialmente, no último parêntese (% T\*, % V\*) são aplicados os pacotes de pré-processamento nos sensores “T” temperatura e “V” vibração. Em seguida, os sensores de temperatura e vibração realizam fusão de dados de baixo nível utilizando o algoritmo de média encontrado os seus valores médios. O módulo de análise recebe os valores médios de temperatura e vibração e são aplicados os algoritmos de análise. O resultado destes algoritmos é justamente se existe ou não a informação de alta temperatura e alta vibração, conforme apresentado na Figura 3.12.

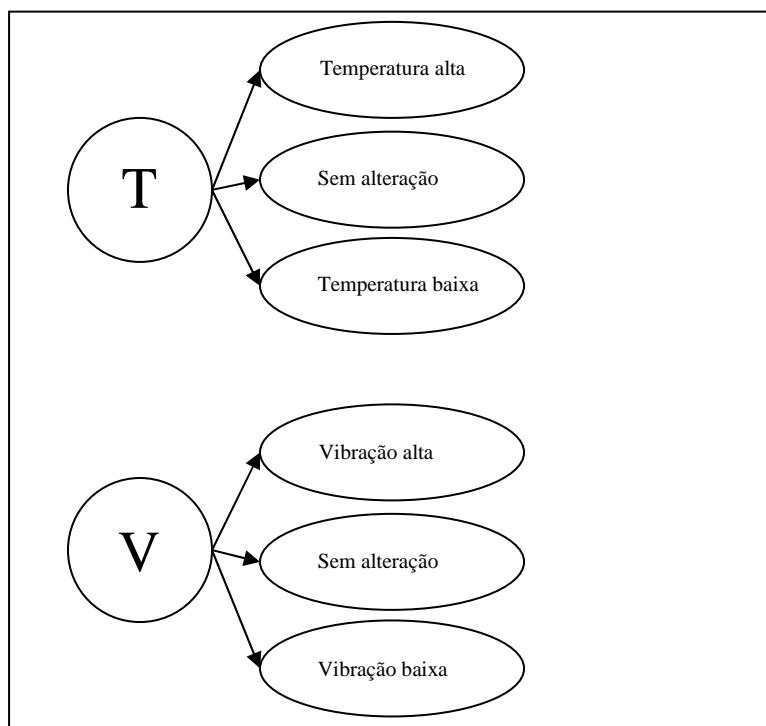


Figura 3.12 - Grafos de estados do algoritmo de análise dos sensores de temperatura e vibração.

Com o resultado da análise, as informações de temperatura e vibração, o módulo de fusão de dados de alto nível utiliza um algoritmo de junção de variáveis (temperatura (alta) e Vibração (alta)), onde será detectada a presença de movimento ou não no ambiente monitorado.

#### 3.4.2.3 Flexibilidade da Linguagem de Fusão de Dados

A linguagem será utilizada pela aplicação para montar a expressão de fusão de dados que melhor se aplica em cada caso, pois a mesma possui características para representar os sensores e suas operações.

Como foi apresentada a linguagem e seus módulos separadamente, para cada aplicação tem-se uma expressão diferenciada de acordo com a necessidade, podendo essa expressão ser composta com todos ou parte dos módulos. Apesar dos exemplos apresentarem aplicações na área de saúde, essa linguagem pode ser aplicada para qualquer tipo de aplicação de RSSF.

Os módulos da arquitetura podem ser utilizados pela linguagem de fusão de dados tanto completos ou por partes de acordo com a necessidade da aplicação (diversas configurações são possíveis conforme apresentado na Figura 3.13). Esta linguagem permite a comunicação entre a aplicação e o Milan.

A gramática também é capaz de representar completamente o *framework* de fusão de dados, com a possibilidade de mapear vários tipos diferentes de aplicações em diversas situações. Sendo possível montar uma expressão completa Figura 3.13(a) com todos os módulos, ou simplesmente com alguns, como é o caso das Figuras 3.13(b), 3.13(c) e 3.13(d). Esta última apresenta apenas os módulos de pré-processamento e de decisão.

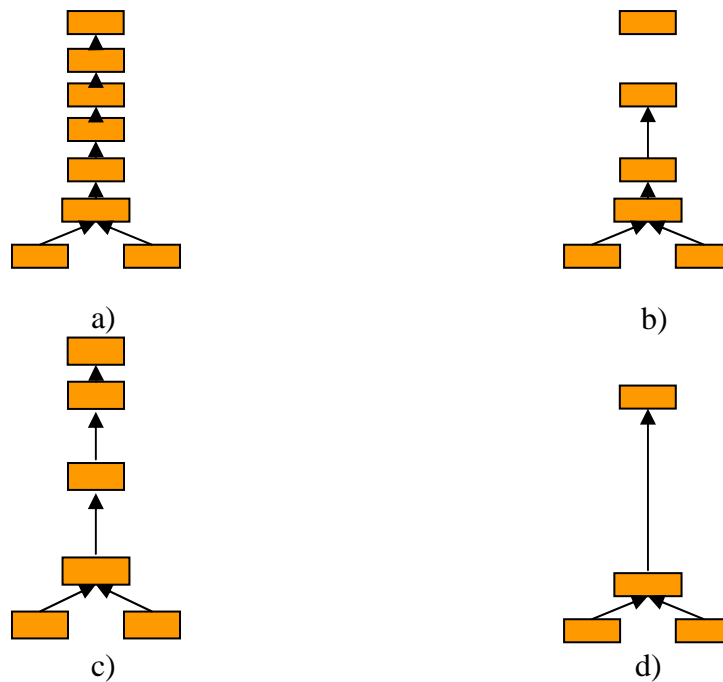


Figura 3.13 - Configurações possíveis do *framework* de fusão de dados

O protótipo desenvolvido nesta tese contemplou a configuração da Figura 3.13 (b) para o monitoramento da temperatura corporal, que possui os seguintes módulos: sensor, pré-processamento, fusão de dados de baixo nível, análise de dados e decisão.

A seguir, é apresentado um exemplo completo da utilização da linguagem com todos os módulos: Em algumas situações, de acordo com a necessidade da aplicação, a utilização da arquitetura completa da expressão de fusão de dados pode ser necessária ou não.

Podendo simplesmente ser a construção parcial. Um exemplo da expressão completa de sensores do tipo A é apresentado a seguir.

$$FD = \#_{(alg)} A^*_{(inf)} (> A^*_{(inf1)} (alg) (&_{(alg)} A^* (< A^*_{(alg1)} (% A^*)))$$

A interpretação da expressão apresentada é da seguinte forma: inicialmente deve-se considerar a operação (% A\*). Em todos os módulos a letra do sensor está acompanhada do símbolo “\*”, que representa todas as operações realizadas com todos os sensores do tipo “A”. A priori o *middleware* MiLAN conhece os pacotes de pré-processamento que devem ser aplicados para cada tipo de sensor e, nesse caso, não foi solicitado nenhum pacote extra. Na próxima etapa, tem-se o símbolo “<” ao lado do sensor A\*, que representa fusão de dados de baixo nível em relação ao sensor, e essa fusão está sendo aplicado o alg1, que é um algoritmo para tratar o sensor A.

Assim no próximo passo é realizada a operação de análise com o símbolo &\_{(alg)} em relação ao resultado da fusão de dados de baixo nível do sensor do tipo A e aplicado o algoritmo para analisar os dados. Com o resultado da análise são obtidos valores que nesse momento são conhecidos de informação e propagados para o próximo módulo de fusão de dados de alto nível que é utilizado o símbolo “> A\*\_{(inf1)} (alg)”. O símbolo “>” representa a fusão de dados de alto nível no sensor “A\*”, que está fundindo a informação através do algoritmo. Por fim, na expressão é aplicado o módulo de interpretação com o símbolo “#\_{(alg)}” em relação ao sensor. E então enviado ao módulo de tomada de decisão.

Exemplo da utilização da linguagem simplificada apenas com os módulos de pré-processamento e de decisão figura 3.13(d):

$$FD = (% A^*)$$

Para este exemplo, que apresenta o símbolo “%” em função da letra “A”, que significa uma operação de pré-processamento em relação ao sensor. A letra do sensor está acompanhada do símbolo “\*”, que representa a operação é aplicada a todos os sensores do tipo “A”.

### 3.5 Exemplo da Expressão de Fusão de Dados para o ECG

O Eletrocardiograma (ECG) é um dos exames mais comuns da prática cardiológica. Este exame surgiu na mesma época em que se descobriu que existe nas células do corpo humano um fluxo constante de moléculas de sódio, cloro, cálcio, potássio. Estas moléculas têm uma carga elétrica e seu fluxo é capaz de produzir uma corrente de energia que por sua vez pode ser medida.

O ECG é um exame que se propõe a medir o fluxo desta corrente elétrica, referente às células do coração, assim podemos ter noção da atividade das células cardíacas. Por exemplo, um coração acometido por infarto tem em si uma região onde as células musculares encontram-se inativas, logo nesta região não haverá fluxo elétrico, o que pode ser detectado ao ECG.

O ECG é um registro gráfico da atividade elétrica. Se um paciente queixa-se de que seu coração está descompassado, podemos submetê-lo ao ECG que em tempo real irá mostrar graficamente este descompasso, sua natureza e frequência, pois o mesmo será desenhado em um papel especialmente preparado para ser estudado.

A princípio, parece muito simples, mas com o aperfeiçoamento dos aparelhos e com todo o conhecimento adquirido desde sua invenção tornou-se um exame capaz de revelar importantes informações, a ponto de tornar-se indispensável nos exames periódicos de avaliação clínica. Basicamente obtemos informações sobre:

- frequência cardíaca;
- ritmo cardíaco;
- aumentos nas câmaras cardíacas;
- anormalidades na posição anatômica do coração;
- intoxicações;
- processos obstrutivos nas artérias coronárias;
- atividade da musculatura cardíaca.

A Figura 3.14 apresenta o posicionamento dos eletrodos para obtenção das 12 derivações do exame de ECG. Para obtenção das derivações é realizada a combinação no posicionamento do corpo do indivíduo conforme a Tabela 3.2

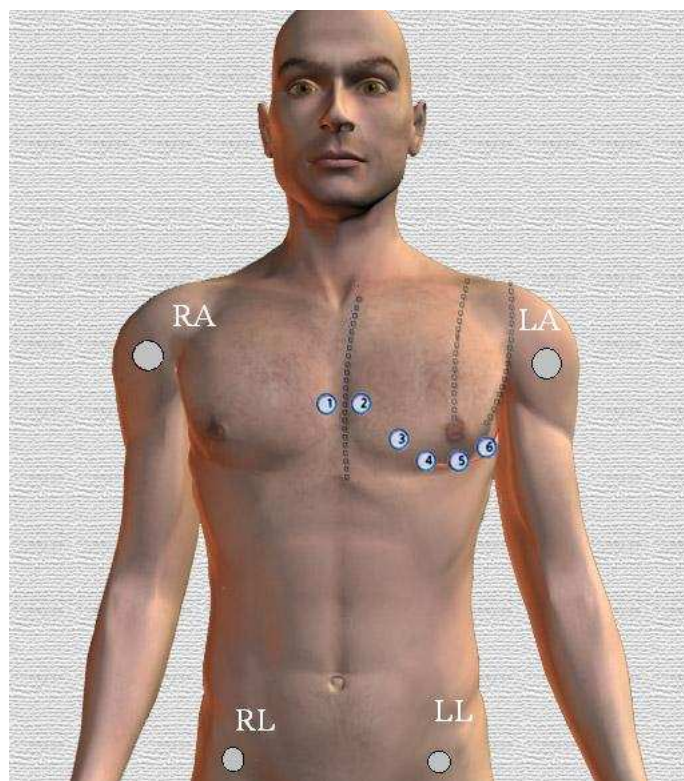


Figura 3.14 - Figura com o posicionamento dos eletrodos do exame de ECG.

Tabela 3.2 - Tabela de Posicionamento dos eletrodos para obtenção das 12 derivações

Derivação	Eletrodo	Eletrodo
D1	Eletrodo BD + BE	+ (PE ou PD)
D2	Eletrodo BE + PD	+ (BD ou PE)
D3	Eletrodo BD + PE	+ (BE ou PD)
AVR	Eletrodo D1 + D2	
AVL	Eletrodo D3 + D1	
AVF	Eletrodo D2 + D3	
V1	Eletrodo em 1	
V2	Eletrodo em 2	
V3	Eletrodo em 3	
V4	Eletrodo em 4	
V5	Eletrodo em 5	
V6	Eletrodo em 6	
Legenda: BD–braço direito, BE–braço esquerda, PD–perna direita, PE–perna esquerda		

Conforme a Figura 3.15, de acordo com o cenário proposto, é utilizado, um sensor de ECG, combinando os eletrodos para obter as derivações (1, 3, 6, ou 12) de acordo com a necessidade da aplicação. O sinal capturado é repassado para o módulo de pré-processamento aplicando os algoritmos de correções no sinal capturado de ECG. Esses algoritmos são aplicados para retirar ruídos dos sinais e descartar outros que não são de interesse. Por exemplo, a captura de um sinal de EMG (EletroMioGramas).



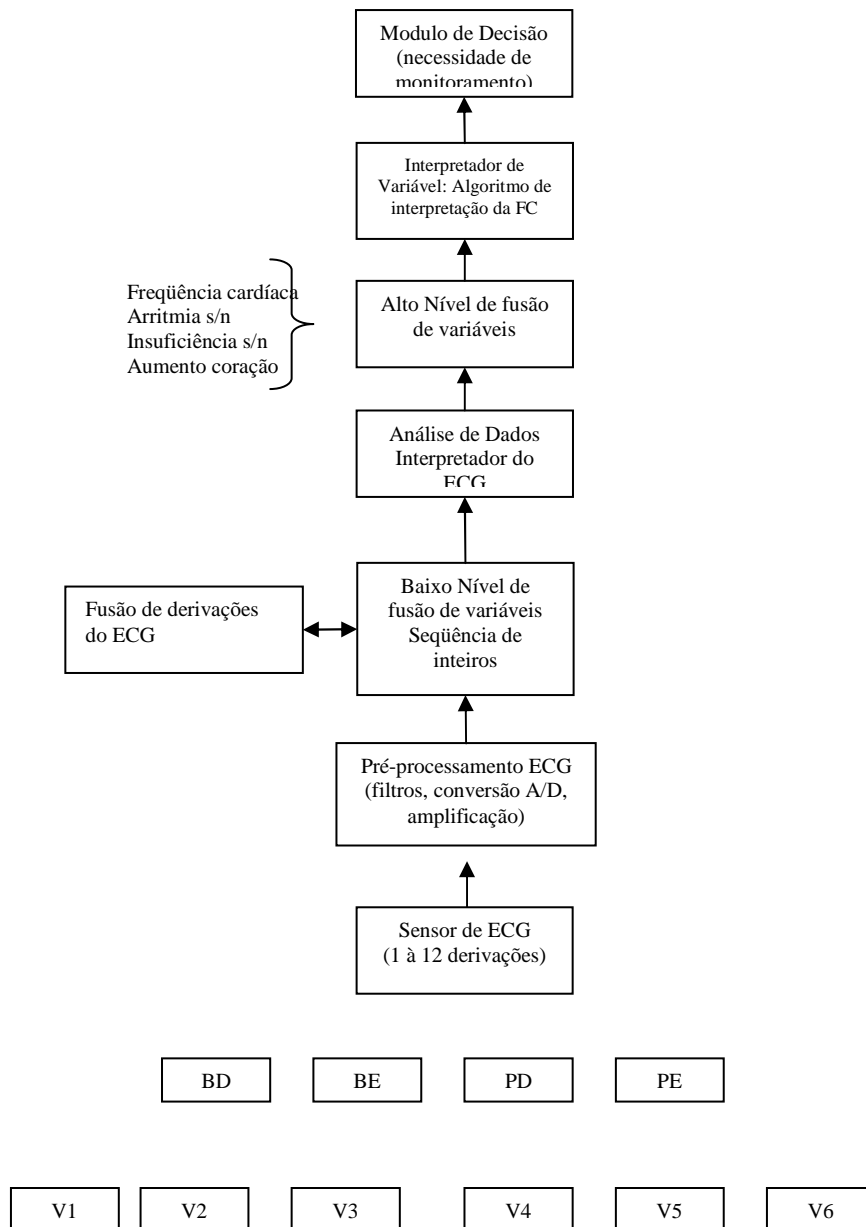


Figura 3.15 - Processo de aquisição do sinal de ECG

Os eletrodos apresentados na Figura 3.15 não estão combinados porque é necessária a solicitação da aplicação, para então definir o número de derivações necessárias, e assim realizar a combinação dos eletrodos.

Com relação à Figura 3.15, no módulo de fusão de dados de baixo nível o sensor de ECG está capturando vários períodos do complexo QRS e a fusão é justamente interpolar estes períodos e gerar um único dado. Esta interpolação vai sobrepor todos os períodos realizados em um determinado intervalo de tempo durante a monitoramento do

indivíduo. Em seguida, o módulo de análise de dados (algoritmo que interpreta ECG) recebe os dados do módulo anterior que é uma sequência de inteiros (o sinal de ECG representado por números que geram o gráfico do complexo QRS capturado do paciente). Neste momento, é possível a obtenção de informações, tais como a frequência cardíaca. Estas informações são repassadas para o nível superior.

Nesse momento de posse das informações obtidas através do interpretador de ECG é possível que o sistema direcione para o módulo seguinte ou até mesmo seja encaminhado direto para o módulo de decisão. Dependendo do resultado das informações é possível que o paciente em monitoramento possa estar sofrendo um ataque cardíaco. Assim, como o sistema pode ter a necessidade de fundir uma das informações com outro tipo de sensor, sendo que isto ocorre no próximo módulo que é a fusão de dados de alto nível.

Ao fundir informações, dentro da sequência da arquitetura de fusão de dados, podem também ser enviadas as informações obtidas para o interpretador de informação/variável que analisará se a frequência cardíaca é considerada baixa, média ou alta. Esta nova informação é, então, repassada para o módulo de decisão. E se, em algum momento, for necessário realizar a fusão de dados no nível de mistura (informação com dado) é possível realizá-la, sendo que o resultado pode ser enviado para o módulo de decisão.

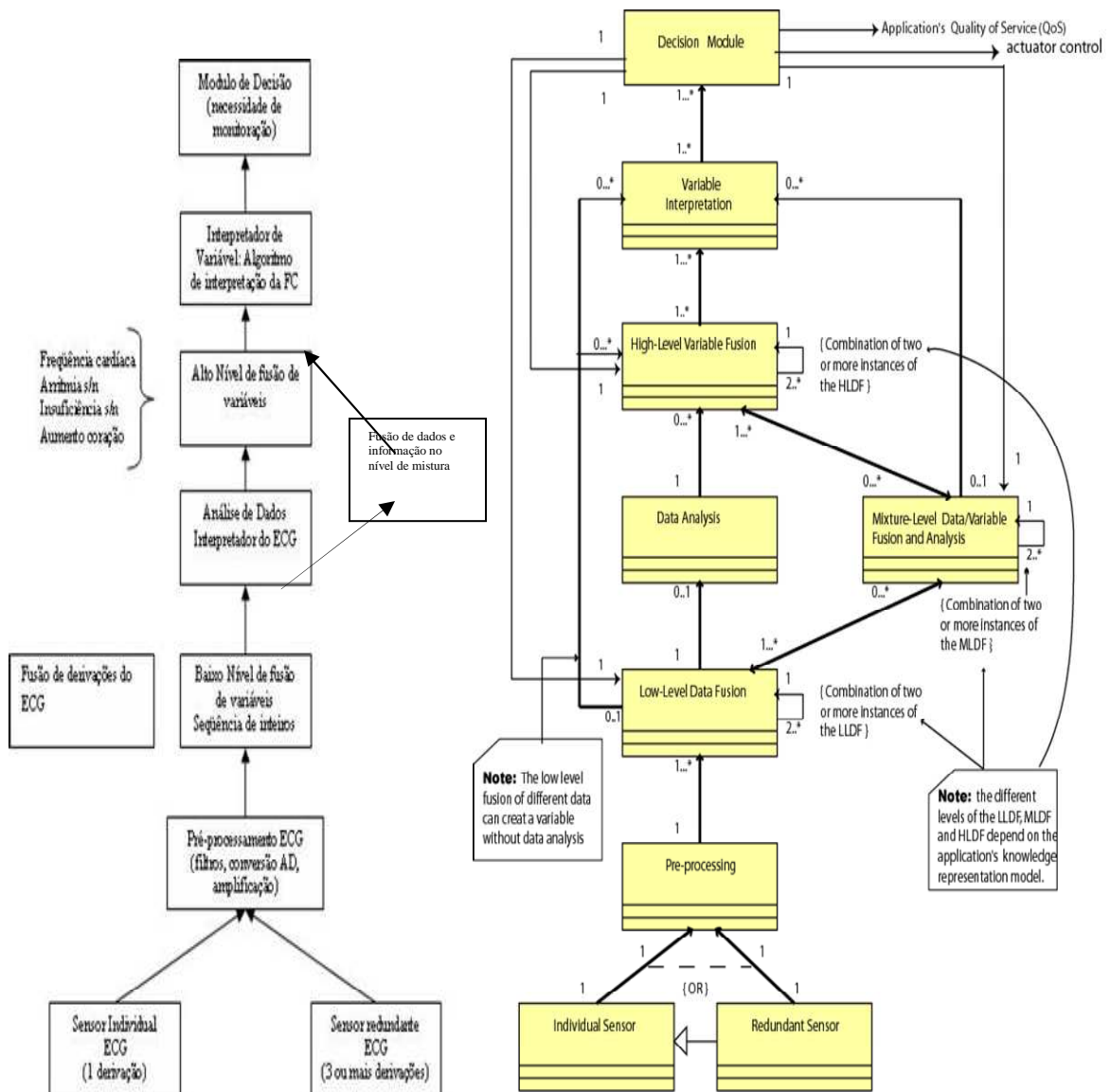


Figura 3.16 - Comparação dos modelos da Arquitetura Geral de Fusão de Dados e o exemplo do sensor de ECG

A Figura 3.16 apresenta uma analogia entre a proposta dos modelos da Arquitetura Geral de Fusão de Dados (CARVALHO, 2003) e o exemplo apresentado no monitoramento do sensor de ECG já com as modificações proposta por esta tese.

Para este cenário, é apresentado como resultado da linguagem de fusão de dados, utilizando o sensor de ECG com 12 derivações no módulo de fusão de baixo nível. Expressão de fusão de dados de baixo nível do sensor de ECG:

$FD = (-<ECG_{(alg)} )$ , onde “ECG” representa o sensor de ECG, os caracteres “-<” representa fusão de baixo nível e “(alg)” (algoritmo de interpolação) representa o algoritmo utilizado para fazer a Fusão de Dados.

### 3.6 Exemplo da Frequência Cardíaca do Processo de Comunicação Entre a Aplicação e a RSCH

Um exemplo é apresentado do processo de comunicação entre uma aplicação para monitorar a frequência sanguínea através da rede de sensores do corpo humano. A partir dos grafos de QoS solicitados pela aplicação, espera-se receber os dados/informações através desta rede.

Para este exemplo, o modelo de comunicação entre aplicação e o *middleware* segue a descrição da seção 3.3.2.

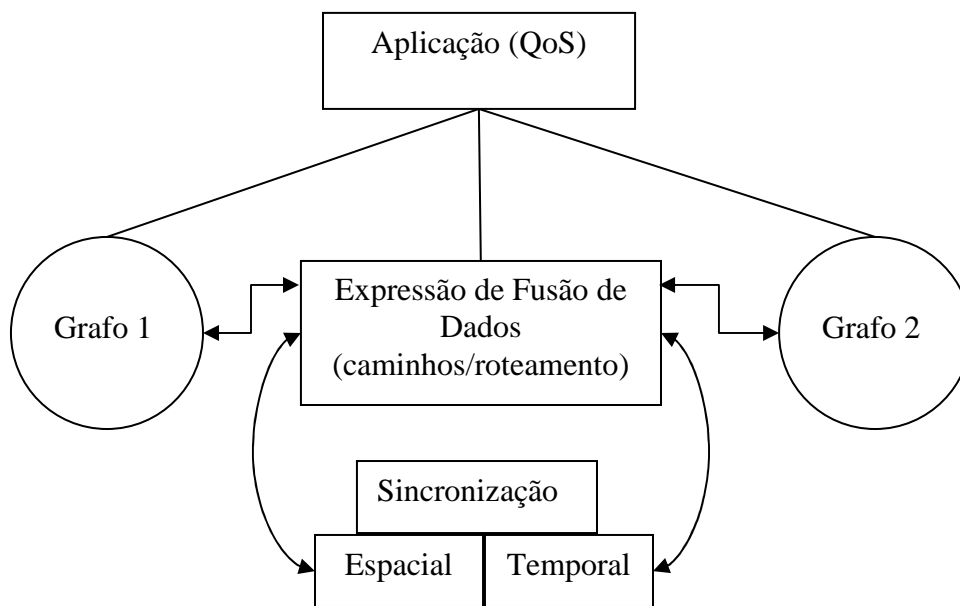


Figura 3.17 - Integração MiLAN e Expressão de Fusão de Dados

Na Figura 3.17 é apresentado graficamente o processo de comunicação desde a solicitação pela aplicação até o seu retorno através do dado/informação (valor) de frequência Cardíaca com o respectivo QoS. Durante o processo de monitoramento os

dados devem ser agrupados pela sincronização temporal e espacial. A sincronização espacial garante a região do corpo, onde está acontecendo o monitoramento e, possivelmente, pode-se detectar um problema. A sincronização temporal revela o momento exato em que o paciente teve uma queda/aumento de temperatura. No monitoramento da saúde é crucial para se detectar precocemente uma anomalia.

O grafo 1 da Figura 3.18 contém os possíveis nós sensores que possibilitam a informação de frequência cardíaca e seus respectivos valores de acurácia que são repassados com base no conhecimento do profissional de saúde para ilustrar este exemplo:

- Fluxo Sanguíneo (FS) = 0.9
- Oxímetro de Pulso (OP) = 0.6
- Pressão Arterial (PA) = 0.7
- ECG = 1.0

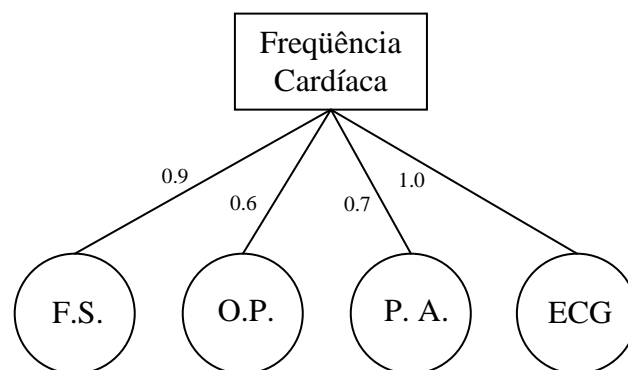


Figura 3.18 - Grafo 1 de nós sensores de frequência cardíaca

O grafo 2 da Figura 3.19 apresenta o estado de saúde do indivíduo (nível de estresse). Importante ressaltar que para este grafo sempre vai depender de cada indivíduo (situações diferenciadas para cada indivíduo), portanto, os valores serão sempre dinâmicos.

Para este exemplo, o grafo possui três estágios para situação de estresse e apenas um sem a condição. É previsto como condição alta, média e baixa no caso da situação de

estresse. Exemplificando, no caso do estado do indivíduo ser de baixo risco (baixo estresse), se a frequência cardíaca for avaliada como normal (interpretação do dado valor de Frequência Cardíaca) a aplicação poderá estabelecer que o seu novo QoS possa ser representado por uma necessidade de Frequência Cardíaca com acurácia acima de 0.5.

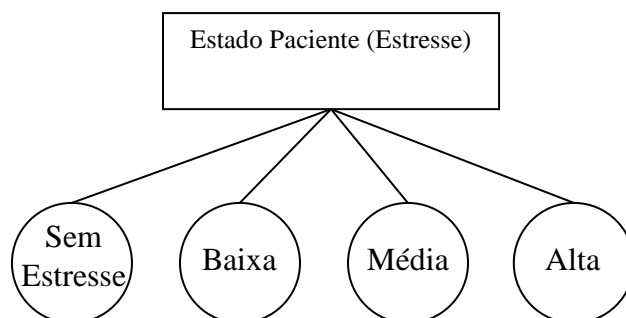


Figura 3.19 - Grafo 2 de estado de saúde do paciente

Para o exemplo da frequência cardíaca, é importante que a aplicação estabeleça uma integração no momento de determinar a necessidade de QoS com acurácia acima de 0.5, pois para determinar uma FC normal ou anormal é necessário o conhecimento de diversas informações na avaliação. Por exemplo, imagine que a frequência cardíaca do paciente seja de 120 bpm (batimentos por minuto). Como determinar se essa frequência cardíaca é normal ou anormal? É necessário o conhecimento prévio das seguintes informações apresentadas na Figura 3.20:

- Adulto dormindo: anormal
- Adulto deitado: anormal
- Adulto em pé: anormal
- Adulto em exercício: normal
- Recém-nascido chorando: anormal
- Criança de 5 meses de idade: normal
- Usuário com pressão arterial muito baixa: normal
- Usuário sob estresse emocional: normal
- Usuário com falência cardíaca não controlada: normal
- Usuário em reposição de hormônio tireoidiano: anormal (\*)

Figura 3.20 - Exemplo da frequência cardíaca: 120 bpm

Nesse caso, todos os sensores FS, OP, PA e ECG apresentados no Grafo 1 possuem acurácia maior que 0.5 podendo ser utilizados para fornecer o dado/informação

desejado. Nesse ponto, será importante utilizar um algoritmo que escolha a melhor opção de sensores levando em consideração o menor consumo de energia, com a finalidade de aumentar o tempo de vida do sistema. O *middleware* não tem conhecimento do dado/informação gerado pelo sensor. Isto é representado pela arquitetura de fusão de dados proposta e repassado ao *middleware* por meio de uma linguagem (expressão de fusão de dados), apresentados na seção 3.4.

Após o repasse dos grafos, o *middleware* verifica quais os sensores que atendem as necessidades da qualidade de serviço da aplicação, sempre levando em consideração a condição de menor consumo de energia informando a aplicação. Após a indicação dos sensores é definida a expressão de fusão de dados com a utilização da linguagem.

A expressão de fusão de dados considera algumas prioridades, tais como, a quantidade de energia disponível em cada nó sensor, a sincronização (espacial e temporal) e, principalmente, a capacidade de funcionalidades de cada nó sensor.

A sincronização espacial é a localização do sensor, selecionado pela expressão de fusão de dados. Enquanto que a sincronização temporal<sup>7</sup> está relacionada ao momento (instante de tempo) que este sinal foi capturado e propagado para a camada superior.

A diversidade de funcionalidades que alguns nós sensores possuem é apresentada pela capacidade que cada sensor tem em fornecer o maior número de dados. Por exemplo, um ECG com 12 derivações tem capacidade de produzir mais informações e com melhor qualidade (acurácia) em relação a uma derivação que limita o número e a qualidade das informações geradas à partir da análise do sinal de ECG. Entretanto, deve-se pesar o custo elevado de se obter informações de um ECG com 12 derivações em relação ao baixo custo e menor número de informações do ECG de uma derivação.

Os aspectos descritos anteriormente são facilmente viabilizados em uma aplicação centralizada. Entretanto, em uma aplicação distribuída, o controle do fluxo de informações é essencial para o adequado funcionamento do sistema. Neste sentido, o roteamento de dados baseado nas necessidades de fusão de dados da aplicação é de

---

<sup>7</sup> Intervalo de tempo máximo para disseminação de seus valores para uma dada entidade de supervisão (sincronização de tempo dentro da rede).

fundamental importância. Além disto, devem ser levados em consideração os custos envolvidos neste processo e tendo como função objetiva a maior autonomia possível do sistema com garantia de qualidade de serviço solicitada pela aplicação.

### **3.7 Exemplo da Temperatura Corporal no Processo de Comunicação entre Aplicação, MiLAN e Rede de Sensores**

O monitoramento de alguns sinais no corpo humano, a partir de vários pontos da superfície da pele, pode fornecer algumas informações que poderão auxiliar no diagnóstico do profissional de saúde. A possibilidade de estas informações serem cruzadas e automatizadas por um sistema computacional vestível construído a partir de uma RSSF é a proposta da RSCH para aquisição de sinais do corpo humano.

A disposição dos sensores normalmente ocorre de acordo com o interesse da aplicação. Por exemplo, a disposição dos sensores de acordo com o triângulo de Eithoven é indicada para a captura do ECG. Para o cenário de monitoramento da temperatura corporal de um indivíduo é necessário que exista pelo menos um sensor em cada parte do corpo humano conforme proposto na Figura 3.21.



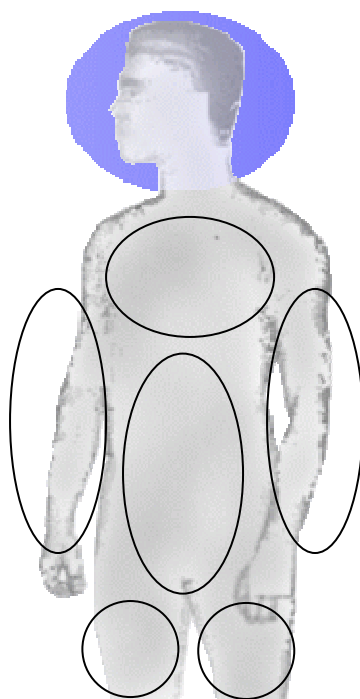


Figura 3.21 - Representação das divisões das sete regiões proposta pela arquitetura: cabeça, tórax, abdômen, pernas e braços.

De acordo com a Figura 3.22, conforme foi apresentada a arquitetura de fusão de dados, é previsto apenas um sensor não-invasivo (de superfície), que possui as características básicas de um sensor contendo (memória, processador, bateria, transceptor e rádio). A partir de uma rede de sensores sem fio, pretende-se monitorar a temperatura corporal de um indivíduo e avaliar o nível de estresse a partir dos dados coletados. O modelo da arquitetura de fusão de dados está apresentado pela Figura 3.22.

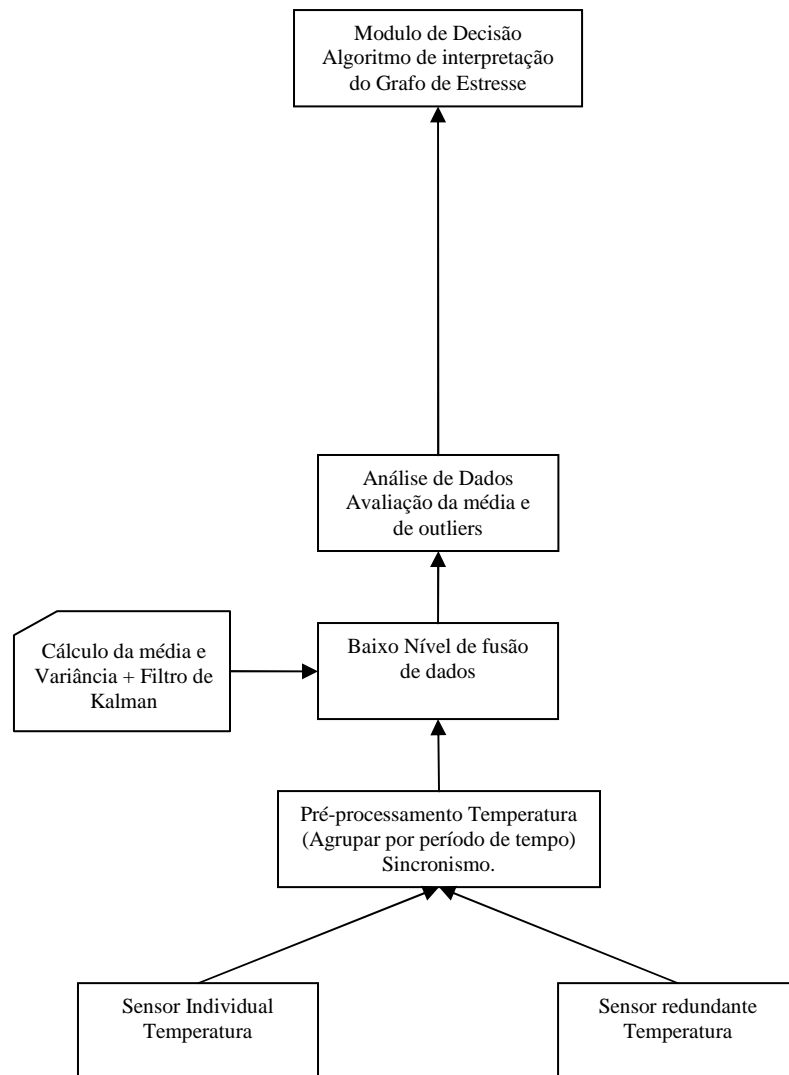


Figura 3.22 - Modelo da Arquitetura de Fusão de Dados para Aplicação de Monitoramento da Temperatura Corporal

Para esse exemplo, o profissional de saúde realiza o *deployment* dos sensores no corpo do indivíduo e configuração dos mesmos. Os valores dos custos da capacidade dos sensores serão irrelevantes, pois não se optou pelo desenvolvimento de algum hardware. Os valores em termos de processamento, memória e bateria foram simulados, não sendo foco desse trabalho. Porém, para efeito da simulação realizada por este trabalho todos os nós sensores possuem a mesma energia inicial – 100% – e rádios iguais.

Outro fator importante, em relação ao alcance do rádio é referente à distância dos nós sensores até o ponto central. Essa distância não deve passar de aproximadamente 1,00 metro, ou seja, todos os pontos da rede tenha o mesmo alcance (BHARGAVA, 2003).

O uso de sensores espalhados pela superfície do corpo humano pode ser feito através de uma indumentária que incorpora uma RSCH permitindo com que os profissionais da saúde possam obter de maneira pouco obstrutiva a informação necessária. Por exemplo, para alpinistas o monitoramento da temperatura corporal, a partir das próprias vestimentas, pode evitar a morte do atleta por hipotermia. Atualmente, um dos grandes desafios para o uso desses sistemas refere-se a sua autonomia que é dada pelo desgastes das baterias em razão do uso. Como alternativa para essa limitação, este trabalho emprega o conceito de Fusão de Dados objetivando encontrar valores ótimos para o escalonamento de sensores de um sistema vestível a fim de que a sobrevivência deste sistema possa ser aumentada.

Ao receber as medições de temperatura em mesmos instantes de tempos dos diferentes nodos sensores o módulo de pré-processamento executa o procedimento de agrupá-las pelo mesmo período de tempo garantindo a sincronização temporal. Essa informação deve-se preservar o tempo em que foi adquirida, pois para modelos empregados na área da saúde são de vital importância.

Os dados são então propagados para o módulo de fusão de dados de baixo nível e fundidos utilizando cálculo da média e variância no mesmo instante de tempo. Também é realizado o filtro de *Kalman*<sup>8</sup> para se extrair os *outlier* dos dados fundidos. Os *outlier* são todos os valores que saírem do intervalo de confiança definido pela aplicação de monitoramento de temperatura corporal, seja por um problema de saúde detectado ou alguma falha física dos nodos sensor. No modelo centralizado esta etapa ocorre no nó central definido pela aplicação como *sink node* (PDA), porém no ambiente distribuído ocorre internamente dentro de cada nó sensor antes de propagar esta informação.

Quando a fusão de dados é realizada, os dados são propagados para o módulo de análise de dados e são repassadas as médias, variâncias e o algoritmo de eventos. No módulo de

---

<sup>8</sup> O filtro de Kalman é o método mais amplamente usado para fusão sensorial em aplicações de robótica móvel. Este filtro é frequentemente usado para combinar dados obtidos de diferentes sensores em uma estimativa estatisticamente ótima. Se um sistema pode ser descrito através de um modelo linear e as incertezas dos sensores e do sistema podem ser modelados como ruídos Gaussianos brancos, então o filtro de Kalman proverá uma estimativa estatisticamente ótima para os dados fundidos. Isto significa que, sob certas condições, o **filtro de Kalman** é capaz de encontrar a melhor estimativa baseada em correção (*correctness*) de cada medida individual

análise de dados é aplicado o algoritmo de interpretação de temperatura média que está apresentado na tabela 3.3.

Tabela 3.3 - Tabela das Temperaturas Médias

<b>Temp &lt; 35° C</b>	<b>Hipotermia Severa</b>
<b>35°C &lt; Temp ≤ 35.5°C</b>	<b>Hipotermia Moderada</b>
<b>35.5°C &lt; Temp ≤ 36°C</b>	<b>Hipotermia Leve</b>
<b>36°C &lt; Temp ≤ 36.8°C</b>	<b>Normotermia</b>
<b>36.8°C &lt; Temp ≤ 37.8°C</b>	<b>Hipertermia Leve</b>
<b>37.8°C &lt; Temp ≤ 39°C</b>	<b>Hipertermia Moderada</b>
<b>Temp &gt; 39° C</b>	<b>Hipertermia Severa</b>

Para cada valor detectado pelo sensor de temperatura corporal é calculado um valor médio, que atuam conforme os valores da Tabela 3.3. O valor encontrado no indivíduo corresponde a uma das opções que pode variar de 34°C determinado hipotermia severa até acima de 39°C determinando hipertermia severa. A partir da situação encontrada, é aplicado o algoritmo de interpretação do Grafo de Temperatura apresentado na Figura 3.23 dos diferentes níveis de temperatura.

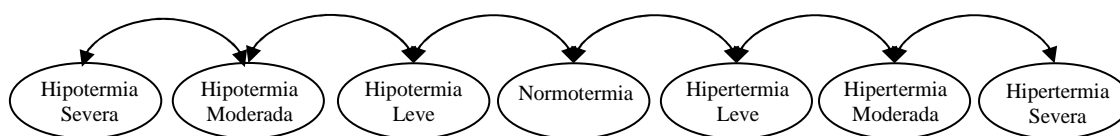


Figura 3.23 - Grafo de Interpretação de Temperatura Corporal

Conforme a Figura 3.23, cada nível do grafo pode acontecer sucessivamente passando de um valor para outro e nunca ocorre um salto brusco. O estado de saúde do indivíduo

pode variar e ocorrer uma mudança de temperatura baseado em diversas características que vão desde a inclusão de medicamentos até o comportamento do indivíduo.

Para uma melhor interpretação do módulo de decisão é apresentada a Figura 3.24 a relação do nível de estresse com o grafo de temperatura. A partir desta relação, foram gerados os valores adotados no módulo de decisão incorporados pela heurística proposta.

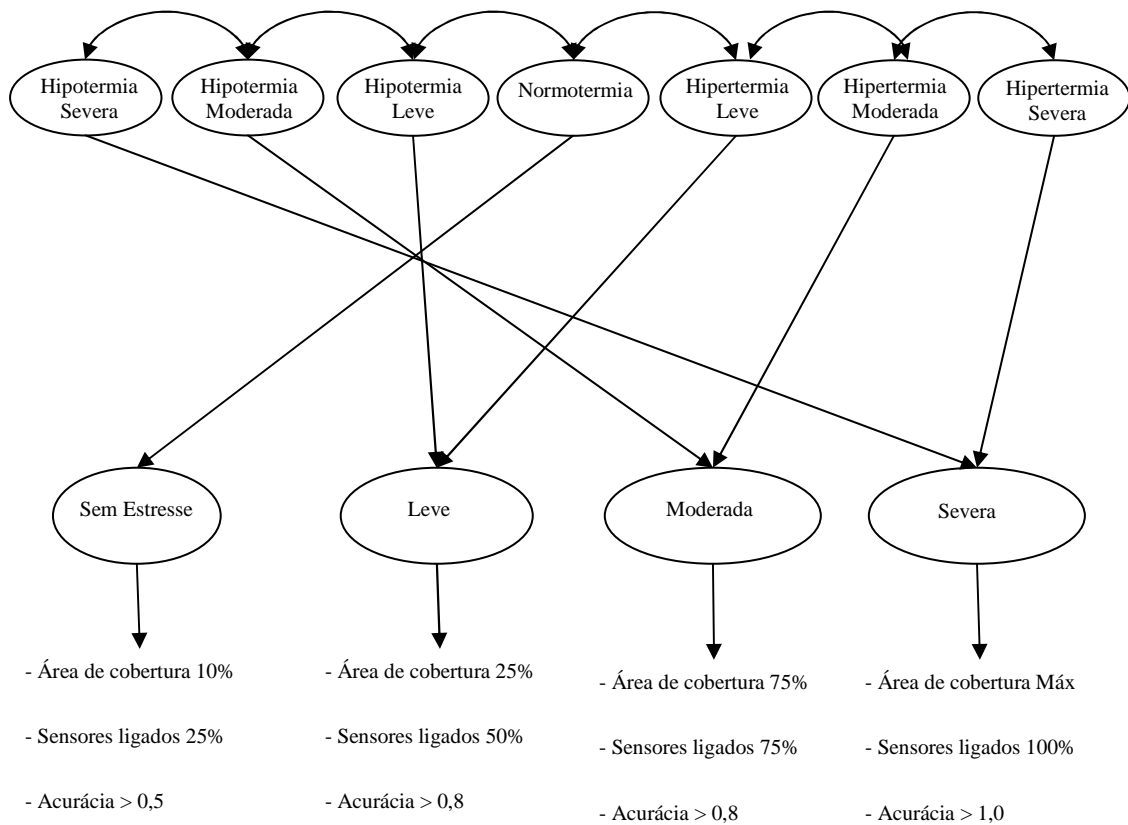


Figura 3.24 - Grafo de Temperatura vs. Grafo de Estresse

A heurística baseada nos sintomas dos indivíduos utiliza a fusão de dados para ligar/desligar os sensores e economizar a energia das baterias. Por exemplo, o valor encontrado foi 36,1°C o módulo de decisão vai desligar 90% da área de cobertura, e em cada região que ficar ativa será desligado 75% dos sensores que atenderem o valor de acurácia acima de 0,5.

No módulo de decisão será possível detectar uma temperatura e, baseado nos relacionamentos, decidir se existe estresse e qual o tipo. Em função do tipo do estresse, será possível decidir em relação a sua área de cobertura, quantidade de sensores para monitorar e precisão da acurácia desejada.

Em algumas situações, quando é detectada uma temperatura alta severa, ocasionando um nível de estresse alto, o módulo de decisão, naquele dado momento, pode optar por ligar um número maior de sensores. Pode também trocar o tipo de sensor para ter uma precisão em função do resultado para diferenciar de um problema físico com o sensor de um problema grave de saúde. Na implementação, é possível realizar testes de verificação dos eletrodos e, também, dos nós sensores para descartar falha do hardware bem como enviar um sinal sonoro para o indivíduo verificar o sistema.

Durante o monitoramento, todos os módulos realizam a cada instante de tempo o registro dos dados/informações em forma de logs e, caso ocorra algum problema, envia relatórios de eventos que são propagados através de um algoritmo de eventos. Esse relatório de eventos vai proporcionar uma maior precisão ao dado/informação que é repassado dos nodos sensores para a aplicação.

O relatório de eventos é gerado a partir de um algoritmo de eventos que visa basicamente a orientação precisa em função dos valores detectados e armazenados em forma de logs. Por exemplo, em relação ao exemplo da temperatura pode existir mais de um *outlier* na mesma região (caso tenha um problema detectado). Nesse caso será propagado como uma interpretação localizada (área de cobertura).

Se não houver outros sensores redundantes na mesma área de cobertura, então será necessário ligar, por exemplo, um sensor de pressão arterial na mesma área e verificar se realmente existem problemas. E se o *outlier* for incompatível com os outros sensores na mesma área de cobertura, descartar o *outlier* e identificar com o sensor de origem se o mesmo tem algum problema.

### 3.8 Conclusão

Como foi apresentado a utilização da arquitetura de fusão de dados em conjunto com o *middleware* MiLAN é crucial para o desenvolvimento da arquitetura proposta e a utilização para o monitoramento da saúde. Foi apresentado como a arquitetura é concebida, de como ocorre a comunicação entre a aplicação e o *middleware*, a utilização da linguagem para gerar as expressões durante a escolha de sensores para monitorar sinais específicos.

O uso desta arquitetura será traduzido no protótipo de monitoramento da saúde utilizando sensores de temperatura corporal e como esse monitoramento pode ser útil. Por exemplo, pode-se monitorar um paciente e detectar uma trombose em uma região específica em relação a diferença de temperatura da região com o problema em relação ao restante do corpo do paciente. Em um monitoramento à distância pode salvar a vida de uma pessoa.

## 4 – Protótipo

O objetivo deste capítulo é apresentar detalhes da implementação do protótipo que utiliza os conceitos propostos por esta tese descrita anteriormente. Foi utilizado um exemplo para monitorar a temperatura corporal, para ilustrar a aplicação de monitoramento da saúde de um indivíduo. Também são relatados os testes efetuados com o protótipo e, em seguida, apresentados os resultados obtidos pelo simulador.

### 4.1 Introdução

O protótipo tem como objetivo validar os conceitos das contribuições propostas neste trabalho. Foi implementado um sistema segundo a ótica do MILAN, utilizando uma aplicação de rede de sensores para monitoramento da temperatura corporal, por meio da linguagem de fusão de dados e da otimização da heurística para economia de energia dos nós sensores baseado nos sintomas dos indivíduos em monitoramento. O uso dos sinais dos sensores bem como os seus valores capturados foi simulado.

O aspecto original desta tese está relacionado também ao paradigma de inserir aplicações de rede de sensores e suas tecnologias para proporcionar o monitoramento do estado de saúde dos indivíduos de forma automatizada e à distância. A padronização dos dados recebidos inicia com a referência populacional e, após algum tempo de uso (*warm-up*), o monitoramento dos sinais do indivíduo são armazenados em um log (arquivo) do sistema fazendo com que os valores históricos se tornem referência aos valores de cada indivíduo que são validados pelo profissional de saúde no momento em que o sistema é calibrado.



## 4.2 Implementação da arquitetura para desenvolvimento de aplicações de redes de sensores para monitoramento da saúde humana

Foi desenvolvido um simulador para avaliar as aplicações de rede de sensores para monitoramento da saúde humana. O simulador proposto foi desenvolvido utilizando tecnologia Java<sup>9</sup>. O fator portabilidade (independência do hardware e software) contribuiu para a escolha. Outra questão foi a quantidade de bibliotecas de código e API (Interface para Programação de Aplicações) disponíveis para uso gratuito.

O simulador foi implementado segundo a arquitetura de fusão de dados proposta por Carvalho (CARVALHO, 2005), tendo como objetivo capturar o sinal em forma analógica, converter o sinal para digital para então tratá-lo dentro da arquitetura, a fim de realizar uma fusão de baixo nível em função do dado recebido, aplicando um algoritmo de análise de dados. Posteriormente, é realizada uma fusão de alto nível em função das variáveis obtidas, seguida da aplicação de um algoritmo de interpretação das variáveis, chegando-se ao nível mais alto da arquitetura para realizar a tomada de decisão.

Uma das principais características avaliadas foi exatamente o processamento das informações que acontece de forma centralizada ou distribuída. Sendo que o processamento centralizado ocorre apenas no nó central (PDA), de acordo com a Figura 4.1, ao contrário do distribuído que é realizado dentro de cada nó sensor. Esta opção de centralizado e distribuído é referente ao estudo sobre o *middleware*, discutido no capítulo 3. No centralizado, o nó central de posse das informações recebidas realiza a tomada de decisão, em contrapartida no distribuído, o processamento e a tomada de decisão ocorrem em cada nó sensor (processamento distribuído).

O simulador, inicialmente define o tipo de sensor (sinal) que se deseja monitorar – se é de temperatura, frequência cardíaca etc. A posição dos sensores no corpo humano deve atender a área de cobertura de acordo com a necessidade da aplicação, bem como a

---

<sup>9</sup> <http://java.sun.com/>

quantidade de sensores em número maior garante a questão de redundância caso algum sensor falhe. Num futuro próximo, a quantidade de sensores e a diminuição dos mesmos se tornarão economicamente acessíveis de acordo com a nanotecnologia. A quantidade de sensores e sua localização são distribuídas por sete regiões (cabeça, tronco, abdômen, braços e pernas). A tela de interface principal do simulador pode ser visto na Figura 4.1.

Inicialmente são inseridos os nós sensores nas regiões de interesse e de acordo com cada sinal fisiológico que se deseja monitorar. Essa tarefa é realizada pelo profissional de saúde que no mesmo momento realiza algumas configurações no protótipo. Também é definido, antes do sistema se tornar autônomo para cada sensor, a taxa de amostragem, quanto ele consome de energia em relação às operações de sensoriar, processar e transmitir. Não foram utilizados valores reais de consumo de energia para as operações dos sensores, pois isso está ligado diretamente ao tipo do dispositivo.

Estas configurações podem ser vistas na tela principal do protótipo, de acordo com a Figura 4.1, no menu principal a opção configuração. A opção configuração possui quatro alternativas a seguir: (i) habilitar o envio de SMS (em inglês *Short Message Service*), (ii) inserir tipo de dispositivo, (iii) ativar a heurística e (iv) escolha do processamento centralizado ou distribuído.

De acordo com a Figura 4.1, além do menu de configuração a tela apresenta as janelas leitura dos sensores, leitura das regiões, controle dos sensores: informação e atenção, além de um gráfico medidor de estresse e a figura do corpo com a divisão das sete regiões. A janela leitura dos sensores apresenta o resultado específico do monitoramento de cada sensor. Enquanto que a janela leitura das regiões realiza a fusão dos sensores da região, sendo que avisa quando algum está diferente. No campo informação são relativos a falha em algum sensor, ou sensor esgotando a bateria. Já o campo Atenção é o resultado geral do corpo, que no caso da temperatura informa a situação. O gráfico de estresse se relaciona de acordo com a proposta do módulo de decisão definido na Figura 3.27.

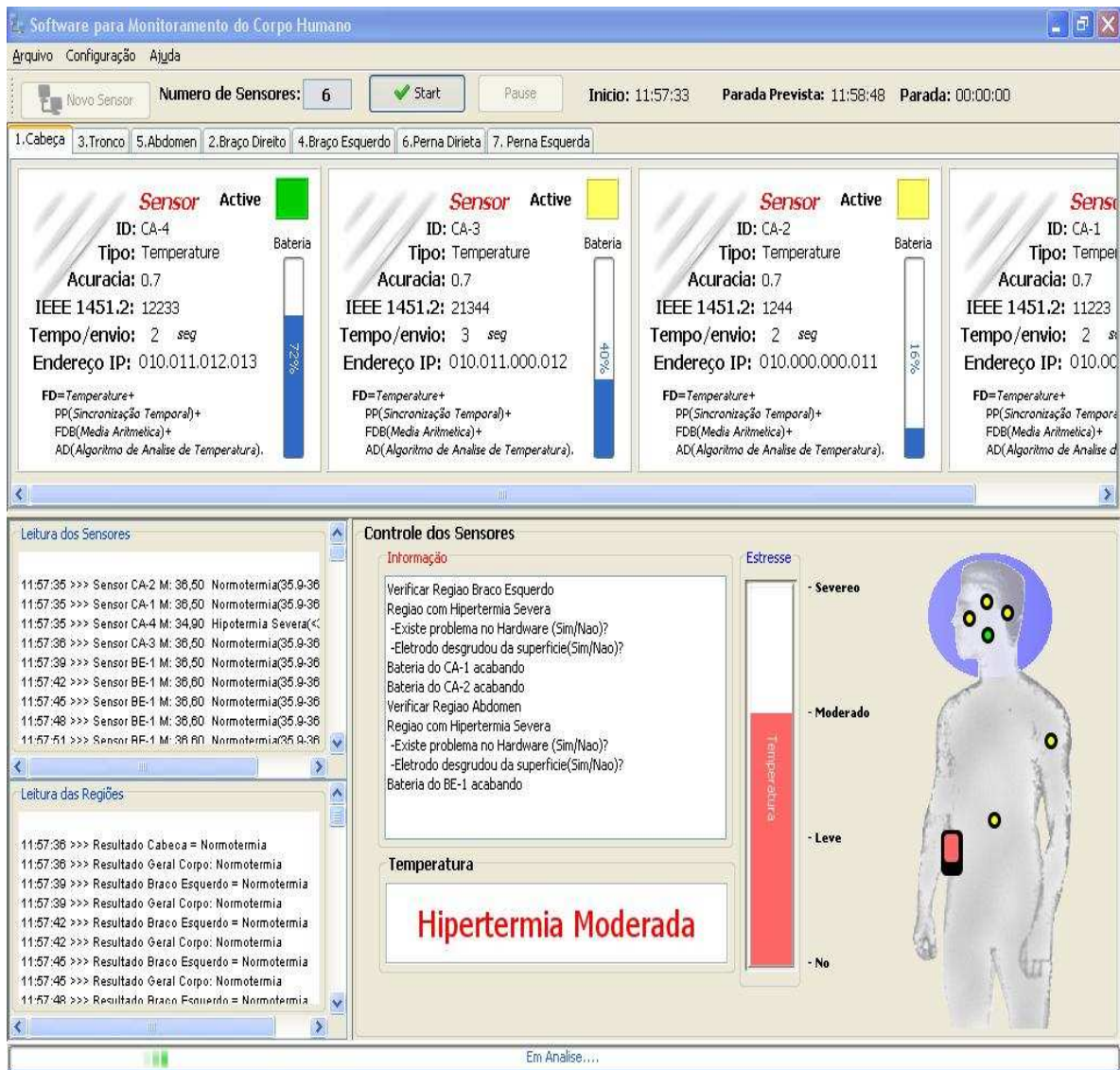


Figura 4.1 - Tela principal do protótipo de aplicação de redes de sensores para monitoramento da saúde humana.

A opção de envio de SMS foi desenvolvida para atuar junto com o módulo de decisão da arquitetura de fusão de dados na qual se baseou na implementação do protótipo. No cenário de testes foram adotados dois parâmetros de envio: um para hipotermia e outro para hipertermia severa, ambos monitorando a temperatura corporal. Durante o monitoramento do indivíduo o simulador vai recebendo os dados e tratando a informação se em algum momento o valor “hipotermia severa” ou “hipertermia severa” ocorrer neste exato momento o sistema soa um alarme e envia um SMS para os telefones que foram cadastrados a priori.

Portanto, no momento inicial devem-se cadastrar quais as pessoas e os respectivos telefones que serão acionados pela tomada de decisão. Na Figura 4.2, é apresentada a janela de configuração do SMS, onde são configurados os telefones e respectivos responsáveis a serem notificados, que pode ser para o médico, hospital, alguém da família, etc.

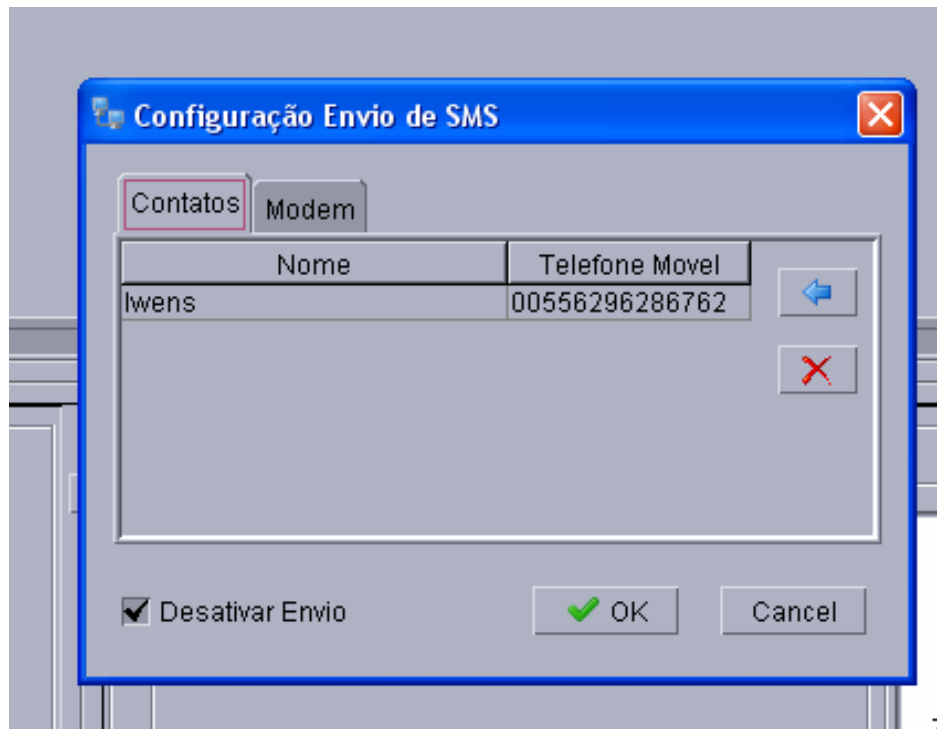


Figura 4.2 - Tela de configuração do SMS.

Na opção do menu configurar, inserir tipo do dispositivo está relacionado ao nó sensor de aquisição do sinal fisiológico. Este nó sensor, ou seja, o dispositivo físico, para este trabalho é apenas simulado, não sendo tratada a sua construção, bem como as interfaces com o software proposto. A janela referente a esta configuração possui um campo para inserir o nome do dispositivo, bem como os valores de acurácia. Os campos referentes aos custos de sensoriar, processar e transmitir.

Para efeito de simulação de acordo com estudo realizado sobre os custos de sensoriar, processar e transmitir em Sene Jr. (SENE JR, 2007), foram estabelecidas as seguintes relações: custo de sensoriar e transmitir iguais e processar duas vezes em relação aos dois primeiros, conforme a Figura 4.3. A acurácia está relacionada a precisão do sensor, que também não foi explorado neste trabalho, por não desenvolver um estudo em relação ao hardware do nó sensor.

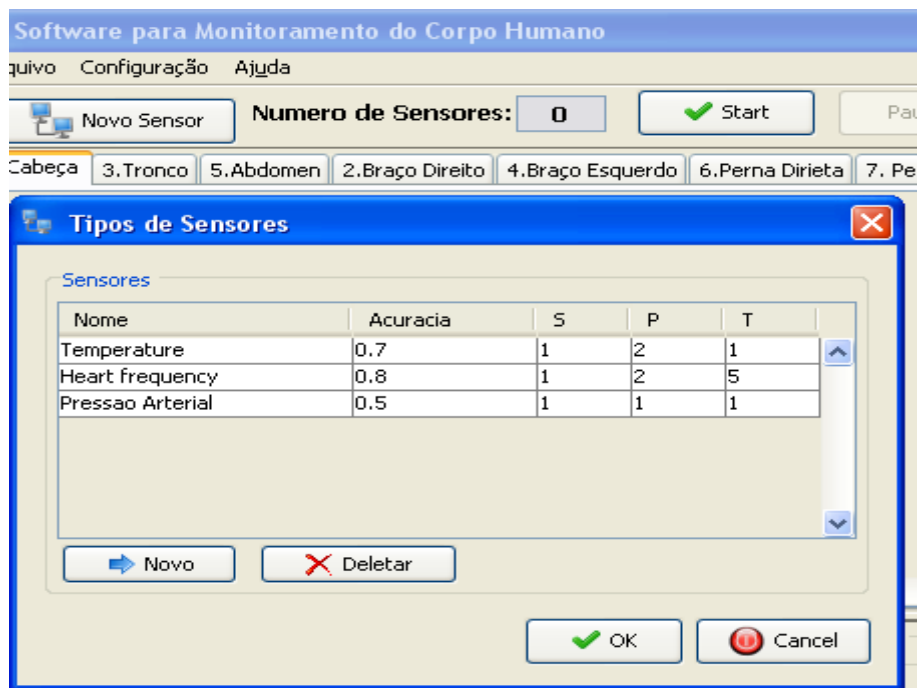


Figura 4.3 - Janela para inserir dados dos nós sensores: nome, acurácia e custos (sensoriar, processar e transmitir).

Na Figura 4.4, que faz referência ao menu de configuração, onde são adicionados os valores para as operações dos nós sensores. Também é importante que neste ponto sejam inseridos os dispositivos com seus respectivos valores acurácia, sensoriar, processar e transmitir. Neste exemplo é apresentada a inclusão de três dispositivos diferentes: temperatura, frequência cardíaca e pressão arterial.

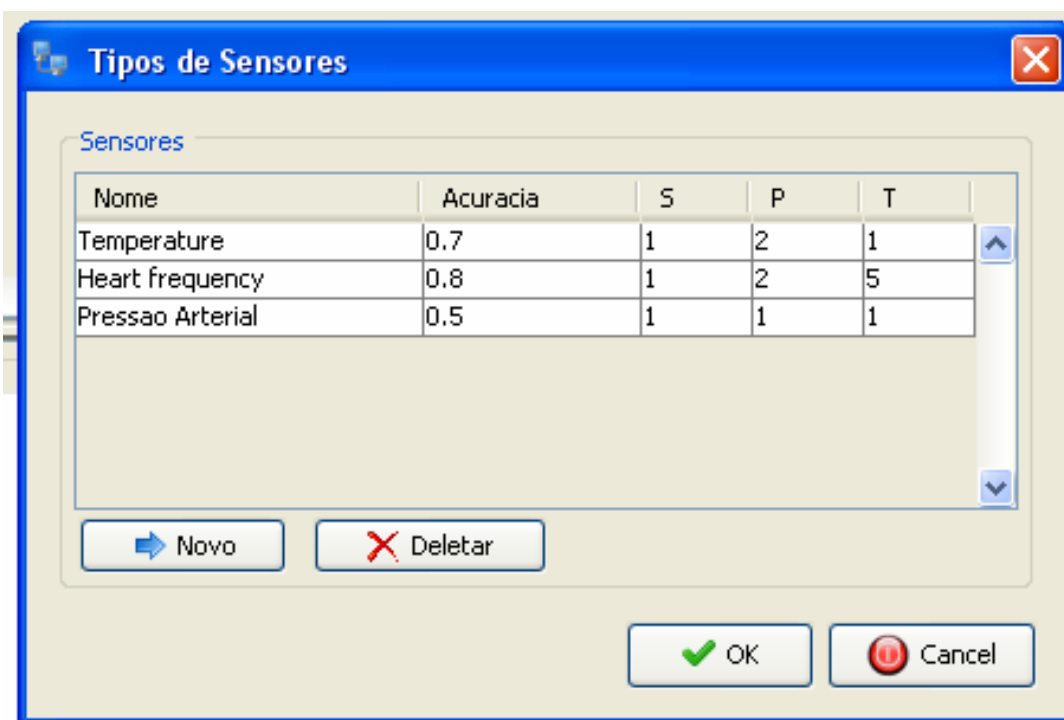


Figura 4.4 - Inclusão de tipos de dispositivos (nós sensores) e seus respectivos valores.

Outra opção do menu configurar é a contribuição maior desta tese, a heurística para economia de energia baseada nos sintomas dos indivíduos em monitoramento que utiliza a arquitetura de fusão de dados apresentada nos capítulos anteriores. No protótipo é possível simular o monitoramento com esta opção habilitada ou não.



Figura 4.5 - Heurística para economia da energia dos nós sensores

De acordo com a Figura 4.5 é possível visualizar a opção para habilitar o cenário com ou sem a utilização da heurística. Isso foi implementado segundo alguns estados que as variáveis de interesse recebiam durante o processo de monitoramento. Para o uso preciso das informações foi utilizada uma thread de execução para cada sensor.

Por último, a opção de ativar o processamento distribuído ou centralizado. Esta opção permite que o simulador avalie a condição descrita no estudo do middleware MiLAN referente a forma como os dados são processados, dentro de cada nó sensor (distribuído) ou elegendo um nó sensor central, ilustrado aqui pelo desenho do PDA, para realizar o processamento. Se a opção escolhida for centralizado além da implementação diferenciada é automático adicionado o valor “zero” no campo processamento, pois neste caso o custo de processar não existe para o nó sensor. Desta forma os resultados para os cenários que utilizam o processamento centralizado se comportaram de forma melhor em relação ao processamento distribuído. Porém é possível obter um ganho no tempo de resposta para o ambiente distribuído.

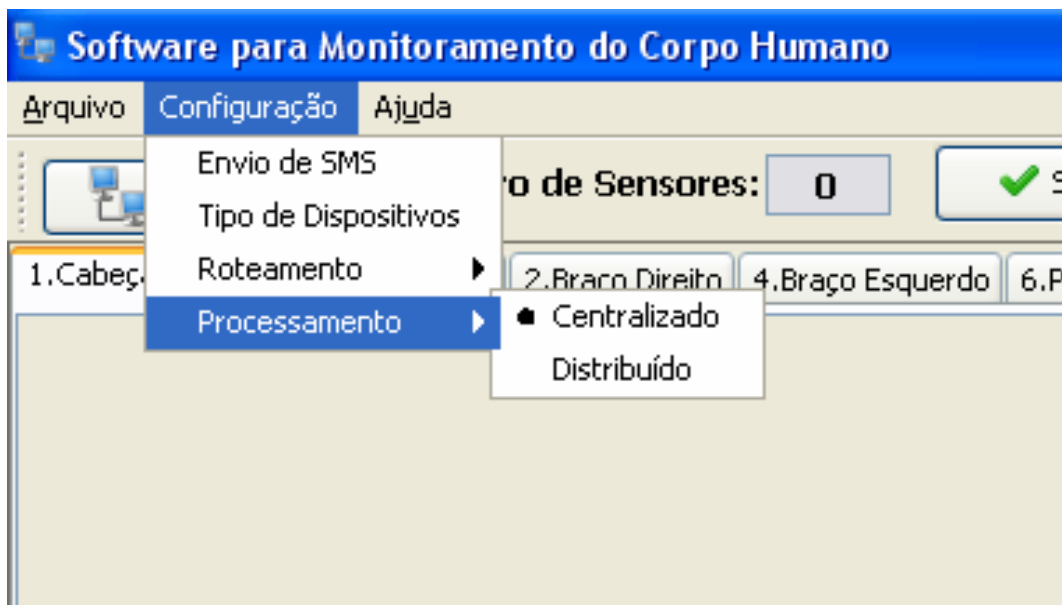


Figura 4.6 - Configuração do tipo de processamento centralizado ou distribuído

De acordo com o estudo realizado no *middleware MiLAN*, uma das possibilidades de realizar o processamento (fusão de dados) seria internamente ao nó sensor de forma distribuída e a outra em nó central (*sink node*) forma centralizada. Entretanto, o processamento distribuído está vinculado ao fato do desenvolvimento do nó sensor, não contemplado por este trabalho. Porém foram incorporadas ambas as formas ao simulador, na forma distribuída cada nó sensor faz todo o processamento, ou seja, estão incluídos os custos de sensoriar, processar e transmitir, enquanto a forma centralizada não possui o custo de processamento. O fato de não processar no modelo centralizado faz com que o tempo médio do tempo de vida da RSCH aumente. No momento de configurar deve ser setado no simulador de acordo com a Figura 4.6.

A próxima etapa foi a criação dos sensores para o monitoramento da saúde humana. Para cada sensor físico é necessária a criação de uma representação lógica no simulador. O simulador cria os sensores individualmente e divididos em sete regiões. Para cada região é possível criar quantos sensores for necessário e de cada tipo, por exemplo, temperatura corporal, pressão arterial, ECG, etc. Os sensores nesta fase seguem a metodologia proposta pelo MILAN e também pela arquitetura geral de fusão de dados.

**Adicionar Novo Sensor**

Dados | Pré-Processamento | **Fusão de Dados(N1)** | Análise de Dados

**Identificação:**

**Tipo de Sensor:**

**Tempo para Envio:**  \* Segundos

**IEEE 1451.2:**  \*

**Endereço IP:**  .  .  \*

**Dados de Leitura:**   \*

\* Campos Obrigatorios

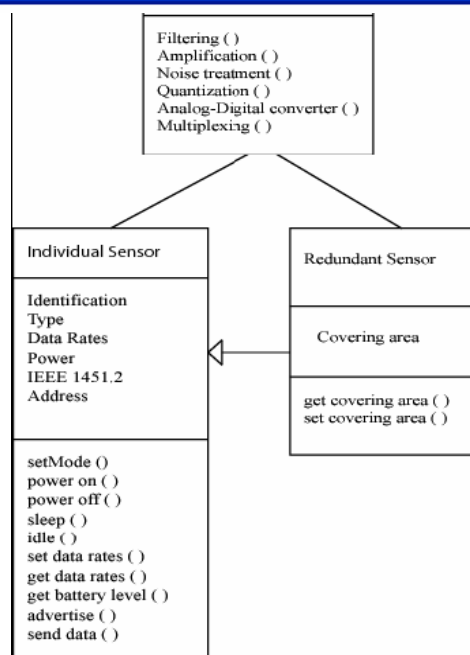


Figura 4.7- Modelagem e implementação da classe sensor

Segundo a modelagem da classe sensor individual no simulador, foram inseridos os campos identificação, tipo do sensor (este busca da tabela do menu configuração), taxa



de envio dos dados pelo sensor, norma IEEE 1451.2<sup>10</sup>, endereço IP (em inglês, *Protocol Internet*), da arquitetura TCP/IP (em inglês, *Transmission Control Protocol /Internet Protocol*) e fonte dos dados. Neste trabalho os dados foram simulados para teste do simulador. Em um ambiente real os dados seriam recebidos dos hardwares nós sensores da rede.

De acordo com a Figura 4.7, o simulador possui ainda as seguintes abas, pré-processamento, fusão de dados e análise de dados. Estas opções são referentes à arquitetura de fusão de dados e seus respectivos módulos, conforme apresentados nas seções 3.2, 3.3 e 3.3.2.3.

A opção pré-processamento, refere-se ao tratamento do sinal oriundo do sensor. Nesta opção é utilizada de acordo com a arquitetura de fusão de dados para limpar, amplificar e melhorar o sinal/dado capturado. No momento da criação do sensor, é possível setar alguns algoritmos de tratamento do sinal. A Figura 4.8 apresenta alguns destes algoritmos no simulador. Outra funcionalidade é a possibilidade de carregar pacotes de pré-processamento (algoritmos) extras para melhorar a qualidade do sinal de acordo com a necessidade da aplicação.

---

<sup>10</sup> No padrão IEEE 1451.2 é especificada a interface entre transdutor e processador de rede, a fim de que uma determinada aplicação, contendo transdutores, possa ser independente do processador de rede, introduzindo assim, o modo de operação *plug and play* do transdutor [IEEE Std 1451.2 1997].

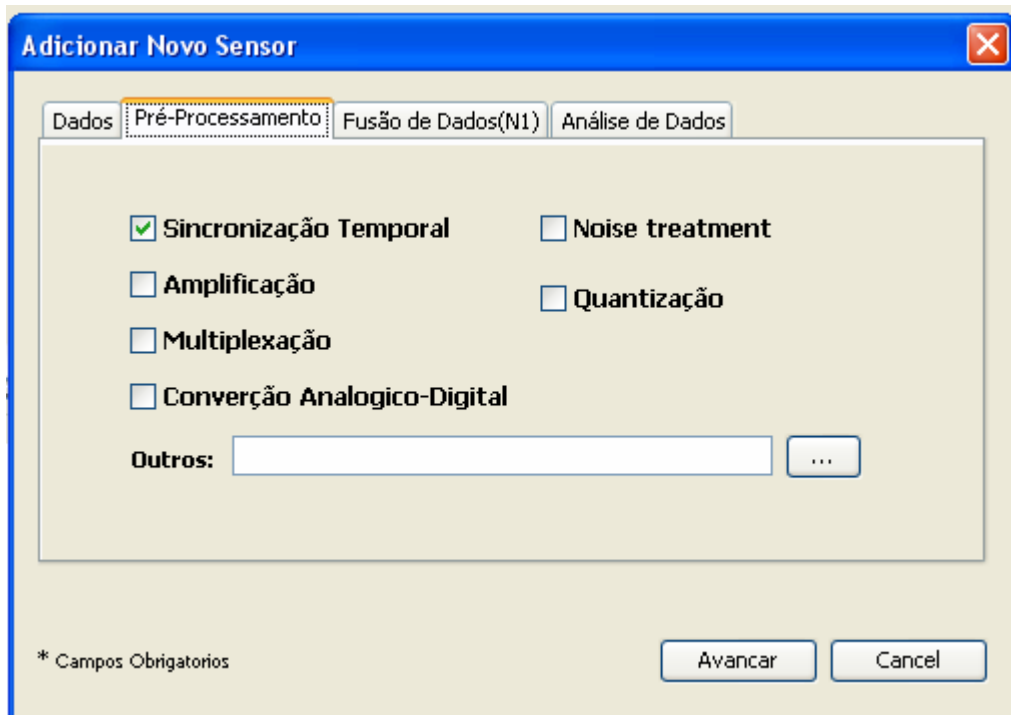


Figura 4.8 - Módulo de pré-processamento do simulador

Na opção fusão de dados é feita a configuração dos algoritmos que são utilizados para fundir os dados. Esta opção é análoga a anterior, que podem ser inseridos algoritmos extras além dos que já aparecem previamente no módulo.

De acordo com a figura 4.9, o módulo de fusão de dados de baixo nível apresenta os algoritmos de média aritmética, geométrica, harmônica, etc.

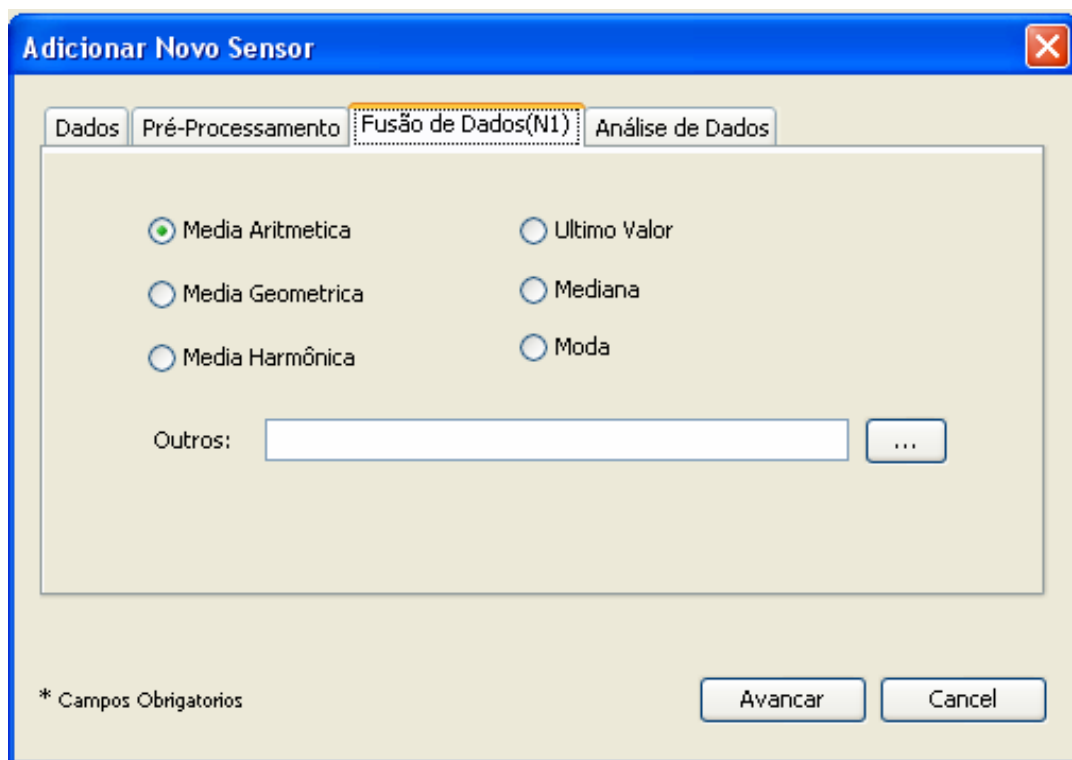


Figura 4.9 - módulo de fusão de dados de baixo nível.

A última opção é justamente o módulo de análise de dados. No caso da aplicação de monitoramento da temperatura corporal é disponibilizado um algoritmo de análise da temperatura corporal baseado, ou carregar outro tipo de programa para analisar os dados.

### 4.3 Exemplo do Monitoramento da Temperatura Corporal Realizada pelo Simulador

Os sensores são espalhados pela superfície do corpo humano, garantindo pelo menos um sensor em cada região, fazendo com que os profissionais da saúde possam obter de maneira pouco obstrutiva a informação necessária. Atualmente, um dos grandes desafios para o uso desses sistemas refere-se a sua autonomia, que é definida pelo desgaste das baterias em razão do uso. Normalmente, a substituição das mesmas é um processo relativamente difícil, pois é necessário desligar o equipamento e configurá-lo novamente.

Como alternativa para a limitação de troca de baterias, é empregado o conceito de fusão de dados objetivando encontrar valores ótimos para o escalonamento de sensores de um sistema vestível a fim de que a sobrevivência deste sistema possa ser aumentada.

De acordo com a arquitetura de fusão de dados, o simulador, ao receber as medições dos sinais com os mesmos instantes de tempos dos diferentes nodos sensores, através do módulo de pré-processamento, executam o procedimento de agrupá-las pelo mesmo período de tempo garantindo a sincronização temporal. Em seguida, os dados são propagados para o módulo de fusão de dados de baixo nível e fundidos, por exemplo, utilizando cálculo da média e variância no mesmo instante de tempo.

Quando a fusão de dados é realizada, os dados são propagados para o módulo de análise de dados e então é aplicado um algoritmo para analisar o dado. No módulo de análise de dados para o exemplo da temperatura corporal é aplicado o algoritmo para interpretação de temperatura média que está apresentado na Figura 3.27. O valor do sinal amostrado é baseado em uma máquina de estados que define o atual valor da temperatura que é propagado para o módulo superior de tomada de decisão. Sendo que a política define alguns estados possíveis de acordo com o grafo da figura. Tomando como exemplo, no sistema, detectou-se o valor de temperatura como “normotermia”, fundindo-o com o valor obtido sem estresse conforme o grafo. A política adotada será manter ligado apenas 10% dos sensores, a área de cobertura equivalente a 10% do total do corpo do indivíduo e com um sensor de acurácia acima de 0.5, conforme a Figura 3.27.

Suponha o seguinte cenário, cinco sensores por região, de acordo com a política são necessários manter apenas 10% de área de cobertura, como sensores somente na região da cabeça. Em relação o valor de acurácia para este exemplo manter uma precisão de 0,5. Neste caso, a política proposta neste trabalho em relação ao exemplo de normotermia se o sistema possui cinco sensores serão desligados quatro, quando o sensor ativo utilizar 15% de bateria será aplicado o escalonamento *Round-Robin*<sup>11</sup> ou fila circular, alternando entre os sensores ativos, ligando e desligando os demais, até que

---

<sup>11</sup> O algoritmo de escalonamento *Round-Robin* é um dos mais antigos e simples algoritmos, além de ser totalmente imune a problemas de *starvation*. É usado em projetos de sistemas operacionais multitarefa, e foi projetado especialmente para sistemas time-sharing, pois este algoritmo depende de um temporizador (Timer).

sejam consumidos a energia das baterias de todos sensores. Caso o indivíduo que está em monitoramento mude seu estado de saúde o sistema muda a política de acordo com o estado de estresse em conjunto com a informação de temperatura conforme a Figura 4.10 passando de normotermia para hipertermia moderada. Os sensores que foram desligados são automaticamente ativados para oferecerem um maior nível de detalhamento. A heurística que é baseada no estado de saúde do indivíduo neste momento deixa a questão de economia de energia em segundo plano oferecendo uma maior atenção ao monitoramento.

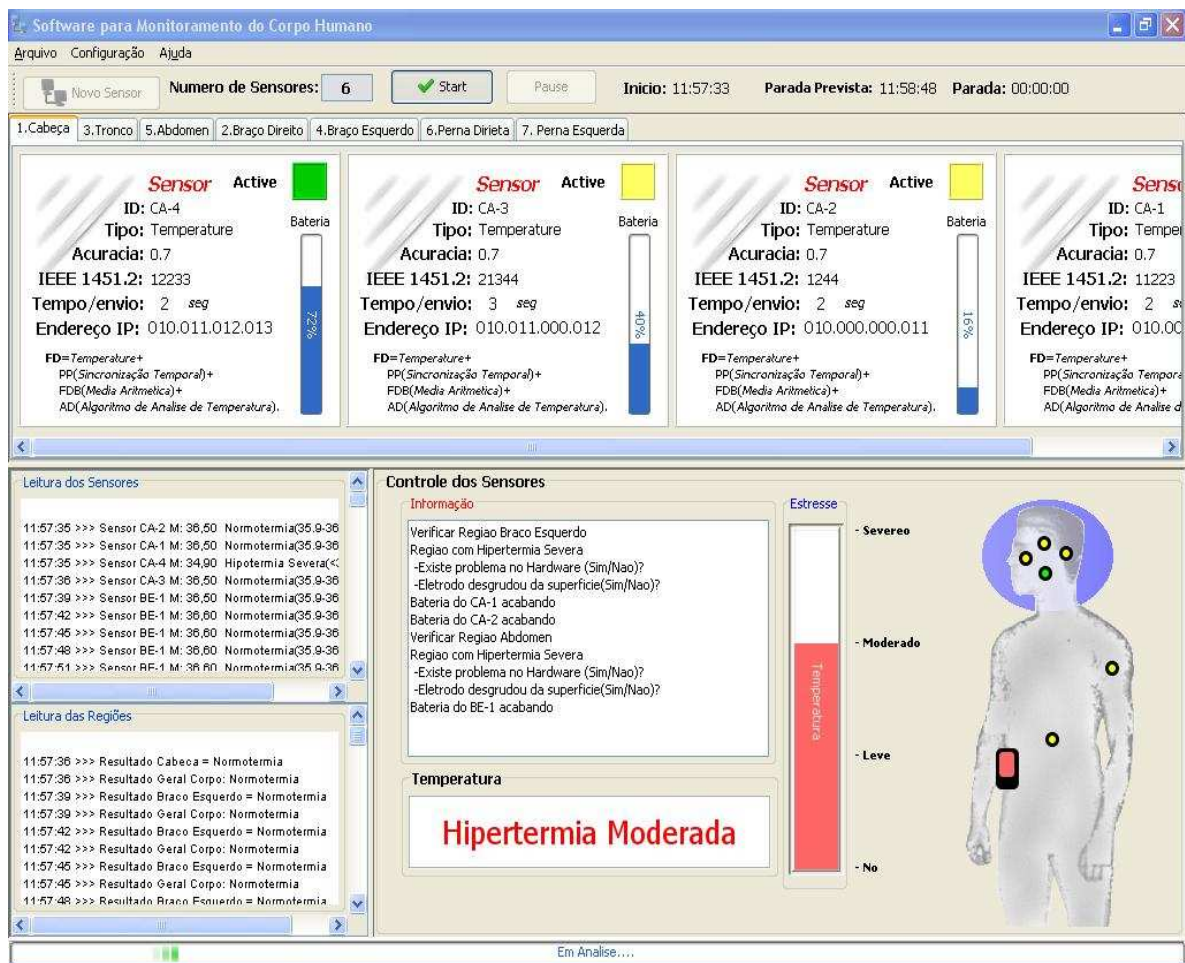


Figura 4.10 - Exemplo de execução do simulador para o exemplo da temperatura corporal da RSCH.

Uma maneira prevista para garantir a eficiência no repasse das informações ao profissional de saúde é ativar sensores com outras funcionalidades para aumentarem o nível de informações no repasse dos dados do indivíduo em monitoramento.

Por exemplo, se um dos sensores detectar uma temperatura corporal na perna direita mais baixa que do restante das outras regiões é disparado algoritmos de controle para

testar os sensores e evidenciar alguma falha de hardware ou de posicionamento. Caso a informação seja que os sensores estão em perfeito funcionamento é então ativado um sensor de pressão arterial para determinar o valor PAD (pressão arterial diastólica) e PAS (pressão arterial sistólica), caso detecte anormalidade o paciente tem uma forte indicação de um diagnóstico de trombose na perna direita.

O profissional de saúde após a configuração lógica de todo o software e adequá-lo aos sensores físicos de acordo com a aplicação ao qual o paciente foi submetido está pronto a seguir para sua casa ou trabalho e ter os sinais de temperatura monitorados enquanto existir energia nas baterias dos nós sensores.

#### **4.4 Ambiente de simulação**

O presente protótipo consiste em monitorar um indivíduo à distância por meio de uma rede de sensores do corpo humano RSCH. A disposição dos sensores e a configuração dos mesmos são realizadas por um profissional de saúde. Com o objetivo de simular o uso de redes de sensores para o corpo humano desenvolveu-se um protótipo utilizando a linguagem JAVA. Este protótipo incorpora os conceitos de arquitetura de fusão de dados, linguagem de fusão de dados, heurística para definição de uma política de funcionamento (Ligar/desligar) dos sensores baseado nos sintomas do indivíduo visando economia de energia, roteamento (escalonamento) entre os sensores com o objetivo de prolongar o tempo de vida do monitoramento da rede no monitoramento da saúde humana.

O ambiente utilizado para realizar as simulações foram dois computadores Pentium 4, 2.2GHz, 4GB RAM executando o sistema operacional Windows XP. Os resultados aqui apresentados foram executados 10 vezes e foram retirados o melhor e o pior resultado. Com isso, os resultados apresentados neste capítulo são a média aritmética das oito simulações de cada experimento. O intervalo de confiança utilizado nos resultados foi de 95%, também foi utilizada estatística, sendo que foi realizado análise entre as médias.

Problema Geral: É possível monitorar a saúde de um indivíduo por meio (utilizando) de uma rede de sensores no corpo humano – RSCH utilizando uma política baseada no estado de saúde do indivíduo para otimização do consumo de energia dos nós sensores?

O ambiente para monitorar a saúde utilizando RSCH envolve distribuir sensores (FC (frequência cardíaca, temperatura corporal, pressão arterial, ECG, etc.) pelo corpo do indivíduo, com o propósito de avaliar a saúde remotamente (PANDIAN, 2008). Considerando que uma RSCH é composta por diversos tipos de sensores replicados, é possível garantir os seguintes aspectos: tolerância a falhas, uso inteligente da energia (sensoriar, transmitir e processar), QoS. Por exemplo, pode-se garantir o maior tempo

de vida do sistema por meio do uso racional da energia desligando a maioria dos sensores, uma vez que o estado de saúde do paciente é normal.

De acordo com o protótipo é possível avaliar os seguintes aspectos:

a) Tempo de vida (*lifetime*): tempo necessário que o sistema permanece ativo desde o início até a sua parada total, ou seja, não exista mais nenhum sensor.

b) Custo total (Sensoriar, Processar e Transmitir): No processo de monitorar um indivíduo, será considerado o custo necessário para sensoriar, processar e transmitir um sinal. O custo de sensoriar é o consumo de energia que o nó sensor utiliza para captar o sinal adquirido do corpo do indivíduo, indiferente para qualquer tipo de sinal. Custo de processar é considerado como sendo o consumo de energia gasto para realizar o pré-processamento e fusão de dados, este custo é realizado de forma centralizada ou distribuída. Custo de transmitir é considerado o consumo de energia gasto para enviar os dados pela RSCH. Neste sistema cada sensor tem o mesmo poder de alcance (consumo de energia), sendo que à distância entre o ponto central (*sink node*) e todos os nós das redes são aproximadamente do mesmo tamanho e de consumo insignificante entre eles. Também são desconsiderados os valores reais para este trabalho, pois este detalhe está vinculado ao desenvolvimento do hardware que não foi contemplado neste trabalho.

Com relação ao processamento é considerado duas formas de execução do sistema de forma centralizada e distribuída. No ambiente centralizado, o sistema realiza o processamento em um nível mais alto em um nó sensor central (*sink node*), neste trabalho é caracterizado pelo aparelho de PDA, que utiliza a rede de telefonia celular para realizar a comunicação externa (central de monitoramento, ambulância, médico etc.). Em equivalência o ambiente distribuído realiza todos os custos (Sensoriar, Processar e Transmitir) dentro de cada nó sensor.

c) Número de sensores: Será avaliado para cada ambiente o número de sensores ideal para a RSCH, garantindo um tempo maior do sistema sem incomodar o indivíduo que receberá a rede de sensores.



d) Resiliência: No sistema os nós sensores permanecem ativos e em operação mesmo quando ocorre alguma parada de algum sensor, para garantir que haja monitoramento da saúde ininterrupto.

e) Controle de atuadores: dependendo do cenário de monitoramento serão ativados sensores extras para validar ou descartar alguma falha ou problema de saúde do indivíduo. Por exemplo, quando uma temperatura da perna esquerda for diferente do resto do corpo, após ser confirmada falha do sensor, ou falha do sistema, será automaticamente ligado um sensor de pressão arterial para avaliar a ausência de fluxo na perna esquerda do indivíduo em monitoramento.

O protótipo permite diversas configurações na arquitetura do sistema de monitoramento da saúde do indivíduo, podendo ser: cenário da aplicação de temperatura corporal, tipo de processamento, o número de sensores por região, taxa de envio das amostras, custo total de monitoramento (S - sensoriar, P - processar, T – transmitir), tempo de vida do sensor, número de regiões ativas. Com relação às regiões do corpo humano a ser monitorada foram definidas 7 (sete), cabeça, tronco, abdômen, pernas e braços, número de sensores testados foram (1, 3 e 5) com a taxa de envio de 1s, 10s e 100s. O cenário de aplicação em que o monitoramento ocorre está definido em 4 (quatro) cenários: (i) todas as regiões com sensores recebendo valores de temperatura corporal alto (acima de 39°C), (ii) todas as regiões com sensores recebendo valores de temperatura corporal normal (36°C até 36.8°C). (iii) todas as regiões normais com sensores recebendo valores de temperatura corporal normal e apenas uma região recebendo valores de temperatura alta (acima de 39°C), representando uma infecção localizada. (iv) todas as regiões normais com sensores recebendo valores de temperatura corporal normal e apenas uma região recebendo valores de temperatura baixa (abaixo de 35°C), representando uma trombose<sup>12</sup>.

---

<sup>12</sup> Trombo (gr. Thrómbos) significa coágulo sangüíneo. Trombose é a formação ou desenvolvimento de um trombo. A trombose pode ocorrer em uma veia situada na superfície corporal, logo abaixo da pele. Nessa localização é chamada de tromboflebite superficial ou simplesmente tromboflebite ou flebite. Nas veias superficiais, ocorre diminuição da temperatura e dor na área afetada, além de vermelhidão e edema (inchaço)

Tabela 4.1 – Variáveis utilizadas nos experimentos

<b>Cenário</b>	<b>Nº de sensores</b>	<b>Nº de Regiões</b>	<b>Taxa de Envio</b>	<b>Tipo processamento</b>
4 Cenários	1, 3 e 5	1, 3, 5 e 7	1s, 10s, e 100s	Centralizado/ Distribuído

Na Tabela 4.1 são apresentados todas as combinações e seus experimentos para avaliar o simulador de acordo com os cenários utilizados pela RSCH. A heurística para a economia de energia dos nós sensores baseada nos sintomas dos indivíduos em monitoramento em conjunto com a arquitetura de fusão de dados utiliza os critérios de tomada de decisão de acordo com a Figura 3.27. Enquanto que os valores de referência para a temperatura corporal com base nas suas variações seguem a Tabela 3.3.

O simulador foi desenvolvido para avaliar o monitoramento da saúde de um indivíduo em função de vários sinais fisiológicos, porém os resultados utilizados foram feitos apenas para a temperatura corporal.

#### **4.5 Cenários de Aplicação do Monitoramento da Temperatura Corporal Simulados neste Trabalho**

Com o objetivo de validar o monitoramento da saúde por meio de uma rede de sensores do corpo humano e as contribuições propostas neste trabalho definiram-se os experimentos que foram utilizados no monitoramento da temperatura corporal de um indivíduo em função de quatro cenários da aplicação. Diante disto, os cenários estão descritos a seguir: (i) todos os sensores de todas as regiões com Hipertermia (febre), (ii) todos os sensores de todas as regiões com Normotermia (quadro normal e estável), (iii) todas as regiões e seus sensores normais com apenas uma região com os sensores com Hipertermia (infecção) e (iv) todas as regiões e seus sensores normais com apenas uma região com os sensores com Hipotermia (trombose). Todos os experimentos foram padronizados de forma que a distribuição dos sensores no indivíduo seja uniforme nas sete regiões monitoradas. Em todos os gráficos a unidade utilizada foi em segundos (s).

Os dados foram simulados a partir de um arquivo de entrada que simula o nó sensor enviando as amostras como se tivesse realizando o processo de sensoriar a temperatura corporal de um indivíduo. Foram então gerados arquivos de entrada para as seguintes situações: (a) normal - 36°C até 36,8°C (normotermia), (b) levemente alta – 36,9°C até 37,8°C (hipertermia leve), (c) moderada alta – 37,9°C até 39°C (hipertermia moderada), (d) severamente alta – acima de 39°C (hipertermia severa), (e) levemente baixa – 35,5°C até 35,9°C (hipotermia leve), (f) moderada baixa – 35°C até 35,4°C (hipotermia moderada) e (g) severamente baixa – abaixo de 35°C (hipotermia severa)

4.5.1 Cenário 1 - monitoramento da temperatura corporal de um indivíduo com todas as regiões do corpo altas (Febre).

Neste cenário os sensores de todas as regiões receberão amostra de dados com valores de temperatura partindo do normal até chegarem a situação de hipertermia severa. Foram avaliadas todas as configurações da Tabela 4.1 para este cenário, também foi testada a heurística com suas respectivas políticas de ligar e desligar os sensores baseado no estado de saúde do indivíduo com base na arquitetura de fusão de dados dos valores recebidos dos arquivos de entrada.

Objetivo: O objetivo deste experimento foi avaliar o tempo de vida da rede, levando em consideração a questão da saúde do indivíduo, ou seja, deve-se economizar bateria apenas nas situações em que o sistema encontre o valor de normal caso contrário deve-se ligar o número de sensores por região de acordo com cada experimento para dar qualidade ao monitoramento. Também foi aplicada a questão de resiliência, ou seja, o monitoramento deve existir enquanto houver um único sensor com capacidade de monitorar e enviar os dados para o módulo de decisão. Outro parâmetro avaliado foi o tipo de processamento que ocorre: (i) fora do sensor em um ponto central (centralizado) e (ii) dentro do próprio sensor (distribuído).

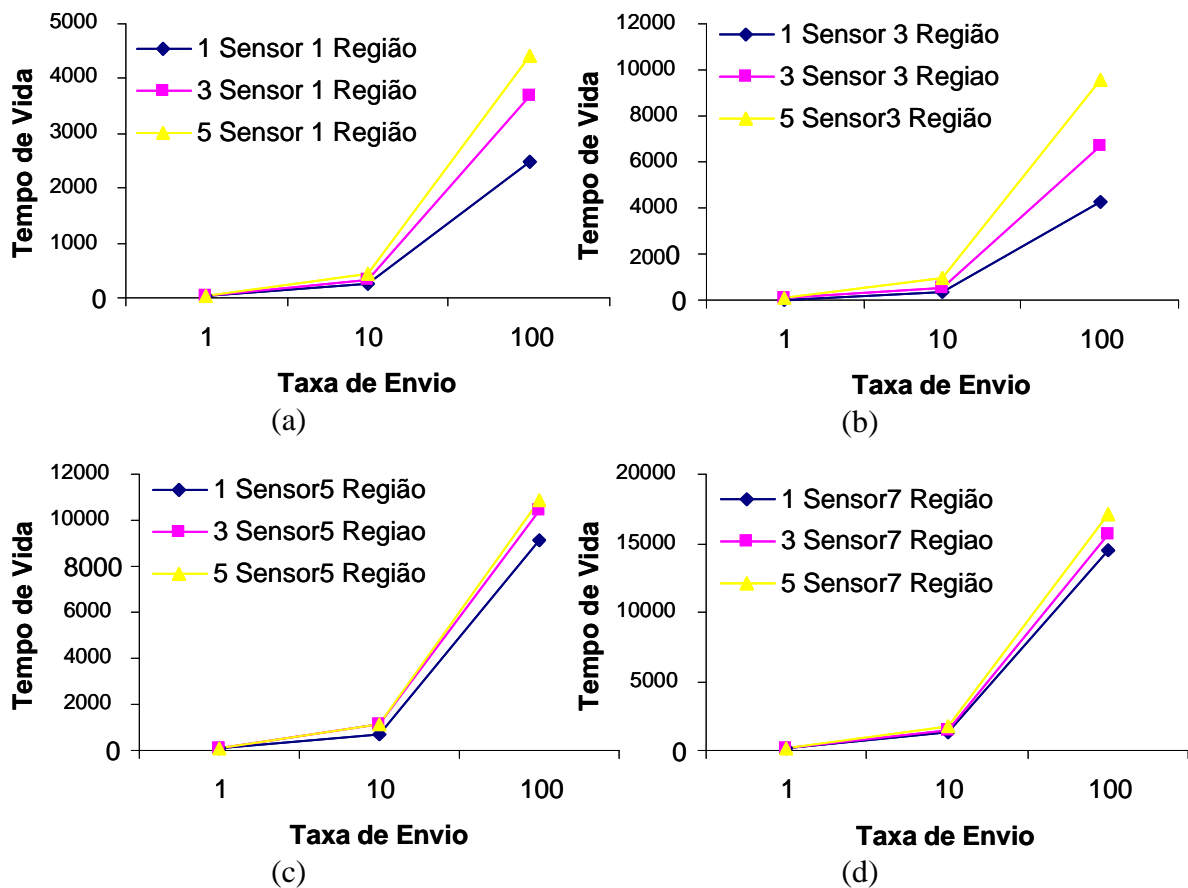


Figura 4.11 - Resultados obtidos da rede de sensores para o Cenário 1: tempo de vida vs. taxa de envio (1s, 10s e 100s), variando o número de sensores (1, 3 e 5) por número de regiões (1 (a), 3 (b), 5 (c) e 7 (d)).

A Figura 4.11 mostra o experimento da relação do tempo de vida vs. taxa de envio dos resultados obtidos do simulador RSCH para o cenário 1, a configuração de uma região variando o número de sensores (1, 3 e 5 sensores) e a taxa de amostragem de 1s, 10s e 100s empregando processamento distribuído. O maior tempo médio de vida da rede (17113s) foi obtido utilizando a configuração de taxa de envio de amostras de 100s e cinco sensores por região. Na configuração com a taxa de amostragem de 1s variando a quantidade de sensores (1, 3 e 5 sensores) o tempo médio de vida da rede foi de 36,67s. O tempo médio para a taxa de amostragem de 10s foi de 338,67s, e para a taxa de amostragem de 100s foi de 3544s. Todos estes valores foram para apenas uma região conforme a Figura 4.11(a). Em um segundo experimento, utilizando a mesma configuração, alterando somente o número de regiões para 3 foram obtidos os seguintes valores médios para o tempo de vida da rede 62,33s, 619,00s e 6860,00s respectivamente para as taxas de amostragem de 1, 10 e 100 Figura 4.11(b). Foram

conduzidos mais dois experimentos onde foram alterados os números de regiões para 5 e 7, Figura 4.11(c) e Figura 4.11 (d). Os valores médios do tempo de vida da rede para as respectivas taxas de amostragem foram 103,00s, 974,00s e 10129,s (5 regiões) e 153,00s 1524,33s e 15795,33s (7 regiões).

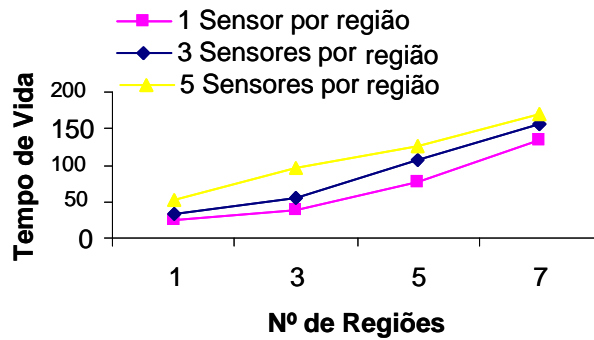


Figura 4.12 - Número de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 1s, número de sensores (1, 3 e 5) por região.

Os resultados dos experimentos apresentados na Figura 4.12 mostram o desempenho do simulador para o tempo de vida vs. o numero de regiões utilizando a taxa de amostragem variando em 1s, 10s e 100s. Neste experimento foram utilizados sensores por região 1, 3 e 5, respectivamente, para cada região do corpo do indivíduo em monitoramento. Para a taxa de amostragem de 1s os resultados médios obtidos foram 68,00s, 661,5s e 7615,0s para o número de 1, 3 e 5 sensores respectivamente. Para os experimentos com a taxa de amostragem 10s e 100s, os valores médios do tempo de vida da rede para as respectivas taxas de amostragem foram 87,5s, 858,75s e 9133,25 de acordo com a Figura 4.13 (a) e 110,75s, 1071,75s e 10498,00s conforme a Figura 4.13 (b).

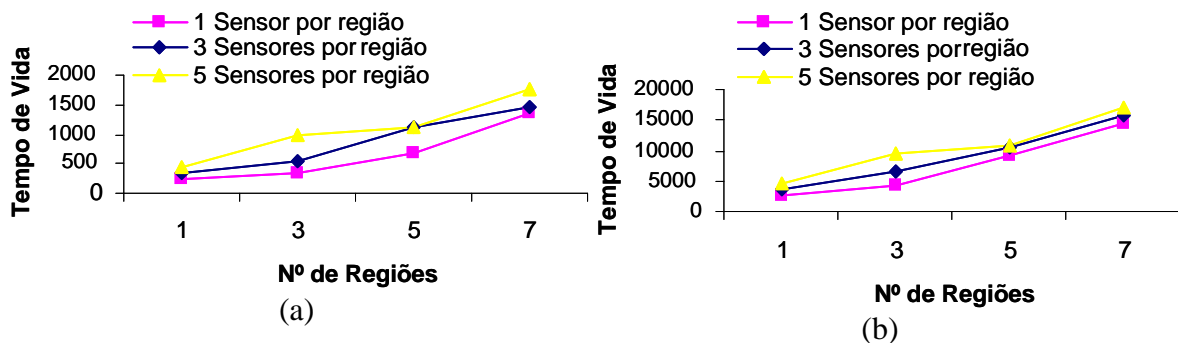


Figura 4.13 - Nº. de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 10s (a) e 100s (b), número de sensores (1, 3 e 5) por região.

#### 4.5.2 Avaliação Cenário 1.

Inicialmente o que se esperava deste cenário se comprovou, ou seja, todos os sensores e todas as regiões com hipertermia severa não utilizaram a heurística foi utilizada muito pouco e na maioria das vezes o monitoramento era realizado por todos os sensores, conforme a Figura 3.27, pois todos os sensores permanecem ativos. Os valores do gráfico da Figura 4.11 apresentam todos os resultados inferiores em relação aos demais cenários nas mesmas circunstâncias. Na Tabela 4.2 é apresentado os dados referente a este cenário.

Tabela 4.2 Tempos Médios Obtidos Cenário 1.

	Número de sensores	Número de regiões	Tempo de vida
Tx 1s	1	1	25,00s
Tx 10s	1	7	1372,00s
Tx 100s	5	7	15795,33s

Com relação ao experimento de um sensor para uma região com a taxa de amostragem de 1s, os valores para os demais experimentos foram muito próximos. Esta proximidade é que não existe diferença entre cenários, pois não se aplica a heurística para ligar/desligar sensores por haver apenas um, bem como o escalonamento de sensores neste experimento apenas um.

Em relação aos gráficos das Figuras 4.12 e Figura 4.13, existem algumas variações em relação aos demais, apesar dos resultados serem valores médios, neste cenário não há uma normalidade. Isto ocorre principalmente pelos valores dos sensores, por exemplo, um experimento de três sensores por três regiões, após o período de warm-up sendo que a informação geral do corpo é normotermia a política deixa apenas um sensor em atividade. Como este cenário é hipertermia severa (febre alta) os valores recebidos por este único sensor subirão até chegar à informação de hipertermia leve, segundo a heurística serão ativados 25% dos sensores em 50% da área de cobertura. Estes sensores

ativados iniciarão com os valores de temperatura normal, até que todos os sensores sejam ligados em função da informação de temperatura hipertermia severa.

4.5.3 Cenário 2 - monitoramento da temperatura corporal de um indivíduo com todas as regiões do corpo normais.

Neste cenário os sensores de todas as regiões receberão amostra de dados com valores de temperatura somente normal. Foram avaliadas todas as configurações da Tabela 4.1 para este cenário, também foi testada a heurística com suas respectivas políticas de ligar e desligar os sensores baseado no estado de saúde do indivíduo com base na arquitetura de fusão de dados dos valores recebidos dos arquivos de entrada.

Objetivo: O objetivo deste experimento foi avaliar o tempo de vida da rede, levando em consideração a questão da saúde do indivíduo, ou seja, deve-se economizar bateria apenas nas situações em que o sistema encontre o valor de normal. Para este cenário buscou-se encontrar o melhor resultado uma vez que todos os sensores de todas as regiões se mantiveram no estado de normotermia, o sistema de acordo com a política utiliza apenas 1 sensor ativo fazendo o rodízio de acordo com o quantum (15%) do escalonamento de fila circular (round-robin). Outro parâmetro avaliado foi o tipo de processamento que ocorre: (i) fora do sensor em um ponto central (centralizado) e (ii) dentro do próprio sensor (distribuído).

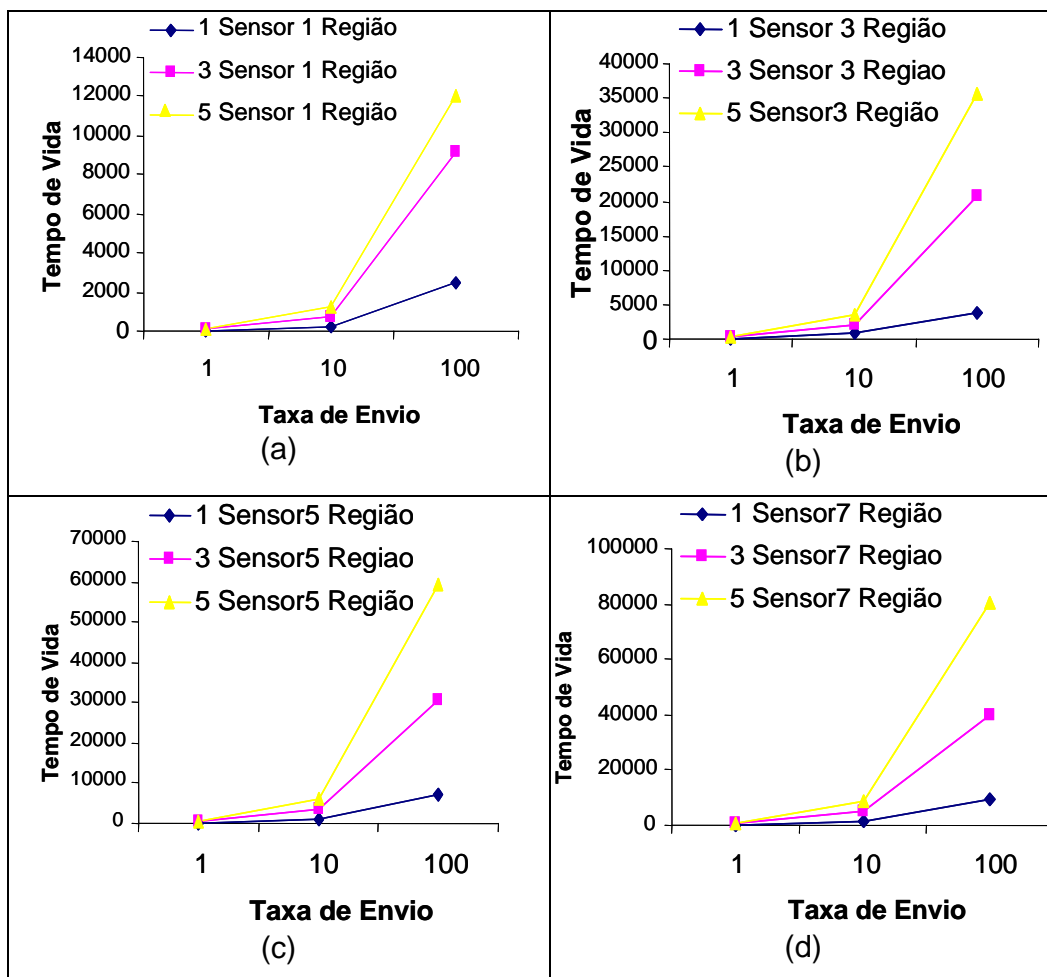


Figura 4.14 - Resultados obtidos da rede de sensores para o Cenário 2: tempo de vida vs. taxa de envio (1s, 10s e 100s), variando o número de sensores (1, 3 e 5) por número de regiões (1 (a), 3 (b), 5 (c) e 7 (d)).

A Figura 4.14 apresenta gráfico da relação do tempo de vida vs. taxa de envio dos resultados obtidos do simulador para o cenário 2 com a configuração de uma região variando o número de sensores (1, 3 e 5 sensores) e a taxa de amostragem de 1s, 10s e 100s empregando processamento distribuído. O maior tempo médio de vida da rede (80605,00s) para este cenário foi obtido utilizando a configuração de taxa de envio de amostras de 100s e cinco sensores por região. Na configuração com a taxa de amostragem de 1s variando a quantidade de sensores (1, 3 e 5 sensores) o tempo médio de vida da rede foi de 71,67s. O tempo médio para a taxa de amostragem de 10s foi de 730,67s e para a taxa de amostragem de 100s foi de 7878,67s. Todos estes valores foram para apenas uma região conforme a Figura 4.14(a). Em um segundo experimento, utilizando mesma configuração, alterando somente o número de regiões



para 3 foram obtidos os seguintes valores médios para o tempo de vida da rede 221,67s, 2170,67s e 19985,00s respectivamente para as taxas de amostragem de 1, 10 e 100 Figura 4.14(b). Foram conduzidos mais dois experimentos onde foram alterados os números de regiões para 5 e 7, Figura 4.14(c) e Figura 4.14(d).. Os valores médios do tempo de vida da rede para as respectivas taxas de amostragem foram 366,00s, 3620,33s e 32476,67s (5 regiões) e 497,67s 5051,00s e 43311,33s (7 regiões).

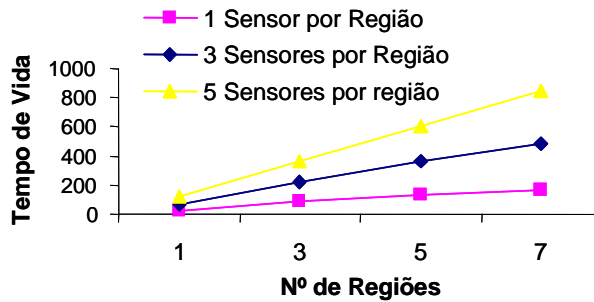


Figura 4.15 - Número de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 1s, número de sensores (1, 3 e 5) por região.

Os experimentos apresentados na Figura 4.15 mostram o desempenho do simulador para o tempo de vida vs. o numero de regiões utilizando a taxa de amostragem variando em 1s, 10s e 100s. Neste experimento foram utilizados sensores por região 1, 3 e 5 respectivamente para cada região do corpo do indivíduo em monitoramento. Para a taxa de amostragem de 1s os resultados médios obtidos foram 102,75s, 970s e 5773,75s para o número de 1, 3 e 5 sensores respectivamente. Para os experimentos com a taxa de amostragem 10s e 100s, os valores médios do tempo de vida da rede para as respectivas taxas de amostragem foram 282,5s, 2891,0s e 25149,25s de acordo com a Figura 4.16(a) e 482,5s, 4818,5s e 46815,75s conforme a Figura 4.16(b).

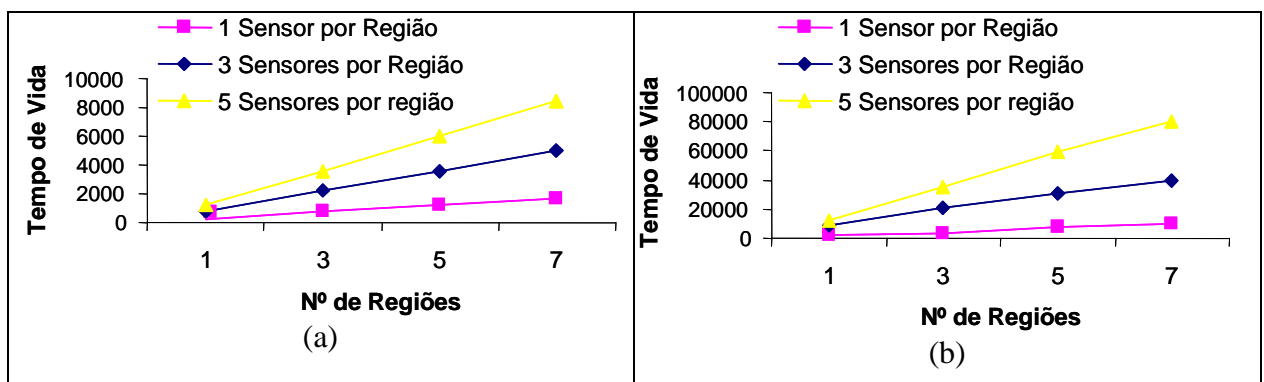


Figura 4.16 - Nº. de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 10s (a) e 100s (b), número de sensores (1, 3 e 5) por região.

#### 4.5.4 Avaliação Cenário 2.

Neste cenário é previsto os melhores resultados em função do tempo de vida da rede, isso se deve aos resultados dos sintomas dos indivíduos simulados. Os valores de entrada simulam uma pessoa com o estado de saúde normotermia. Em função destas características as propostas da heurística e escalonamento de sensores fazem o seu melhor uso, o que ocorre em todo o período da simulação ter apenas um sensor e apenas uma região ativa, vide Figura 3.27. Conforme apresentado nos gráficos da Figura 4.14 todos os resultados são melhores em 96,99% que o cenário 1.

Apesar do cenário 2 ser considerado o ideal em termos do tempo de vida da rede, clinicamente é de pouca relevância, pois o indivíduo em monitoramento não sofre nenhuma alteração no seu estado de saúde. Entretanto, o fato de monitorar continuamente um indivíduo por períodos prolongados são fundamentais para alguns casos clínicos. Como exemplo, destes casos clínicos um paciente em uma localidade de difícil acesso, o que tornaria quase impossível a substituição das baterias dos nós sensores. Outra vantagem do monitoramento prolongado seria a redução dos erros humanos causados por longos turnos de trabalhos dos profissionais de saúde, horários não muito convenientes de trabalho. Isto possibilita aos profissionais de saúde aplicar melhor seu tempo de trabalho em situações mais importantes, além disso, o uso de uma RSCH possibilitará no nível de conforto da pessoa em monitoramento. Outra vantagem é que as pessoas não necessitaram sair de casa para verificar o seu estado de saúde em algum ambiente hospitalar, evitando aumento nas filas de espera, e no número de consultas desnecessárias.

Inicialmente o que se esperava desse cenário se comprovou, ou seja, todos os sensores e todas as regiões com normotermia, em função de utilizarem a heurística em todos os momentos pode obter um ganho de 100%, pois na maioria das vezes o monitoramento era realizado por apenas 10% de sensores com atividade e 10% da área de cobertura, conforme a Figura 3.27. Na Tabela 4.3 são apresentados os dados referente a este cenário.

Tabela 4.3 Tempos Médios Obtidos Cenário 2.

	Número de sensores	Número de regiões	Tempo de vida
Tx 1s	1	1	25,00s
Tx 10s	1	7	1690s
Tx 100s	5	7	80605s

4.5.5 Cenário 3 - monitoramento da temperatura corporal de um indivíduo com todas as regiões do corpo normais, com apenas uma região alta (Infecção).

Neste cenário, os sensores de todas as regiões receberão amostra de dados com valores da temperatura corporal do indivíduo normal e apenas uma região do corpo recebendo valores de temperatura alta (febre localizada). Este tipo de cenário caracteriza que a pessoa em monitoramento está tendo uma infecção localizada em uma parte específica do corpo apenas. Por exemplo, uma mãe amamentando seu filho que deixa de preparar o peito para o momento da amamentação pode levar à mastite, uma doença inflamatória bastante incômoda que, se não for tratada a tempo, só é curada com cirurgia. Foram avaliadas todas as configurações da Tabela 4.1 para este cenário, também foi testada a heurística com suas respectivas políticas de ligar e desligar os sensores baseado no estado de saúde do indivíduo com base na arquitetura de fusão de dados dos valores recebidos dos arquivos de entrada.

Objetivo: O objetivo deste experimento foi avaliar o tempo de vida da rede, levando em consideração a questão da saúde do indivíduo, ou seja, deve-se economizar bateria apenas nas situações em que o sistema encontre o valor de normal. Para este cenário buscou-se encontrar uma relação ideal. Porém a priori este cenário não deve ter os melhores resultados para o tempo de vida da rede, pois o valor de temperatura elevado de apenas uma região obriga o sistema entrar com maior número de sensores para aumentar a qualidade do monitoramento. Este cenário buscou encontrar a melhor relação entre economia de energia e qualidade no monitoramento do indivíduo.

Também avaliou o tipo de processamento: (i) fora do sensor em um ponto central (centralizado) e (ii) dentro do próprio sensor (distribuído).

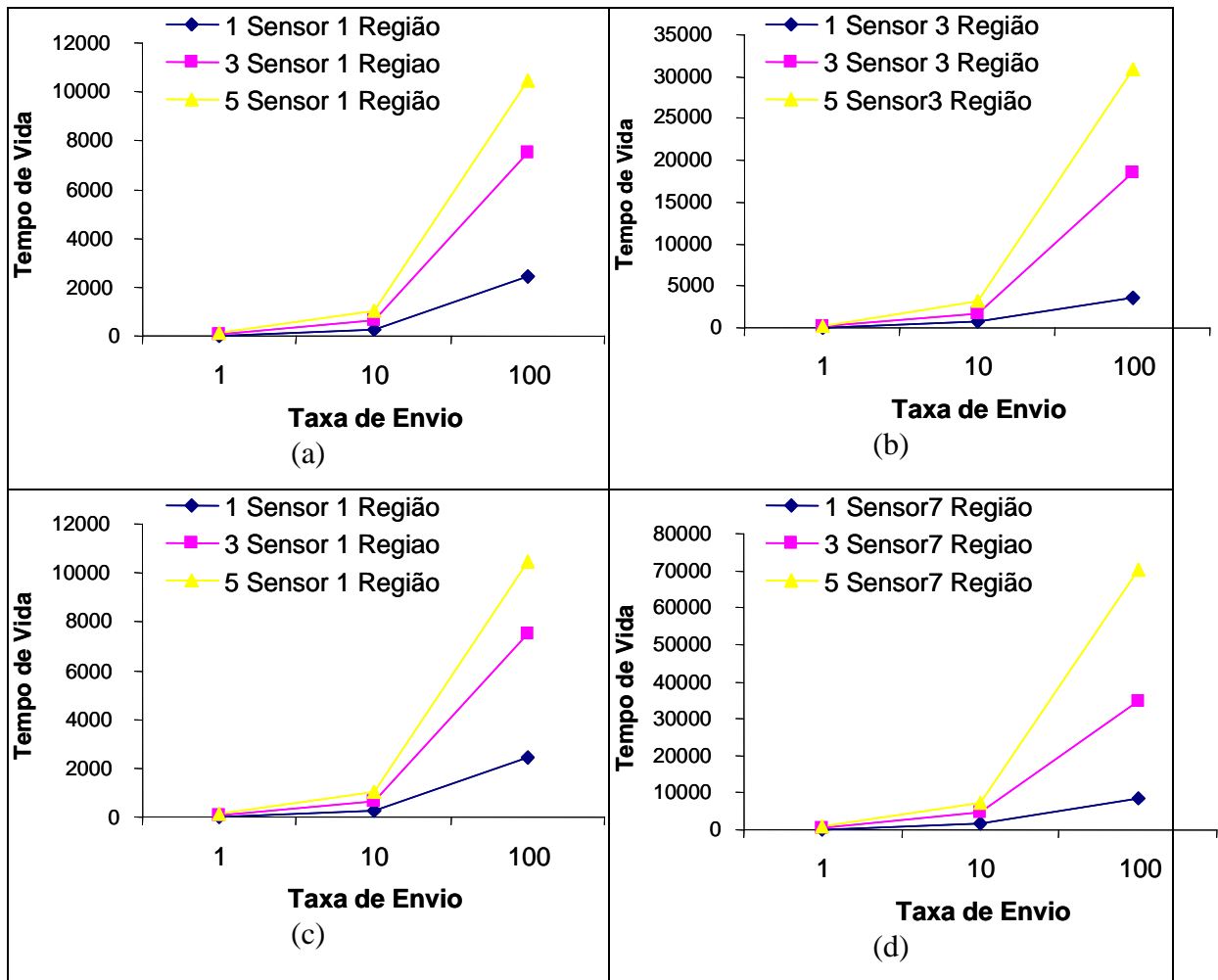


Figura 4.17 - Resultados obtidos da rede de sensores para o Cenário 3: tempo de vida vs. taxa de envio (1s, 10s e 100s), variando o número de sensores (1, 3 e 5) por número de regiões (1 (a), 3 (b), 5 (c) e 7 (d)).

A Figura 4.17 apresenta a relação do tempo de vida vs. taxa de envio dos resultados obtidos do simulador RSCH para o cenário 3 com a configuração de uma região variando o número de sensores (1, 3 e 5 sensores) e a taxa de amostragem de 1s, 10s e 100s empregando processamento distribuído. O maior tempo médio de vida da rede (70126,35s) foi obtido utilizando a configuração de taxa de envio de amostras de 100s e cinco sensores por região. Na configuração com a taxa de amostragem de 1s variando a quantidade de sensores (1, 3 e 5 sensores) o tempo médio de vida da rede foi de 63,77s. O tempo médio para a taxa de amostragem de 10s foi de 638,32s e para a taxa de amostragem de 100s foi de 6794,04s. Todos estes valores foram para apenas uma região

conforme a Figura 4.17(a). Em um segundo experimento, utilizando mesma configuração, alterando somente o número de regiões para 3 foram obtidos os seguintes valores médios para o tempo de vida da rede 175,55s, 1837,52s e 17659,50s respectivamente para as taxas de amostragem de 1, 10 e 100 Figura 4.17(b). Foram conduzidos mais dois experimentos onde foram alterados os números de regiões para 5 e 7, Figura 4.17(c) e Figura 4.17(d).. Os valores médios do tempo de vida da rede para as respectivas taxas de amostragem foram 306,33s, 2821,00s e 27564,93s (5 regiões) e 459,67s 4506,81s e 37680,86s (7 regiões).

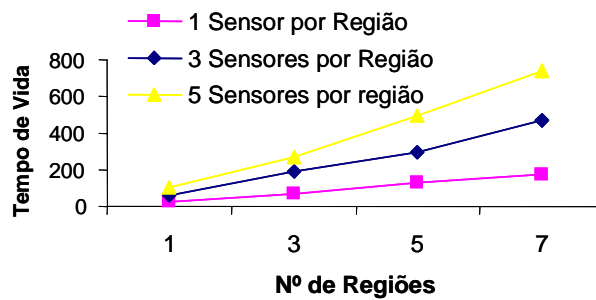


Figura 4.18 - Número de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 1s, número de sensores (1, 3 e 5) por região.

Os experimentos apresentados na Figura 4.18 mostram o desempenho do simulador para o tempo de vida vs. o número de regiões utilizando a taxa de amostragem variando em 1s, 10s e 100s. Neste experimento foram utilizados sensores por região 1, 3 e 5 respectivamente para cada região do corpo do indivíduo em monitoramento. Para a taxa de amostragem de 1s os resultados médios obtidos foram 98,5s, 946,0s e 5192,66s para o número de 1, 3 e 5 sensores respectivamente. Para os experimentos com a taxa de amostragem 10s e 100s, os valores médios do tempo de vida da rede para as respectivas taxas de amostragem foram 252,70s, 2285,35s e 21869,46s de acordo com a Figura 4.19(a) e 402,78s, 4121,39s e 40212,38s conforme a Figura 4.19(b).

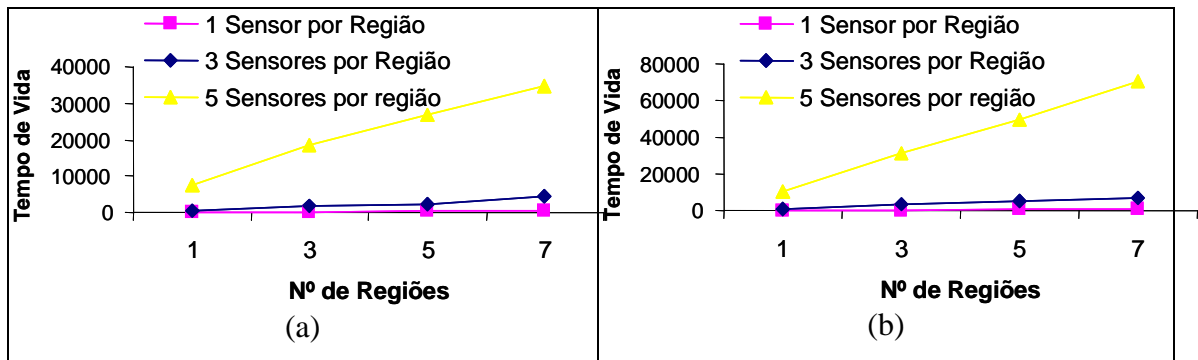


Figura 4.19 - Número de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 10s (a) e 100s (b), número de sensores (1, 3 e 5) por região.

#### 4.5.6 - Avaliação do Cenário 3

Neste cenário apresentou uma situação específica, porém de grande importância para alguns setores, tais como cirurgia cardiovascular que depende do monitoramento específico de algumas regiões do corpo humano. Neste cenário todos os sensores de todas as regiões com normotermia e apenas uma região com temperatura elevada nos sensores que simulam uma infecção localizada. Os valores do gráfico da Figura 4.17 apresentam todos os resultados inferiores em relação ao cenário 2, porém teve um desempenho melhor que o cenário 1. Quando os sensores da região com a temperatura elevada aciona a heurística fazendo o escalonamento dos sensores de forma a economizar a energia dos nós sensores.

#### 4.5.7 Cenário 4 - monitoramento da temperatura corporal de um indivíduo com todas as regiões do corpo normais, com apenas uma região baixa (Trombose).

Este cenário, os sensores de todas as regiões receberão amostra de dados com valores da temperatura corporal do indivíduo normal e apenas uma região do corpo recebendo valores de temperatura baixa (trombose). Este tipo de cenário caracteriza que a pessoa em monitoramento está tendo uma diminuição da corrente sanguínea localizada em uma parte específica do corpo. Foram avaliadas todas as configurações da Tabela 4.1 para este cenário, também foi testada a heurística com suas respectivas políticas de ligar e desligar os sensores baseado no estado de saúde do indivíduo com base na arquitetura de fusão de dados dos valores recebidos dos arquivos de entrada.

Objetivo: O objetivo deste experimento foi avaliar o tempo de vida da rede, levando em consideração a questão da saúde do indivíduo, ou seja, deve-se economizar bateria apenas nas situações em que o sistema encontre o valor de normal. Para este cenário buscou-se encontrar uma relação ideal. Porém a priori este cenário não deve ter os melhores resultados para o tempo de vida da rede, pois o valor de temperatura elevado de apenas uma região obriga o sistema entrar com maior número de sensores para aumentar a qualidade do monitoramento. Como o cenário anterior, este cenário buscou encontrar a melhor relação entre economia de energia e qualidade no monitoramento do indivíduo. Também avaliou o tipo de processamento: (i) dentro do sensor (distribuído) e (ii) fora do sensor em um ponto central (centralizado).

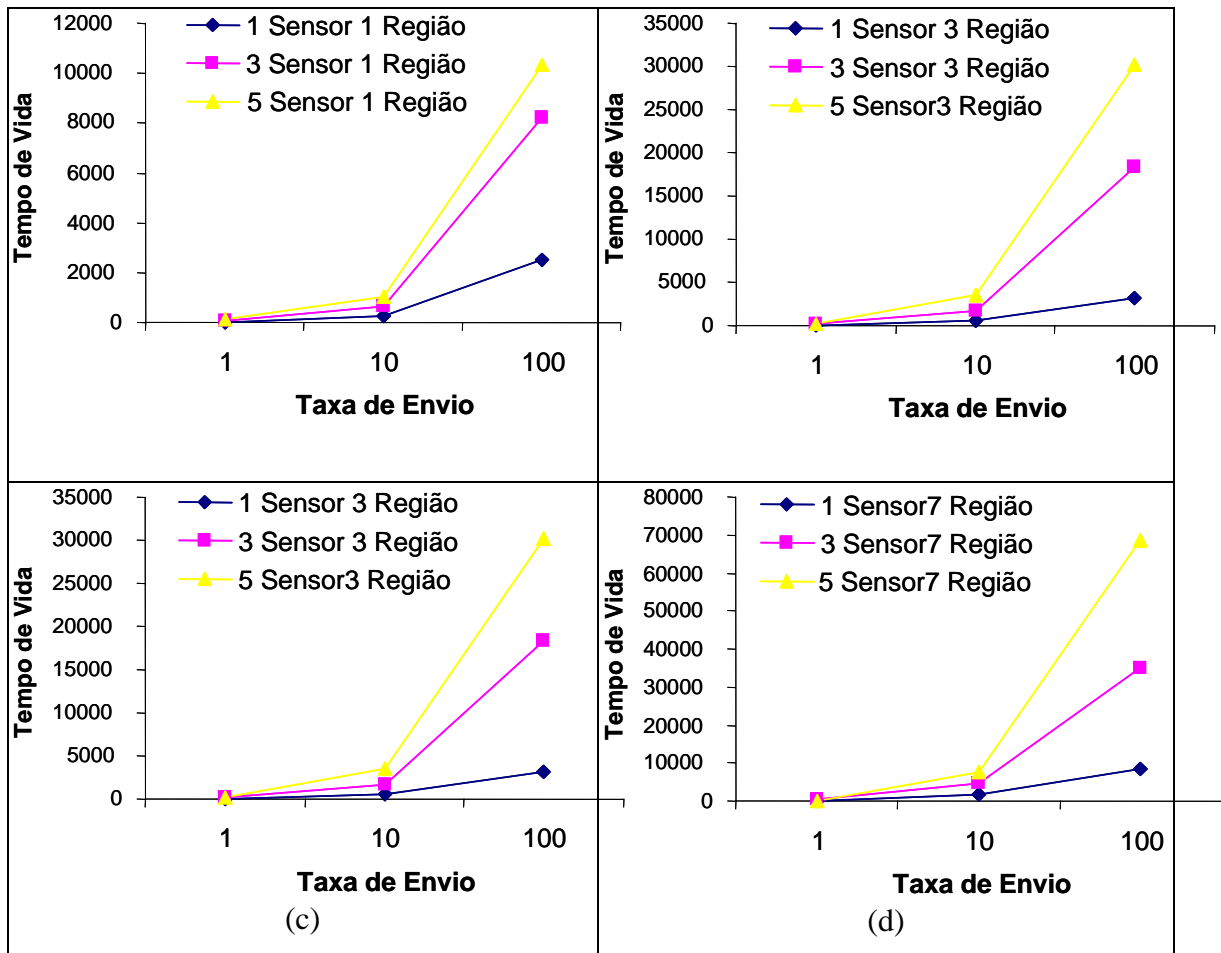


Figura 4.20 - Resultados obtidos da rede de sensores para o Cenário 4: tempo de vida vs. taxa de envio (1s, 10s e 100s), variando o número de sensores (1, 3 e 5) por número de regiões (1 (a), 3 (b), 5 (c) e 7 (d)).

A Figura 4.20 apresenta a relação do tempo de vida vs. taxa de envio dos resultados obtidos do simulador para o cenário 2 com a configuração de uma região variando o número de sensores (1, 3 e 5 sensores) e a taxa de amostragem de 1s, 10s e 100s empregando processamento distribuído. O maior tempo médio de vida da rede (68514,25s) para este cenário foi obtido utilizando a configuração de taxa de envio de amostras de 100s e cinco sensores por região. Na configuração com a taxa de amostragem de 1s variando a quantidade de sensores (1, 3 e 5 sensores) o tempo médio de vida da rede foi de 64,20s. O tempo médio para a taxa de amostragem de 10s foi de 643,31s e para a taxa de amostragem de 100s foi de 7013,97s. Todos estes valores foram para apenas uma região conforme a Figura 4.20(a). Em um segundo experimento, utilizando mesma configuração, alterando somente o número de regiões para 3 foram obtidos os seguintes valores médios para o tempo de vida da rede 179,40s, 1964,47s e 17219,24s respectivamente para as taxas de amostragem de 1, 10 e 100 Figura 4.20(b). Foram conduzidos mais dois experimentos onde foram alterados os números de regiões para 5 e 7, Figura 4.20(c) e Figura 4.20(d). Os valores médios do tempo de vida da rede para as respectivas taxas de amostragem foram 309,67s, 3405,35s e 26816,86s (5 regiões) e 249,00s 4511,67s e 37307,92s (7 regiões).

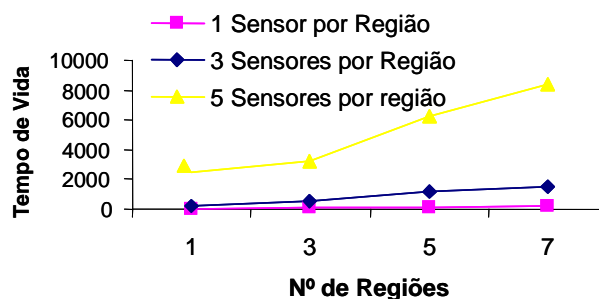


Figura 4.21 - Números de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 1s, número de sensores (1, 3 e 5) por região.

Os experimentos apresentados na Figura 4.21 mostram o desempenho do simulador para o tempo de vida vs. o número de regiões utilizando a taxa de amostragem variando em 1s, 10s e 100s. Neste experimento foram utilizados sensores por região 1, 3 e 5 respectivamente para cada região do corpo do indivíduo em monitoramento. Para a taxa de amostragem de 1s os resultados médios obtidos foram 96,5s, 880,5s e 5091,18s para o número de 1, 3 e 5 sensores respectivamente. Para os experimentos com a taxa de amostragem 10s e 100s, os valores médios do tempo de vida da rede para as respectivas



taxas de amostragem foram 254,5s, 2462,77s e 21945,12s de acordo com a Figura 4.22(a) e 250,7s, 4550,32s e 39232,19s conforme a Figura 4.22(b).

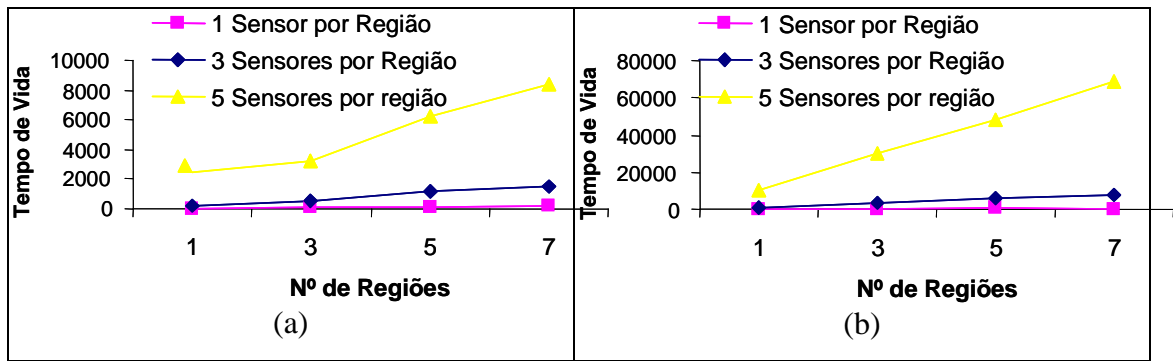


Figura 4.22 - Número de regiões vs. tempo de vida com taxa de amostragem de 10s (a) e 100s (b), número de sensores (1, 3 e 5) por região.

#### 4.5.8 Avaliação do Cenário 4

Este cenário apresentou uma situação muito próxima ao cenário 3, porém ao contrario de se ter uma região com temperatura elevada apresenta uma região com temperatura baixa. A região com baixos valores de temperatura detecta a possibilidade de trombose na região diferenciada. Os valores do gráfico da Figura 4.20 apresentam também todos os resultados inferiores em relação ao cenário 2, porém teve um desempenho melhor que o cenário 1. Quando os sensores da região com a temperatura baixa aciona a heurística fazendo o escalonamento dos sensores de forma a economizar a energia dos nós sensores.

#### 4.6 Conclusões parciais

Com o intuito de avaliar o tempo de vida da RSCH para os cenários definidos anteriormente, para cada experimento foram realizadas 10 execuções para cada situação obtendo valores médios entre eles.

Na maioria dos trabalhos relacionados com RSCH existe uma preocupação em relação à precisão dos sinais adquiridos pelos nós sensores (LIN, 2004), (PADIAN,2008), (LU et al., 2008). Entretanto, esta condição depende de um alto consumo de energia dos nós sensores o que vai comprometer o tempo total de vida da rede. Diante disso é importante salientar que no monitoramento da saúde de pessoas, em alguns momentos é mais importante prolongar o tempo do monitoramento ao invés de apresentar uma informação precisa.

Para validar as propostas da heurística baseada no estado de saúde do indivíduo para a economia de energia dos nós sensores e, assim, prolongando o tempo de vida do sistema foram utilizados o software Epi Info™ 6 *for DOS Current Version* 6.04, com as operações de comparação de média utilizando a variância de 10 resultados de simulação de cada experimento.

Tabela 4.4 – Experimentos utilizados para aplicar os cálculos estatísticos sobre as medias do tempo de vida da RSCH

	experimento 1	experimento 30
taxa de envio	1	3
Nº de sensores	1	7
Nº de regiões	1	10
processamento	centralizado/ distribuido	centralizado/ distribuido

Com o propósito de realizar o teste de significância estatística dos valores médios do tempo de vida obtidos a partir dos cenários que foram aplicados no simulador definiu-se como hipótese nula ( $H_0$ ) a não existência de diferença entre os tempos médios de vida da rede nos diferentes cenários. O teste estatístico de diferenças entre as médias foi utilizado para verificar possíveis diferenças na homogeneidade das médias do tempo de vida da RSCH obtido a partir dos cenários no monitoramento da temperatura corporal. Valore de p menores que 5% foram considerados estatisticamente significantes, implicando na rejeição da hipótese nula ( $H_0$ ) (independente do cenário não existe diferença entre o tempo médio de vida da rede).

Tabela 4.5 – Resultados estatísticos dos valores médios do tempo de vida da RSCH para experimento 1, na forma centralizado e distribuída.

<b>Centralizado</b> <b>Distribuído</b>	Cenário 1		Cenário 2		Cenário 3		Cenário 4	
Cenário 1	XXXXXX	XXXXXX	M1 75,33	M2 166,05	M1 75,33	M3 147,30	M1 75,33	M4 148,80
	XXXXXX		p = 0,0		p = 0,0		p = 0,0	
Cenário 2	M1 36,7	M2 73,8	XXXXXX	XXXXXX	M2 166,05	M3 147,30	M2 166,05	M4 148,80
	p = 0,0		XXXXXX		p = 0,0		p = 0,0	
Cenário 3	M1 36,7	M3 63,76	M2 73,8	M3 63,76	XXXXXX	XXXXXX	M3 147,30	M4 148,80
	p = 0,0		p = 0,0		XXXXXX		p = 0,0	
Cenário 4	M1 36,7	M4 64,2	M2 73,8	M4 64,2	M3 63,76	M4 64,2	XXXXXX	XXXXXX
	p = 0,0		p = 0,0		p = 0,0		XXXXXX	

Foram realizados os testes estatísticos para dois experimentos conforme a Tabela 4.4 e foram obtidos os seguintes resultados de acordo com as Tabelas 4.5 e Tabela 4.6. As tabelas com os resultados foram realizadas tanto para o processamento centralizado quanto para o processamento distribuído. Como era de se esperar o processamento centralizado obteve os melhores resultados, em função de não ter o custo de processamento dentro do nó sensor, sendo que esta tarefa fica a cargo do nó sensor central (PDA).

Tabela 4.6 – Resultados estatísticos dos valores médios do tempo de vida da RSCH para experimento 30, na forma centralizada e distribuída.

<b>Centralizado</b> <b>Distribuído</b>	Cenário 1		Cenário 2		Cenário 3		Cenário 4	
Cenário 1	XXXXXX	XXXXXX	M1 3482,4	M2 12122,4	M1 3482,4	M3 10874,88	M1 3482,4	M4 10223,22
	XXXXXX		p = 0,0		p = 0,0		p = 0,0	
Cenário 2	M1 1451,45	M2 5051,67	XXXXXX	XXXXXX	M2 12122,4	M3 10874,88	M2 12122,4	M4 10223,22
	p = 0,0		XXXXXX		p = 0,0		p = 0,0	
Cenário 3	M1 1451,45	M3 4531,17	M2 5051,67	M3 4531,17	XXXXXX	XXXXXX	M3 10874,88	M4 10223,22
	p = 0,0		p = 0,0		XXXXXX		p = 0,0	
Cenário 4	M1 1451,45	M4 4444,88	M2 5051,67	M4 4444,88	M3 4531,17	M4 4444,88	XXXXXX	XXXXXX
	P = 0,0		p = 0,0		p = 0,0		XXXXXX	

De acordo com os resultados obtidos através dos cálculos estatísticos da média do tempo de vida da RSCH para os experimentos 1 e 30, o que pode ser comprovado através da rejeição da hipótese nula ( $H_0$ ) a não existência de diferença entre os tempos médios. Isso comprova que a heurística adotada, bem como o escalonamento entre sensores baseado no estado de saúde do indivíduo faz diferença na economia da energia dos nós sensores aumentando o tempo de vida da RSCH.

## **5 – Conclusões**

### **5.1 Considerações Finais**

Embora não haja consenso sobre como medir desempenho dos sistemas de serviços de saúde, pois desempenho é sempre definido em relação ao cumprimento de objetivos e funções das organizações que compõem o sistema, variando de acordo com o que cada país estabeleceu como suas metas. Porém, neste trabalho, buscou-se uma razão para a questão da economia de energia dos nós sensores e qualidade no monitoramento da saúde de indivíduos.

A aplicação da computação pervasiva no domínio da assistência monitorada é um complemento ao tratamento tradicional. Essa união pode auxiliar na detecção de situações de alerta, evitando que se recorra a um atendimento somente quando a situação já é crítica. Outro ponto positivo é que as pessoas não necessitam sair de casa para verificar o seu estado de saúde em algum ambiente hospitalar, evitando aumento nas filas de espera, e no número de consultas desnecessárias.

O uso de tecnologias com monitoramento contínuo favorece a detecção precoce proporcionando às pessoas um aumento da confiabilidade, ocasionando diretamente na qualidade de vida. Outra vantagem destas tecnologias é que permitirá que as pessoas participem de atividades normais da vida cotidiana, em vez de ficar em casa ou perto de serviços médicos especializados.

A proposta desta tese em desenvolver uma arquitetura para desenvolvimento de aplicações de rede de sensores para monitoramento da saúde humana foi alcançada pela implementação apresentada da aplicação de monitoramento da temperatura corporal. Outro objetivo alcançado foi de tornar a arquitetura proposta compatível com aplicações de redes de sensores distribuída e centralizada conforme apresentada na implementação.

Uma das questões mais críticas das RSCH é a limitação da quantidade de energia dos nós sensores. Com isso deve-se fazer um bom uso da energia, através de arranjos,

técnicas ou soluções para aumentar o tempo de vida da rede (ALFIERI, 2007). A vida útil da rede pode ser otimizada com uso de gerência do consumo de energia de cada nó da rede, o que proporciona uma melhora global da RSCH, como é a heurística proposta por esta tese.

Como resultado desta heurística com base nos sintomas dos indivíduos em monitoramento para economia de energia baseado na técnica de fusão de dados possibilitando um maior tempo de vida para auxiliar as aplicações de redes de sensores para monitoramento da saúde humana.

Esta nova tecnologia tem potencial para oferecer uma ampla gama de benefícios para as pessoas saudáveis, os doentes, pessoas da área de saúde e da sociedade. Um destes benefícios é a monitoramento contínua e detecção precoce de condições anormais, reabilitação supervisionada, o conhecimento e uso potencial cruzando os dados monitorados com outras fontes de informações (prontuário eletrônico).

Várias soluções do projeto e da comunicação do nó sensor com o uso da computação, protocolos de roteamento e organização da rede podem produzir significativa economia da energia dos sensores. Assim que o sensor da rede entra em operação, técnicas dinâmicas de gerência de energia podem ser empregadas de forma a aumentar o tempo de vida da RSCH. A técnica de escalonamento proposta é uma dessas soluções de economia de energia em conjunto com a heurística com o objetivo de garantir um bom desempenho da rede sem comprometer a qualidade do monitoramento da saúde.

A comprovação do bom desempenho da heurística para economia de energia dos nós sensores baseado nos sintomas dos indivíduos através da comparação das médias do tempo de vida da RSCH para os cenários propostos, se mostraram bastante animadores. Também ficou comprovado que para o desenvolvimento do nó sensor a possibilidade de realizar o processamento distribuído como técnicas de redução nos dados a serem enviados para os cenários de aplicação de saúde podem fazer diferença na tomada de decisão dos profissionais de saúde.

Foi alcançado o objetivo da proposta da arquitetura validada por meio de um simulador (protótipo de software) e comprovada a heurística adotada, bem como o escalonamento

entre sensores baseados no estado de saúde do indivíduo fazendo diferença na economia da energia dos nós sensores aumentando o tempo de vida da RSCH.

O monitoramento de pacientes, como uma etapa de auxílio no tratamento e assistência à saúde de pessoas, deve ser permeado pela avaliação crítica no que se refere aos aspectos éticos a que se destinam os resultados e aos próprios valores que referenciam a sua aplicação.

## **5.2 Propostas para Trabalhos Futuros**

O monitoramento contínuo da saúde reúne aplicações como, falhas, detecção de quedas e de situações críticas, dentre outros, que exigem uma computação onipresente – ubiquidade associada à segurança, de dignidade e evolução de sistemas computacionais. Devido ao fato que recentemente foi descoberta a potencialidade dessas aplicações, novas arquiteturas devem ser propostas para o projeto e o desenvolvimento de qualidade.

Uma forma de expandir a utilidade proposta por esta tese, como trabalhos futuros, é a confecção dos nós sensores para a aplicação proposta bem como o desenvolvimento de sensores de ECG, pressão arterial entre outros. Com os nós sensores será possível avaliar o tempo de vida da rede com maior precisão e também as questões relacionadas ao desempenho e ergonomia na disposição dos mesmos no corpo do indivíduo.

Como trabalhos futuros sensores com outras funcionalidades para aplicações de redes de sensores para monitoramento da saúde humana, tais como o ECG, que pode ser colocado como um único sensor para fundir informações com a temperatura e então resultar em uma terceira informação. Pode auxiliar ao profissional de saúde na hora de convergir a um diagnóstico. Outra funcionalidade importante seria pressão arterial que em conjunto com a temperatura apresenta grandes variações no corpo humano. Conforme Rocha et al. (ROCHA et al., 2002), o nível e a variabilidade da pressão arterial (PA) sofrem importantes influências genéticas individuais em associação com

fatores ambientais. Dentre as causas ambientais, o estresse durante a jornada de trabalho tem ganhado importância nas últimas duas décadas.

O sensor de Pressão Arterial na proposta da arquitetura de aplicações de redes de sensores para monitoramento da saúde humana é relacionado segundo a Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Tabela das Frequências Cardíacas médias em batimentos por minutos (BPM)

<b>Frequência Cardíaca &lt; 29 Bpm</b>	<b>Bradicardia Severa</b>
30 Bpm <= <b>Frequência Cardíaca</b> <= 39 Bpm	<b>Bradicardia Moderada</b>
40 Bpm <= <b>Frequência Cardíaca</b> <= 49 Bpm	<b>Bradicardia Leve</b>
50 Bpm <= <b>Frequência Cardíaca</b> <= 59 Bpm	<b>Normal Baixa</b>
60 Bpm <= <b>Frequência Cardíaca</b> <= 79 Bpm	<b>Normal</b>
80 Bpm <= <b>Frequência Cardíaca</b> <= 99 Bpm	<b>Normal Alta</b>
100 Bpm <= <b>Frequência Cardíaca</b> <= 119 Bpm	<b>Taquicardia Leve</b>
120 Bpm <= <b>Frequência Cardíaca</b> <= 139 Bpm	<b>Taquicardia Moderada</b>
<b>Frequência Cardíaca &lt; 140 Bpm</b>	<b>Taquicardia Severa</b>

Esses são valores que serão adotados como normais para um adulto, o que na prática não acontece, pois os valores normais variam de um indivíduo para outro e, também, de um recém nascido para um adolescente. Deve-se saber para cada idade quais são os valores normais (um RN pode ter uma frequência respiratória acima de 50bpm e um adolescente tem uma frequência respiratória quase 1/3 menor).

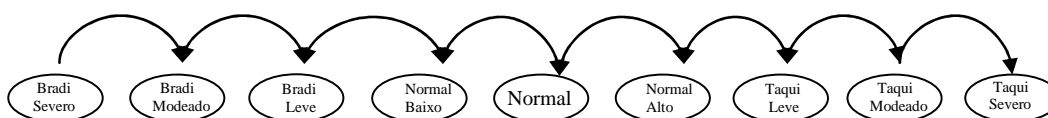


Figura 5.1 - Grafo de interpretação da Pressão Arterial

O ambiente proposto apresentado neste trabalho quando iniciado as simulações irá assumir os valores da Tabela 5.1 como padrões e, após o período de warm-up (tempo logo em seguida ao início), adota os valores de cada indivíduo que está em monitoramento como referência de forma automática.

Tabela 5.2 – Relação da pressão arterial sistólica e diastólica médias de um indivíduo.

<b>PAS</b>	<b>PAD</b>	<b>Interpretação</b>
< 60	< 40	Hipotensão Arterial Severa
60 - 80	40 - 50	Hipotensão Arterial Moderada
80 - 90	< 50	Hipotensão Arterial Leve
90 -100	50 - 60	Normal muito baixo
100 -110	60 - 70	Normal baixo
110 - 125	70 - 80	Normal com 3 ou mais fatores de risco
< 130	< 85	Normal com menos de 3 fatores de risco
130 - 139	85 - 89	Normal alto
140 - 159	90 - 99	Hipertensão Leve (estágio 1)
160 - 179	100 -109	Hipertensão Moderada (estágio 2)
> 180	> 110	Hipertensão Severa (estágio 3)
> ou = 210	> ou =120	Hipertensão Muito Severa (4)
> 140	< 90	Hipertensão Sistólica Isolada

Outra proposta de trabalho futuro é passar os valores de PAD e PAS através dos sensores em forma de dados e realizar o algoritmo de análise de PA de acordo com a Tabela 5.2 e, futuramente, fundir com os valores de temperatura para chegar a uma terceira informação.

Como exemplo, verificar a PA em uma determinada região que venha a apresentar alteração. Após verificar a não ocorrência de um problema físico ou de hardware, o próximo passo será ativar um sensor de PA para descobrir a falta de circulação sanguínea para comprovar a patologia de trombose na região com valores diferente do restante do corpo. Para este teste, pode ser ligado qualquer sensor do tipo PA, de fluxo ou oxímetro de pulso. Para comprovar a inexistência de circulação sanguínea e comprovar que indivíduo esta tendo um problema na determinada região.



### 5.2.1 Outras Perspectivas

Dentro dos diferentes temas que foram investigados neste trabalho, ainda, há espaço para os seguintes desdobramentos:

- Estudo e desenvolvimento de aplicações específicas para RSCH;
- Estudo do desenvolvimento dos nós sensores para RSCH;
- Estudo e implementação de outros sinais para o monitoramento da saúde humana utilizando a DFA (Carvalho, 2003).
- Estudo e desenvolvimento de sistema especialista para a tomada de decisão dos sintomas capturados pelos sinais das aplicações;

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGARWAL, S., KRISHNAMURTHY, S., KATZ, R., and DAO, S., “*Distributed power control in ad hoc wireless networks*”. In Personal and Indoor Mobile Radio Communication – (PIMRC), volume 2, pages 59–66. IEEE. 2001.

AHMED A. A., SHI H., SHANG Y., “*A Survey on Network Protocols for Wireless Sensor Networks*,” Proc. IEEE Int’l Conf. Information Technology: Research and Education (ITRE ’03), Aug. 2003.

AKYILDIZ, I. F., SU, W., SANKARASUBRAMANIAM, Y., and CAYIRCI, E., “*A Survey on Sensor Network*”, IEEE Communications Magazine, pp. 102-114, Aug. 2002.

ALBUQUERQUE, A. R. L. A.; CAURIN, G. A. P. C., BRUEL P. E. N., “*Modal Analysis of Antropomorphic Gripper Finger in Different Working Configurations*”. In: XDINAME, Ubatuba, SP, 2003.

ALFIERI, A., BIANCO, A., BRANDIMARTE, P. and CHIASSERINI, C. F., “*Maximizing system lifetime in wireless sensor network*”, European Journal of Operational Research, 181, 2007, pp. 390-402.

BARBOSA T. M. G. DE A., SENE Jr I. G., CARVALHO H. S., da ROCHA A. F. e NASCIMENTO F. A. O., “*As Redes de Sensores e o Monitoramento da Saúde Humana.*” Capítulo de livro aceito para publicação pela editora UNIVERSA da Universidade Católica de Brasília, 2009.

BARBOSA T. M. G. de A., “*Uma Arquitetura de Redes de Sensores do Corpo Humano.*” Tese de Doutorado do Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade de Brasília – UNB, 2008.

BARBOSA, T. M. G. A. ; CARVALHO, H. S. ; SENE JR, I. G. ; NASCIMENTO, F. de A de O ; Carvalho A. L. J ; da ROCHA, A. F., “*Programming Body Sensor*

*Networks.*” In: Nilmini Wickramasinghe; Eliezer Geisler. (Org.). Encyclopedia of Healthcare Information Systems. 701 E. Chocolate Avenue, Suite: Information Science Reference (an imprint of IGI Global), 2008, v. III, p. 1101-1110.

BARBOSA, T. M. G. A. ; SENE JR, I. G. ; CARVALHO, H. S. ; NASCIMENTO, F. de A. de O ; da ROCHA, A. F., “*Uma rede de sensores para monitoramento do corpo humano com suporte à programação*”. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 23, p. 231-244, 2007.

BARBOSA, T. M. G. De A., SENE JR, I. G., SAMPAIO, H, C, ; da ROCHA, A, F, ; NASCIMENTO, F, A, de O ; Carvalho A. L. J., “*A New Model for Programming Software in Body Sensor Networks*”. In: Annual International Conference of the IEEE EMBS, 29., 2007, Lyon (França). Proceedings of Piscataway NJ: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007.

BARBOSA, T. M. G. A., da ROCHA, A. F. da, SAMPAIO, H. C., SENE JR, I. G ; NASCIMENTO F. A. O., “*Compilador Inteligente para Body Sensor Networks.*” In: VII Workshop de Informática Médica, evento do SBQS 2007 - VI Simpósio Brasileiro de Qualidade de Software, 2007, Porto de Galinhas-PE. Anais do VII Workshop de Informática Médica, 2007.

BARBOSA T. M. G. de A., SENE JR I. G., CARVALHO H. S., da ROCHA A. F. e NASCIMENTO F. A. O., “*Programação de uma rede de sensores para o corpo humano por meio de uma interface gráfica.*” In: Congresso Brasileiro de Informática em Saúde (CBIS), 10., 2006, Florianópolis – SC. Anais, Florianópolis – SC:SBIS, 2006.

BARBOSA T. M. G. de A.; SENE Jr I. G.; CARVALHO H. S.; da ROCHA A. F.; NASCIMENTO F. A. O.; CAMAPUM J. F., “*Application-oriented programming model for sensor networks embedded in the human body*”. In: Annual International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 28., 2006, Nova Iorque (Estados Unidos). Proceedings of Nova Iorque (Estados Unidos): IEEE-EMBS, 2006.

BARBOSA, T. M. G. DE A.; SENE JR., I. G.; CARVALHO, H. S.; da ROCHA, A. F.; NASCIMENTO F. A. O., “*Arquitetura de software para redes de sensores sem fio: a*

*proeminência do middleware.*”, In: SEMINÁRIO INTEGRADO DE SOFTWARE E HARDWARE (SEMISH), 32., 2005, São Leopoldo – RS. *Anais do XXV Congresso da Sociedade Brasileira de Computação (CSBC)*, São Leopoldo – RS:UNISINOS, 2005.

BARRETT C. L.; EIDENBENZ S. J., KROC L., MARATHE M., and SMIT J. P., “*Parametric probabilistic sensor network routing*,” in Proceedings of the 2nd ACM international conference on Wireless sensor networks and applications, 2003.

BEARD, J.H., GIVEN, S.P., and YOUNG, B.J., “*A Discrete Fourier Transformation Based Digital DTMF Detection Algorithm*,” Mississippi Staté DSP Conference, Fall 1995.

BENFIELD, D., MOUSSA, W. A, and LOU, E. A., “*High-Load Stress Sensor for Scoliosis Surgery Application*”. ICMENS 2004.

BERKELEY, U. C. TinyOS. Disponível em: <<http://www.tinyos.net>>. Acessado em: 15 mai. 2006.

BEYENS P.; PEETERS M.; NOWE A.; STEENHAUT K., “*High-Density Wireless Sensor Networks: A New Clustering Approach For Prediction-Based Monitoring*”. In Proceeding of the Second European Workshop on Wireless Sensor Networks, 31 Jan - 2 Feb, Istanbul, Turkey, pages 188-196, 2005.

BHARGAVA, R., et. al., “*Energy Consumptio in Data Analysis for On-board and Distributed Applications*.” Proc. of the ICML workshop on Machine Learning Technologies for Autonomous Space Applications, 2003.

BHATNAGAR S., DEB B., and NATH B., “*Service Differentiation in Sensor Networks*”, In Proceedings of Fourth International Symposium on Wireless Personal Multimedia Communications, September 2001.

BILLINGHURST, M., “*Wearable Appliances; The Future of Wearable Computing, Human Interface Technology Laboratory*”, University of Washington, 2002.

BROOKS R. R. and IYENGAR S. S., “*Multi-Sensor Fusion: Fundamentals and Applications with Software*”, Prentice Hall, 1998.

BYERS J.; NASSER G., “*Utility-Based Decision-Making in Wireless Sensor Networks*”, Proc. of 1st ACM international Symposium on Mobile Ad Hoc Networking & Computing (Poster Session), 2000.

BONATO P., “*Wearable sensors systems and their iImpact on biomedical engineering*”. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, maio - junho 2003.

BROADWELL, P., POLASTRE, J., AND RUBIN, R., “*Geomote: Geographic multicast for networked sensors*”. 2004, disponível em <http://citeseer.nj.nec.com/broadwell01geomote.html>. Acessado em 15/08/2005.

CARVALHO, H. S.; COELHO Jr, C. J. N.; HEINZELMAN, W. B., “*Gerenciamento de Informações Médicas do paciente(GIMPA)*”, CBIS. 2002.

CARVALHO H. S.; RIBEIRO-NETO B., COELHO JR C. “*Evidence based cardiovascular information retrieval*”. In: WORLD CONGRESS OF CARDIOLOGY, 14., Austrália, 2002. Resumo publicado em *the Journal of the American College of Cardiology supplement*, 2002.

CARVALHO H.; HEINZELMAN W.; MURPHY A.; COELHO C. “*Network-based distributed systems middleware*”. In: INTERNATIONAL WORKSHOP ON MIDDLEWARE FOR PERVASIVE AND AD-HOC COMPUTING, 1., Junho 2003, Rio de Janeiro. *Proceedings of Rio de Janeiro*, 2003.

CARVALHO H. S.; ZUQUIM A.; LOUREIRO A. A.; COELHO. JR. C.; VIEIRA M.; VIEIRA L. F; VIEIRA A.; FERNANDES A.; SILVA JR. D.; DA MATA J.; NACIF J. “*Efficient power management in real-time embedded systems*”. In: IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON EMERGING TECHNOLOGIES AND FACTORY AUTOMATION (ETFA'03), 9., 2003, Lisboa (Portugal). *Proceedings of Lisboa (Portugal)*, 2003b.

CARVALHO, H. S. *Data fusion implementation in sensor networks applied to health monitoring*. 2005. 158 f. Tese (doutorado em Ciência da Computação) - Departamento de Ciência Computação, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

CASSIN, K., “*Implementation of Home Telemonitoring for Chronic Disease: A Case Study of Resurrection Home Health Services*”, Telemedicine Information Exchange, April, 2008.

CASTRO, L. S. S.; BARBOSA, T. M. G. DE A.; SENE JR, I. G. L.; BRANISSO P. J. H.; FIGUEIREDO E. C.; CARVALHO, H. S.; DA ROCHA, A. F.; NASCIMENTO, F. A. O. “*HandMed – um sistema móvel integrado para captura automática de sintomas*”. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE (CBIS), 9., 2004, Ribeirão Preto – SP. *Anais...* Ribeirão Preto – SP:USP, 2004.

CASTRO, L. S. S.; SENE JR I. G.;BRANISSO P. J. H.; FIGUEIREDO E. C.; CARVALHO H. S.; BARBOSA T. M. G. de A.; ROCHA A. F.; NASCIMENTO F. A. O. “*Automatização na captura de sintomas – handmed.*” In: Congreso Argentino de Bioingeniería (SABi), 15., 2005, Ciudad de Paraná (Argentina). *Anais...* Ciudad de Paraná (Argentina): Universidad Nacional de Entre Ríos, 2005.

CAVALCANTI, A., “*Software simula ação de nano-robôs*”, Jornal da Unicamp, Campinas – 13 a 19 de setembro de 2004, Disponível em: <[http://www.unicamp.br/unicamp/unicamp\\_hoje/jornalPDF/ju265pag03.pdf](http://www.unicamp.br/unicamp/unicamp_hoje/jornalPDF/ju265pag03.pdf)>. Acessado em: 9 out. 2006.

CERPA A., ELSON J., ESTRIN D., GIROD L., HAMILTON M., and ZHAO J. “*Habitat monitoring: Application driver for wireless communications technology*”. In Proc. ACM SIGCOMM Workshop on Data Communications in Latin America and the Caribbean, 2001.

CHOMSKY, <http://www.chomsky.info/> Acessado em 10/06/2006.

CLARK, J. J., YUILLE, A.L., “*Data Fusion for Sensory Information Processing Systems*”, Kluwer, Norwell, Massachusetts, 1990.

COELHO, C. M. and AGARWAL, D. P.. “*Mobile Ad Hoc Networking*”, chapter 3, pages 125–186. SBRC 2002.

COLERI S., VARAIYA, P.,”*PEDAMACS: Power efficient and delay aware medium access protocol for sensor networks*”. California PATH Working Paper UCB, 2004.

CORMEN, T.H., LEISERSON, C.E. e RIVEST, R.L. *Introduction to Algorithms*, McGraw-Hill, New York, 1990.

CRISTESCU R., BEFERULL- LOZANO B., and VETTERLI M., “*On Network Correlated Data Gathering*,” Proc. IEEE Infocom Conf, Mar. 2004.

CROSSBOW - *Crossbow Smarter Sensor in Silicon*. “*Especificação de produtos*”. Disponível em: <<http://www.xbow.com>, 2006>. Acessado em: 21 Mai. 2006.

CULLER D. AND LEVIS P. “*Maté: a tiny virtual machine for sensor networks*”. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ARCHITECTURAL SUPPORT FOR PROGRAMMING LANGUAGES AND OPERATING SYSTEMS, 10., 2002.

DAI F. and WU J.. “*Performance Analysis of Broadcast Protocols in Ad Hoc Networks Based on Self-Pruning*”. IEEE Transactions on Parallel and Distributed Systems. vol.15, no.11, pp. 1027-1040. Nov., 2004.

DASARATHY B. “*Sensor Fusion Potential Exploitation - Innovative Architectures and Illustrative Applications*”, IEEE Proceeding, Vol. 85, No. 1, pp. 24-38, 1997.

DATA FUSION, “<http://www.data-fusion.org/article.php?sid=70> – Acessado em 13/04/2006.

DAVENPORT, T.; PRUSAK, L. *Conhecimento empresarial*”. Rio de Janeiro: Campus, 1998.

DELIS, A., SENE JUNIOR, I. G., ROCHA, A. F., SANTOS, I., SALOMONI, S., BORGES, G. A. “*Development of a Microcontrolled Bioinstrumentation System for Active Control of Leg Prostheses*” In: 30th Annual International Conference of the IEEE EMBC, 2008, Vancouver. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. , 2008.

DESPHANDE, A., GUESTRIN, C., MADDEN, S., HELLERSTEIN, J. M. and HONG, W.. “*Model-driven data acquisition in sensor networks*”. In VLDB, 2004.

DIMURO, G. P.; COSTA, A. C. R. “*Toward a Domain-Theoretic Modelling of Measuring Processes*”. Frontiers in Artificial Intelligence and Applications, Amsterdam, IOS Press, v. 71, p. 68-75, 2001.

DURRANT-WHYTE H.F., “*Integration, Coordination and Control of Multisensor Robot Systems*”, Kluwer Academic Publisher, Boston 1988.

ELITE CARE, <http://www.elitecare.com/>, Acessado em 20/06/2008.

ELSON, J., and ESTRIN, D. “*Time synchronization for wireless sensor networks*”. Proceedings of the 15th International Parallel and Distributed Processing Symposium, 2001.

EUROPEAN COMISSION – *Community Health and Consumer Protection – Nanotechnologies: A Preliminary Risk Analisis on the Basis of a Workshop organized in Brussels*, March 1-2, 2004, by the Health and Consumer Directoraté of the European Comission.

FALCÃO, H. A., “*Home Care – Uma Alternativa ao Atendimento da Saúde*”, MED On Line, Volume 2 - Número 7 - Ano II (Jul/Ago/Set de 1999), Disponível em: <[http://www.medonline.com.br/med\\_ed/med7/homecar.htm](http://www.medonline.com.br/med_ed/med7/homecar.htm)>. Acessado em: 7 out. 2006.

FROLIK J., “*QOS Control for Random Access Wireless Sensor Networks*”, in Proc. of IEEE WCNC2004, 2004.



GARFINKEL, S., ROSENBERG, B. RFID: *“Applications, Security, and Privacy”*. ed. New York: Addison Wesley, 2005.

GOEL A. and ESTRIN D., *“Simultaneous Optimization for Concave Costs: Single Sink Aggregation or Single Source Buy-at-Bulk,”* Proc. ACM-SIAM Symp. Discrete Algorithms, Jan. 2003.

GOMEZ J., CAMPBELL A., NAGHSHINEH M. and BISDIKIAN C., *“Conserving transmission power in wireless ad hoc networks”*, in: Proc. of 9th International Conference on Network Protocols (ICNP) 2001.

"Good old days" IP QoS: *“Type of Service in the Internet Protocol Suite”*  
<http://sunsite.dk/RFC/rfc/rfc1349.html>

GUYTON, A. C., *“Tratado de Fisiologia Médica”*, Editora Guanabara, Sétima Edição Rio de Janeiro, 1999.

HAN, Qi and VENKATASUBRAMANIAN, N., *“AutoSeC: An integrated Middleware Framework for Dynamic Service Brokering”*, IEEE Distributed Systems Online 2001, Vol. 2, No. 7, 2001.

HEINZELMAN W., KULIK J., and BALAKRISHNAN H., *“Adaptive Protocol for Information Dissemination in Wireless Sensor Networks”*, Proc. ACM MobiCom Conf., Aug. 1999.

HEINZELMAN W.R., CHANDRAKASAN A. and BALAKRISHNAN H., *“Application-Specific Protocol Architectures for Wireless Networks”*, Massachusetts Institute of Technology, 2000.

HEINZELMAN W.R., CHANDRAKASAN A., and BALAKRISHNAN H., *“Energy-Efficient Communication Protocol for Wireless Microsensor Networks,”* Proc. 33rd Ann. Hawaii Int’l Conf. System Sciences, Jan. 2000b.

HEINZELMAN, W. B., CHANDRAKASAN, A. P., and BALAKRISHNAN, H.,  
“An application-specific protocol architecture for wireless microsensor networks”.  
IEEE Trans. Wireless Comm. 4 (October) 2002.

HEINZELMAN W.; CARVALHO H.; PERILLO M.; MURPHY A., *Middleware to Support Sensor Network Applications. IEEE Network Magazine Special Issue*, Janeiro 2004.

HENRICKSEN, K.; ROBINSON, R., “A survey of middleware for sensor networks: state-of-the-art and future directions.” In: MIDSSENS '06: PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL WORKSHOP ON MIDDLEWARE FOR SENSOR NETWORKS, 2006, New York, NY, USA. Anais. ACM Press, 2006. p.60–65.

HIRSCHBERG, D. S. , WONG, C. K., “A Polynomial-Time Algorithm for the Knapsack Problem with Two Variables” , Journal of the ACM (JACM), v.23 n.1, p.147-154, Jan. 1976.

HUNG, K. and ZHANG, Y.T., “Implementation of a WAP-Based Telemedicine System for Patient Monitoring” , IEEE Trans. Inf. Tech. Biom., vol. 7, No. 2, pp. 101-107, June 2003.

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 2002. - <http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/25072002pidoso.shtm>. Acessado em 15/05/2008.

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios, 2004. <http://www.ibge.gov.br>. Acessado em 15/05/2008.

IEEE Std 1451.2 (1997), “IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators – Transducer to Microprocessor Communication Protocols and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats”, IEEE Standards Board, 1997.

INTANAGONWIWAT C., GOVINDAN R. and ESTRIN D., “Directed Diffusion: A Scalable and Robust Communication Paradigm for Sensor Networks,” ACM IEEE

International Conference on Mobile Computing and Networks(MobiCom2000), Boston Massachusetts , August. 2000.

INTANAGONWIWAT C., ESTRIN D., GOVINDAN R., and HEIDEMANN J., “*Impact of Network Density on Data Aggregation in Wireless Sensor Networks,*” Proc. Int’l Conf. Distributed Computing Systems (ICDCS ’02), July 2002.

INTANAGONWIWAT C., GOVINDAN R., ESTRIN D., HEIDEMANN J., and SILVA F., “*Directed Diffusion for Wireless Sensor Networking,*” IEEE/ACM Trans. Networking, vol. 11, no. 1, Feb. 2003.

JOSE, A.B.; de A BARBOSA, T.M.G.; SENE JR, I.G.; da ROCHA, A.F.; da S CASTRO, L.S.; de O NASCIMENTO, F.A.; CARVALHO, J.L.A.; CARVALHO, H.S., “*A Framework for Automatéd Evidence Gathering with Mobile Systems Using Bayesian Networks*”. In: Annual International Conference of the IEEE EMBS, 29., 2007, Lyon (França). Proceedings of Piscataway NJ : IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007.

JOSÉ, A. B.; BARBOSA, T. M. G. de A.; CASTRO, L. S. S; SENE JR, I. G.; CARVALHO, H. S.; da ROCHA, A. F; NASCIMENTO, F. A1. O., *Implementação da revisão sistemática de sintomas em sistemas móveis utilizando redes bayesianas.* In: Workshop de Informática Médica (WIM), 5., 2005, Porto Alegre – RS. Anais... Porto Alegre – RS:PUC, 2005. \*

KARN. P., “*A New Channel Access Protocol for Packet Radio*”. In American Radio Relay League – 9thComputer Networking Conference, April 1990

KRISHNAMACHARI, B., ESTRIN, D., and WICKER, S., “*The impact of data aggregation in wireless sensor networks,*” in International Workshop on Distributed Event-Based Systems, 2002.

JOVANOVA E., “*WHMS - Wearable Health Monitoring System*”. Disponível em: <<http://www.ece.uah.edu/~jovanov/whrms/>>. Acessado em: 12/06/06.

KOTTAPALLI V. A., KIREMIDJIAN A. S., LYNCH J. P. ; CARRYER E., KENNY T. W., LAW K. H., LEI Y., “ *Two-tiered wireless sensor network architecture for structural health monitoring*”, Internat. Symp. Smart Structures and Matériaux, Mar. 2003.

KRISHANAMACHARI B., ESTRIN D. and WICKER S., “*The Impact of Data Aggregation in Wireless Sensor Networks*”, in: Proc. of 22nd Internat. Conf. on Distributed Computing Systems Workshops (ICDCSW' 02), Vienna, Austria, 2–5 July 2002.

LACERDA, S. G., SENE JUNIOR, I. G., ROCHA, A. F., VASCONCELOS, D. F., CARVALHO, J. L. A., CAMAPUM, J. F., “*Left Ventricle Segmentation In Echocardiography Using A Radial-Search-Based Image Processing Algorihm*” in: 30th Annual International Conference of the IEEE EMBC, 2008, Vancouver. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2008.

LANGENDOEN K. and REIJERS N., “*Distributed localization in wireless sensor networks: a quantitative comparison*”. Computer Networks, 2003.

LEVIS P.; MADDEN S.; POLASTRE J.; SZEWCZYK R.; WHITEHOUSE K.; WOO A.; GAY D.; HILL J.; WELSH M.; BREWER E. and CULLER D., “*TinyOS: An Operating System for Sensor Networks*”, IEEE INFOCOM, 2002.

LI D., WONG K., HU Y. and SAYEED A., “*Detection, Classification, Tracking of Targets in Micro-sensor Networks*,” IEEE Signal Processing Magazine, pp. 17-29, March 2002.

LIN, Y.H., et al., “*A Wireless PDA-Based Physiological Monitoring System for Patient Transport*”, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol 8, N° 4, December, 2004. pp 439-447.

LINDSEY S. and RAGHAVENDRA C.S., “*Pegasus: Power-Efficient Gathering in Sensor Information Systems*,” Proc. IEEE Aerospace Conf., Mar. 2002.

LINS, A. ; NAKAMURA, E. F. ; LOUREIRO, A. A. F. ; COELHO JR., C. J. N., *BeanWatcher: A Tool to Generate Multimedia Monitoring Applications for Wireless Sensor Networks*. In: International Conference on Management of Multimedia Networks and Services (MMNS 2003), 2003.

LOUREIRO, A. A. F., NOGUEIRA, J. M. S., RUIZ, L. B., De Freitas MINI, R. A., NAKAMURA, E. F., and FIGUEIREDO, C. M. S., “*Redes de sensores sem Fio*”. In Simpósio Brasileiro de Redes de Computadores, pg 179 a 226, 2003.

LU, X., et al., “*Using Soft-line Recursive Response to Improve Query Aggregation in Wireless Sensor Networks*”, of IEEE Communications Society subject matter experts for publication in the ICC 2008 proceedings, 2008.

LUY., ABDELZAHER T.F., LU C., and TAO G., “*An Adaptive Control Framework for QoS Guarantees and Its Application to Differentiated Caching Services*”, International Workshop on Quality of Service (IWQoS'02), May 2002.

LUMELSKY, V, “Disponível em: [http://www.nasatéch.com/NEWS/July05/who\\_0705.html](http://www.nasatéch.com/NEWS/July05/who_0705.html)/. Acessado em: 13 set. 2006.

LUO R. C. and Y M. G., “*Introduction in: Multisensor Integration and Fusion for Intelligent Machines and Systems*”, (editors: R. C. Luo and M. G. Kay), Ablex Publishing Corporation, Norwood, NJ, 1995.

LUO H., LUO J., LIU Y., and DAS S., “*Energy efficient routing with adaptive data fusion in sensor Networks*,” in Proceedings of the Third ACM/SIGMOBILE Workshop on Foundations of Mobile Computing, Cologne, Germany, Aug. 2005

LUO H., LUO J., LIU Y., and DAS S., “*Routing correlated data with adaptive fusion in wireless sensor networks*” in Proceedings of the 3rd ACM/SIGMOBILE International Workshop on Foundation of Mobile Computing, Cologne, Germany, Aug. 2005b.

LUO H., LUO J., LIU Y., and DAS S., "Adaptive Data Fusion for Energy Efficient Routing in Wireless Sensor Networks," IEEE Transactions on Computers, vol. 55, no. 10, Oct. 2006.

LYMBERIS A., DITTMAR A., "Advanced Wearable Health Systems and Applications - Research and Development Efforts in the European Union". IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol 26, Issue 3, May-June 2007.

MACEDO D. F., "Um Protocolo de Roteamento para Redes de Sensores Sem Fio Adaptável por Regras de Aplicação", Dissertação de Mestrado, UFMG, Março, 2006.

MADDEN S. *et al.*, Tinydb: "An Acquisitional Query Processing System for Sensor Networks". ACM Transactions on Database Systems, 30(1), Mar. 2005.

MANJESHWAR, A. and AGRAWAL, D., "TEEN: A routing protocol for enhanced efficiency in wireless sensor networks" 2001.

MARTINS F. V. C., NAKAMURA F. G. and MATÉUS G. R., "Uma Abordagem Online para os Problemas de Cobertura e Conectividade em Redes de Sensores Sem Fio Planas". Em XXVI Congresso da Sociedade Brasileira de Computação, Campo Grande, 2006.

MASSAD, E., MARIN, H. de F., AZEVEDO NETO R. S.; LIRA A. C., "O prontuário eletrônico do paciente na assistência, informação e conhecimento médico", São Paulo: H. de F. Marin, 2003.

MATTMANN, C.; AMFT, O.; HARMS, H.; TROSTER, G.; CLEMENS, F., "Recognizing Upper Body Postures using Textile Strain Sensors", Wearable Computers, 2007 11th IEEE International Symposium on Volume , Issue , 11-13 Oct. 2007 Page(s):29 – 36

MEGERIAN S., POTKONJAK M., "Wireless Sensor Networks, Wiley Encyclopedia of Telecommunications", Editor: John G. Proakis, Dec. 2002a.

MEGERIAN S., KOUSHANFAR F., QU G., VELTRI G., and POTKONJAK M., “*Exposure in wireless sensor networks: theory and practical solutions*”. Wireless Networks, 2002.

MEGUERDICHIAN S., KOUSHANFAR F., POTKONJAK M. MANI B. SRIVASTAVA, “*Coverage Problems in Wireless Ad-hoc Sensor Networks*’ IEEE Infocom, Vol 3, pp. 1380-1387, April 2001

MONKS, J. P., “*Transmission Power Control for Enhancing the Performance of Wireless Packet Data Networks*”. Doctor of philosophy, University of Illinois at Urbana-Champaign. 2001.

MULLENDER, S., “*Distributed Systems*”. Addison Wesley, 1993.

NAKAMURA, E. F., LOUREIRO, A.A.F., FRERY, A.C., “*Information fusion for wireless sensor networks: Methods, models, and classifications*”, ACM Computing Surveys (CSUR), v.39 n.3, p.9-es, 2007.

NASA/NCI, 2006, (National Aeronautics and Space Administration / National Cancer Institute) <http://nasa-nci.arc.nasa.gov/index.cfm> Acessado em 20/04/2007.

NAVAS, J. C. and IMIELINSKI, T., “*Geocastgeographic addressing and routing*”. In Proceedings of the 3rd annual ACM/IEEE international conference on Mobile computing and networking, pages 66–76. ACM Press. 1997.

OPAS. Organização Pan-Americana da Saúde <http://www.opas.org.br/> acessado em 25/09/2007.

ORTIS R. S.; CARVALHO H. S.; DA ROCHA A. F.; COELHO JR. C. J. N.; NASCIMENTO F. A. O., *Monitorização de sinais biomédicos em assistentes pessoais digitais*. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE (CBIS), 9., 2004, Ribeirão Preto – SP. *Anais...* Ribeirão Preto – SP:USP, 2004.

PARADISO, J., MORRIS, J. S., BENBASAT, Y A, PHAN, H., OEY, J., DANLOVELL, S, ASMUSSEN, E, BRAMSEN, P., “*Wireless wearable system for gait evaluation*” In [www.media.mit.edu/resenv/gaitshoe.html](http://www.media.mit.edu/resenv/gaitshoe.html), 2006. Acessado 15/06/2008.

PARK J. and SAHNI S., “*Maximum Lifetime Broadcasting in Wireless Networks*”, ACM/IEEE Intl. Conf. on Computer Systems and Applications (AICCSA), 2005.

PASIKA H. J. C., “*Neural Network Sensor Fusion Engines for Remote Sensing*”, PhD Thesis, McMaster University, 1999, <http://soma.crl.mcmaster.ca/~pasika/pubs.html>.

PIVETTA, F., et al., “*Monitoramento biológico: conceitos e aplicações em saúde pública*”, Cad. Saúde Pública, Rio de Janeiro, 17(3):545-554, mai-jun, 2001.

POTTIE G. J.; KAISER W. J., “*Wireless Integrated Network Sensors – Wins*” Communications of the ACM, Maio 2000.

PANDIAN, P. S., et. al., “*Wireless Sensor Network for Wearable Physiological Monitoring*”, Journal of Networks, Vol 3 Nº 5, May, 2008. pp. 21-29.

PATTEM S., KRISHNAMACHARI B. and GOVINDAN R., “*The Impact of Spatial Correlation on Routing with Compression in Wireless Sensor Networks*,” Proc. Int’l Workshop Information Processing in Sensor Networks (IPSN ’04), Apr. 2004.

PETERSON L. and DAVIE B., “*Computer Networks: a Systems Approach*”, 3rd ed. Boston: Morgan Kaufmann Publishers, 2003.

QUINTÃO F., NAKAMURA F. G. and MATÉUS G. R., “*Uma Abordagem Evolutiva Para o Problema de COBERTURA em Redes de Sensores Sem Fio*”. Revista Eletrônica de Iniciação Científica (REIC) da Sociedade Brasileira de Computação (SBC), Setembro/2004.

RAO A., RATNASAMY S., PAPADIMITRIOU C., SHENKER S., and STOICA I., “*Geographic routing without location information*”. In ACM MobiCom Conference, pages 96 -108, Sept. 2003.



RASCÃO, J. P., “*Da gestão estratégica à gestão estratégica da informação*”, Publicado por E-papers Servicos Editoriais Ltda., 2006.

REMAGNINO P. and FORESTI G.L, “*Ambient Intelligence: A New Multidisciplinary Paradigm*”, IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A, Volume 35, Issue 1, pp. 1 – 6, Janeiro 2005.

RFC1349 – “*Type of Service in the Internet Protocol Suite*”, Julho 1992, <<http://rfc.net/rfc1349.html>>. Acessado em: 15 set. 2006.

RFC2212 – “*Specification of Guaranteed Quality of Service*”, September 1997 <<http://www.ietf.org/rfc/rfc2212.txt>>. Acessado em: 15 set. 2006.

RHEE I. and LEE J., “*Energy-Efficient Route-aware MAC Protocols for Diffusion-Based Sensor Networks*”, NCSU Technical Report, Department of Computer Science, North Carolina State University, Abril 2004.

RICKENBACH P.V. and WATTENHOFER R., “*Gathering Correlated Data in Sensor Networks*,” Proc. ACM Joint Workshop Foundations of Mobile Computing (DIALM-POMC '04), Oct. 2004.

REMAGNINO, P. and FORESTI, G.L., “*Ambient intelligence: a new interdisciplinary paradigm*”, IEEE Transactions on Systems, 2005.

RNP – “*Quality of Service WG 2, 2003*” < [http://www.rnp.br/en/rd/wg\\_2003.html](http://www.rnp.br/en/rd/wg_2003.html)>. Acessado em: 15 set. 2006.

RNP 2003, <http://www.rnp.br/noticias/2003/not-031017b-coord.html>

ROCHA, R., et al., *Efeito de estresse ambiental sobre a pressão arterial de trabalhadores*

RODOPLU V. and MENG T., “*Minimum Energy Mobile Wireless Networks*”, IEEE Journal of Selected Areas in Communications 17(8).1999.

ROSZAK, T., “*The Cult of Information: A Neo-Luddite Treatise on High-Tech, Artificial Intelligence, and the True Art of Thinking*”. Berkeley: University of California Press, 1994.

RUIZ L.B., LOUREIRO, A. A. F.; NOGUEIRA J. M. S., “*Manna: A management architecture for wireless sensor networks*”. IEEE Communications Magazine, 41(2):116–125, February 2003.

RUIZ L.B.; CORREIA L. H. A.; VIEIRA L.F.M; MACEDO D.F.; NAKAMURA E.F.; FIGUEIREDO C.M. S.; VIEIRA M.A.M.; HABIB E. B.; CÂMARA D.; LOUREIRO A. A. F.; NOGUEIRA J. M. S.; SILVA D. C. Jr.; FERNANDES A. O., “*Arquiteturas para Redes de Sensores Sem Fio*”, SBRC, 2004.

SAHA, D.; MUKHERJEE, A., “*Pervasive computing: a paradigm for the 21st century.*” IEEE Computer, [S.l.], v.36, n.3, p.25–31, 2003.

SANKAI, I., SUZUKI, K., KAWAMURA, Y., HAYASHI, T., SAKURAI, T., HASEGAWA, Y., “*Intention-based walking support for paraplegia patient*”, In Proceedings of Conference on Systems, Man and Cybernetics, Waikoloa – Hawaii, p 2707-2713, v 3, out, 2005.

SANKAR A. and LIU Z., “*Maximum Lifetime Routing in Wireless Ad-hoc Networks*,” in Proc. INFOCOM, 2004.

SANKARASUBRAMANIAM Y., AKYILDIZ I. F., and MCLAUGHLIN S.W., “*Energy Efficiency Based Packet Size Optimization in Wireless Sensor Networks*,” in Proc. 1st IEEE International Workshop on Sensor Network Protocols and Applications (SNPA '03), pp. 1–8, Anchorage, Alaska, USA, May 2003.

SBC, “[www.sbc.org.br/index.php?language=1 & subject=8 & content=downloads & id=231](http://www.sbc.org.br/index.php?language=1&subject=8&content=downloads&id=231), Acessado em 10/06/2006.

SCAGLIONE A. and SERVETTO S.D., “*On the Interdependence of Routing and Data Compression in Multi-Hop Sensor Networks*,” Proc. ACM MobiCom Conf., Sept. 2002.

SCHWANTAG U., “*An Analysis of the Applicability of RSVP*”, Diploma Thesis at the Institute of Telematics Universitat Karlsruhe, 15 July 1997.

SEARLE, J., “*Minds, Brains & Science*”: the 1984 Reith Lectures. New York: Penguin Books, 1991.

SENE JR, I. G., CARVALHO, H. S., ROCHA, A. F., NASCIMENTO, F. A. O., BARBOSA, T. M. G. A., “*Energy Efficient Simulator for Patient Monitoring in Body Sensor*” Network In: 30th Annual International Conference of the IEEE EMBC, 2008, Vancouver. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. , 2008.

SENE JR, I. G., BARBOSA, T. M. G. A., da ROCHA, A. F. ; SAMPAIO, H. C. e NASCIMENTO, F. A. O., *Uma Linguagem de Fusão de Dados para o Corpo Humano*. In: VII Workshop de Informática Médica, evento do VI Simpósio Brasileiro da Qualidade de Software, 2007, Porto de Galinhas - PE. VII Workshop de Informática Médica, evento do VI Simpósio Brasileiro da Qualidade de Software, 2007.

SENE JR I. G.; BARBOSA T. M. G. de A.; CARVALHO H. S.; da ROCHA A. F.; NASCIMENTO F. A. O., *Avaliação de uma rede de sensores sem fio para obtenção da temperatura média do corpo humano*. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), 20., 2006, São Pedro – SP. Anais... São Pedro – SP:USP, 2006.

SENE JR I. G.; BARBOSA T. M. G. de A.; CARVALHO H. S.; da ROCHA A. F.; NASCIMENTO F. A. O., *Monitoramento da temperatura corporal baseada em uma rede de sensores sem fio*. In: Congresso Brasileiro de Informática em Saúde (CBIS), 10., 2006, Florianópolis – SC. Anais..., Florianópolis – SC:SBIS, 2006.

SENE JR I. G.; BARBOSA T. M. G. de A.; CARVALHO H. S.; da ROCHA A. F.; NASCIMENTO F. A. O., *Fusão de dados em uma rede de sensores sem fio do corpo humano*. In: Congreso Argentino de Bioingeniería (SABi), 15., 2005, Ciudad de Paraná

(Argentina). Anais... Ciudad de Paraná (Argentina): Universidad Nacional de Entre Ríos, 2005.

SENE JR, I. G.; BARBOSA, T. M. G. DE A.; CASTRO, L. S. S.; BRANISSO P. J. H.; FIGUEIREDO E. C.; CARVALHO, H. S.; da ROCHA, A. F.; NASCIMENTO, F. A. O., *Sistema móvel para monitoramento da saúde: algoritmo para captura inteligente de sintomas*. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE (CBIS), 9., 2004, Ribeirão Preto – SP. Anais... Ribeirão Preto – SP: USP, 2004.

SETZER, V.W., “*Os Meios Eletrônicos e a Educação: Uma Visão alternativa*”. São Paulo: Editora Escrituras, Coleção Ensaio Transversais Vol. 10, 2001.

SINGH S., WOO M. and RAGHAVENDRA C., “*Power-aware Routing in Mobile Ad-hoc Networks*”, in: Proc. of MOBICOM 1998.

SLIJEPCEVIC S, POTKONJAK M., “*Power Efficient Organization of Wireless Sensor Networks*”, in IEEE International Conference on Communications (ICC), Helsinki, Finland, 2001.

SMEULDERS, A., WORRING, M., SANTINI, S., GUPTA, A. and JAIN, R., “*Content-Based Image Retrieval at the End of the Early Years*”. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 22(12):1349-1380, Dezembro, 2000.

<http://pt.wikipedia.org/wiki/Informação> Acessado em 06/06/2006

SOHRABI K., GAO J., AILAWADHI V. and POTTIE G. J., UCLA, “*Protocols for self-organization of a wireless sensor network*”. IEEE Personal Communications, 2000.

STALLINGS, W., “*Data and Computer Networks*”, 6th edition, Prentice Hall, 1999.

STANFORD J., TONGNGAM S., “*Approximation Algorithm for Maximum Lifetime in Wireless Sensor Networks with Data Aggregation*”. Seventh International Conference on Software Engineering, Artificial Intelligence, Networking and Parallel/Distributed Computing, 2006: 273-277

STOCHERO, J. M., “*Roteamento favorecendo agregação de dados em rede de sensores*”. Dissertação de Mestrado. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE/GTA junho 2004.

STOJMENOVIC I. and LIN X., “*Power-aware localized routing in wireless networks*”, IEEE Tran. on Parallel and Distributed Systems 12(11) 2001.

SUNG, M., “*Non-Invasive Wearable Sensing Systems for Continuous Health Monitoring and Long-Term Behavior Modeling*”, Ph.D. Thesis MIT, Department of Electrical Engineering, October 2005.

SUNG M.; PENTLAND A., “*MIThril LiveNet: Health and Lifestyle Networking*”. In: WORKSHOP ON APPLICATIONS OF MOBILE EMBEDDED SYSTEMS (WAMES'04), 2004, Boston (Estados Unidos). *Proceedings of Boston (Estados Unidos)*, 2004.

TANENBAUM, A. S., “*Computer Network*”, Prentice Hall, Englewood Cliffs, Nj, Thrid Edition, 1996.

TANENBAUM, A. S., Organização Estruturada de Computadores, 3ª ed. LTC, 1999.

TILAK S.; ABU-GHAZALEH N. B. and HEINZELMAN W., “*A Taxonomy of Wireless Microsensor Network Models*”. SIGMOBILE Mob. Comput. Commun. Rev., 6(2):28\_36, 2002.

VEHKAOJA, A.T., VERHO, J.A. & LEKKALA, J.O., “*Miniature Wireless Measurement Node For ECG Signal Transmission in Home Area Network*”. Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society - EMBS. Engineering Revolution in Biomedicine, 30 august - 3 September, 2006.

VELLOSO, P. B., RUBINSTEIN, M. G. and DUARTE, O. C. M. B., “*The effect of mobility on voice transmission capacity in mobile ad hoc networks*”, The 3rd IEEE

Latin American Network Operations and Management Symposium - LANOMS'2003, Iguaçú Falls, Brazil, September 2003.

VIEIRA M. A. M.; DA SILVA Jr. D. C.; COELHO Jr. C. J. N.; DA MATA J. M., “*Survey on wireless sensor network devices*”. In: IEEE International Conference on Emerging Technologies and Factory Automation (ETFA'03), 9., 2003, Lisboa (Portugal). Proceedings of Lisboa (Portugal), 2003.

WALD L., “*Definitions and Terms of Reference in Data Fusion*”. IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing, vol.37, n. 3, maio 1991.

WALKE B., XU B., “*On the MAC Performance of Self-organizing Broadband Multihop Multimedia Wireless*”, In Proc. IEEE VTC, Atlantic City, Oct. 2001.

WANG A., HEINZELMAN W., SINHA, and CHANDRAKASAN A., “*Energy-Scalable Protocols for Battery-Operated MicroSensor Networks*,” Journal of VLSI Signal Processing , Vol. 29, 2001, pp. 223-237.

WATTENHOFER R., Li L., BAHL P. and WANG Y., “*Distributed topology control for power efficient operation in multihop wireless ad hoc networks*, in: Proc. of INFOCOM, 2001.

WEISER, M., “*The Computer for the Twenty-First Century*”, Scientific American, [S.l.], v.265, n.3, p.94–104, setembro 1991.

WELSH M., “*CodeBlue: Wireless Sensor Networks for Medical Care*”. Disponível em: <<http://www.eecs.harvard.edu/~mdw/proj/codeblue/>>. Acessado em: 12/06/06.

XUE Y. and LI B., “*Location-aided power-aware routing for wireless ad-hoc networks*”, in: Proc. of Globecom 2001.

XUEMEI L., LIANGZHONG J., JINCHENG L., “*Framework for Pervasive health monitoring*”, Proceedings of the 5th International Conference on Information Technology and Application in Biomedicine, in conjunction with The 2nd International

Symposium & Summer School on Biomedical and Health Engineering Shenzhen, China, May 30-31, 2008.

YAMIN, A. C., “*Arquitetura para um Ambiente de Grade Computacional Direcionado as Aplicações Distribuídas, Móveis e Conscientes do Contexto da Computação Pervasiva.*” 2004. Tese (Doutorado em Ciência da Computação) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

YANG, G. “Body Sensor Networks”. Disponível em <<http://ubimon.doc.ic.ac.uk/bsn/index.php?m=206>> . Acessado em: 12/06/06.

YOUNIS M., AKKAYA K., ELTOWIESSY M. and WADAA A., “*On Handling QoS Traffic in Wireless Sensor Networks,*” invited talk in the Proceedings of the HAWAII International Conference on System Sciences (HICSS-37), Big Island, Hawaii, January 2004.

YU Y., KRISHNAMACHARI B. and PRASANNA V., “*Energy-Latency Tradeoff for Data Gathering in Wireless Sensor Networks,*” Proc. IEEE Infocom Conf., Mar. 2004.

ZHANG W. and CAO G., “*DCTC: Dynamic Convoy Tree-Based Collaboration for Target Tracking in Sensor Networks,*” IEEE Trans. Wireless Comm., vol. 3, no. 5, pp. 1685-1701, Sept. 2004.

ZHAN-FENG G., YAN-LIANG D., MU-BIAO S., and BIAOPING C., “*Network Sensor and Its Application in Structure Health Monitoring System*”, Proceedings of the First International Conference on Innovative Computing, Information and Control (ICICIC'06), 2006.

ZUFFO, Marcelo, “*Saúde Digital: Novos modelos de cura*”, Escola Politécnica da USP, Acessado em [http://www.intel.com/portugues/intel/intelbrasil/intelbrasil\\_6.htm](http://www.intel.com/portugues/intel/intelbrasil/intelbrasil_6.htm), Acessado em 20/08/2008.

ZUSSMAN G. and SEGALL A., “*Energy efficient routing in ad hoc disaster recovery networks*”, in: *Proc. of INFOCOM 2003.*

## PUBLICAÇÕES DURANTE O PERÍODO DE DOUTORAMENTO

As publicações relacionadas diretamente com esta tese estão destacadas com o símbolo “\*”.

### Periódico

1. BARBOSA T. M. G. DE A., **SENE JR I. G.**, CARVALHO H. S., DA ROCHA A. F. E NASCIMENTO F. A. O. Uma rede de sensores para monitoramento do corpo humano com suporte à programação. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 23, p. 231-244, 2007. \*

### Capítulos de livros

1. BARBOSA, T. M. G. A. ; CARVALHO, H. S. ; SENE JR, I. G. ; NASCIMENTO, F. de A de O ; Carvalho A. L. J ; ROCHA, A. F. da . Programming Body Sensor Networks. In: Nilmini Wickramasinghe;Eliezer Geisler. (Org.). Encyclopedia of Healthcare Information Systems. 701 E. Chocolate Avenue, Suite: Information Science Reference (an imprint of IGI Global), 2008, v. III, p. 1101-1110.\*

### Congressos Internacionais

1. **SENE JUNIOR, I. G.**, CARVALHO, H. S., ROCHA, A. F., NASCIMENTO, F. A. O., BARBOSA, T. M. G. A. “*Energy Efficient Simulator for Patient Monitoring in Body Sensor*” Network In: 30th Annual International Conference of the IEEE EMBC, 2008, Vancouver. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. , 2008. \*
2. LACERDA, S. G., **SENE JUNIOR, I. G.**, ROCHA, A. F., VASCONCELOS, D. F., CARVALHO, J. L. A., CAMAPUM, J. F. “*Left Ventricle Segmentation In Echocardiography Using A Radial-Search-Based Image Processing Algorihm*” in: 30th Annual International Conference of the IEEE EMBC, 2008, Vancouver. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. , 2008.
3. DELIS, A., **SENE JUNIOR, I. G.**, ROCHA, A. F., SANTOS, I., SALOMONI, S., BORGES, G. A. “*Development of a Microcontrolled Bioinstrumentation System for Active Control of Leg Prostheses*” In: 30th Annual International Conference of the IEEE EMBC, 2008, Vancouver. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. , 2008.
4. BARBOSA, T. M. G. DE A., **SENE JR, I. G.**, SAMPAIO, HERVALDO CARVALHO ; ROCHA, ADSON FERREIRA DA ; NASCIMENTO, FRANCISO ASSIS DE O ; CARVALHO A. L. J . “A New Model for Programming Software in Body Sensor Networks”. In: *Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 29., 2007, Lyon (França). *Proceedings of ...* Piscataway NJ: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007.
5. JOSE, A.B.; DE A BARBOSA, T.M.G.; **SENE JR, I.G.**; DA ROCHA, A.F.; DA S CASTRO, L.S.; DE O NASCIMENTO, F.A.; CARVALHO, J.L.A.; CARVALHO, H.S. “A Framework for Automatéd Evidence Gathering with Mobile Systems Using Bayesian Networks”. In: *Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 29., 2007, Lyon (França). *Proceedings of ...* Piscataway NJ : IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007.
6. BARBOSA T. M. G. DE A.; **SENE JR I. G.**; CARVALHO H. S.; DA ROCHA A. F.; NASCIMENTO F. A. O.; CAMAPUM J. F. “Application-oriented programming model for sensor networks embedded in the human body”. In: *Annual International Conference IEEE*



## **A5 – Congressos Nacionais (Brasil)**

1. BARBOSA, T. M. G. A., ROCHA, ADSON FERREIRA DA, SAMPAIO, HERVALDO CARVALHO, **SENE JR, IWENS G** ; NASCIMENTO E FRANCISCO A O DO. Compilador Inteligente para *Body Sensor Networks*. In: VII Workshop de Informática Médica, evento do SBQS 2007 - VI Simpósio Brasileiro de Qualidade de Software, 2007, Porto de Galinhas-PE. Anais do VII Workshop de Informática Médica, 2007.
2. **SENE JR, IWENS G.**, BARBOSA, T. M. G. A., ROCHA, ADSON FERREIRA DA ; SAMPAIO, HERVALDO CARVALHO E NASCIMENTO, FRANCISCO A O DO. Uma Linguagem de Fusão de Dados para o Corpo Humano. In: VII Workshop de Informática Médica, evento do VI Simpósio Brasileiro da Qualidade de Software, 2007, Porto de Galinhas - PE. VII Workshop de Informática Médica, evento do VI Simpósio Brasileiro da Qualidade de Software, 2007. \*
3. BARBOSA T. M. G. DE A., **SENE JR I. G.**, CARVALHO H. S., DA ROCHA A. F. E NASCIMENTO F. A. O. Programação de uma rede de sensores para o corpo humano por meio de uma interface gráfica. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE (CBIS), 10., 2006, Florianópolis – SC. *Anais...*, Florianópolis – SC:SBIS, 2006.
4. **SENE JR I. G.**; BARBOSA T. M. G. DE A.; CARVALHO H. S.; DA ROCHA A. F.; NASCIMENTO F. A. O. Avaliação de uma rede de sensores sem fio para obtenção da temperatura média do corpo humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA (CBEB), 20., 2006, São Pedro – SP. *Anais...* São Pedro – SP:USP, 2006. \*
5. **SENE JR I. G.**; BARBOSA T. M. G. DE A.; CARVALHO H. S.; DA ROCHA A. F.; NASCIMENTO F. A. O. Monitoramento da temperatura corporal baseada em uma rede de sensores sem fio. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE (CBIS), 10., 2006, Florianópolis – SC. *Anais...*, Florianópolis – SC:SBIS, 2006. \*
6. BARBOSA, T. M. G. DE A.; **SENE JR., I. G.**; CARVALHO, H. S.; DA ROCHA, A. F.; NASCIMENTO F. A. O. Arquitetura de software para redes de sensores sem fio: a proeminência do middleware. In: SEMINÁRIO INTEGRADO DE SOFTWARE E HARDWARE (SEMISH), 32., 2005, São Leopoldo – RS. *Anais do XXV Congresso da Sociedade Brasileira de Computação (CSBC)*, São Leopoldo – RS:UNISINOS, 2005. \*
7. JOSÉ, A. B.; BARBOSA, T. M. G. DE A.; CASTRO, L. S. S; **SENE JR, I. G.**; CARVALHO, H. S.; DA ROCHA, A. F; NASCIMENTO, F. A. O. Implementação da revisão sistemática de sintomas em sistemas móveis utilizando redes bayesianas. In: WORKSHOP DE INFORMÁTICA MÉDICA (WIM), 5., 2005, Porto Alegre – RS. *Anais...* Porto Alegre – RS:PUC, 2005. \*
8. CASTRO, L. S. S.; BARBOSA, T. M. G. DE A.; **SENE JR, I. G. L.**; BRANISSO P. J. H.; FIGUEIREDO E. C.; CARVALHO, H. S.; DA ROCHA, A. F.; NASCIMENTO, F. A. O. HandMed – um sistema móvel integrado para captura automática de sintomas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE (CBIS), 9., 2004, Ribeirão Preto – SP. *Anais...* Ribeirão Preto – SP:USP, 2004.
9. BARBOSA, T. M. G. DE A.; **SENE JR, I. G.**; CASTRO, L. S. S.; BRANISSO P. J. H.; FIGUEIREDO E. C.; CARVALHO, H. S.; DA ROCHA, A. F.; NASCIMENTO, F. A. O. Sistema móvel para monitoramento da saúde: algoritmo para captura inteligente de sintomas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE (CBIS), 9., 2004, Ribeirão Preto – SP. *Anais...* Ribeirão Preto – SP:USP, 2004. \*

## **A6– Congressos Nacionais (Argentina)**

1. **SENE JR I. G.**; BARBOSA T. M. G. DE A.; CARVALHO H. S.; DA ROCHA A. F.; NASCIMENTO F. A. O. Fusão de dados em uma rede de sensores sem fio do corpo humano. In: CONGRESO ARGENTINO DE BIOINGENIERÍA (SABI), 15., 2005, Ciudad de Paraná (Argentina). *Anais...* Ciudad de Paraná (Argentina): Universidad Nacional de Entre Ríos, 2005. \*
2. CASTRO, L. S. S.; BRANISSO P. J. H.; FIGUEIREDO E. C.; CARVALHO H. S.; BARBOSA T. M. G. DE A.; **SENE JR I. G.**; ROCHA A. F.; NASCIMENTO F. A. O. Automatização na captura de sintomas – handmed. In: CONGRESO ARGENTINO DE BIOINGENIERÍA (SABI), 15., 2005, Ciudad de Paraná (Argentina). *Anais...* Ciudad de Paraná (Argentina): Universidad Nacional de Entre Ríos, 2005.