CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DO PARANÁ

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

---

DISSERTAÇÃO

Apresentada ao CEFET-PR

para a obtenção do título de

MESTRE EM CIÊNCIAS

por

JOSMAR IVANQUI

ESTEIRA ELETRÔNICA COM VELOCIDADE CONTROLADA POR LÓGICA *FUZZY*

Banca Examinadora:

Presidente e Orientadora:

LÚCIA VALÉRIA RAMOS DE ARRUDA (PROF. DRA.) **CEFET-PR**

Examinadores:

PERCY NOHAMA (PROF. DR.) **CEFET - PR**

RUI FRANCISCO MARTINS MARÇAL (PROF. DR.) **CEFET - PR**

VERA LUCIA ISRAEL (PROF. DRA.) **PUC - PR**

Curitiba, fevereiro de 2005.

JOSMAR IVANQUI

ESTEIRA ELETRÔNICA COM VELOCIDADE CONTROLADA POR LÓGICA *FUZZY*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial do Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do titulo de "Mestre em Ciências" – Área de concentração: Informática Industrial.

Orientadora: Professora Dra. Lúcia Valéria R. de Arruda

Curitiba

2005

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Lúcia Valéria, pela oportunidade e por seu apoio ao longo deste trabalho.

Aos colegas da Informática Industrial, pelo ótimo ambiente de trabalho.

Aos colegas do CEFET - PONTA GROSSA, que muito contribuíram para realização deste trabalho.

Aos colegas que prestaram a sua colaboração, submetendo-se aos ensaios da esteira.

A todos os professores do CPGEI pela ajuda.

Agradeço a Deus pela vida, e a compreensão de minha esposa, sem a qual a realização de qualquer trabalho ficaria impossível.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS ..... **VII**
LISTA DE TABELAS ..... **IX**
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS ..... **X**
RESUMO ..... **XII**
ABSTRACT ..... **XIII**
1 INTRODUÇÃO **1**
1.1 IDENTIFICAÇÃO DO PROBLEMA 1
1.2 MOTIVAÇÃO 2
1.3 OBJETIVO 2
1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO 3
2 FUNDAMENTOS DE CONTROLE *FUZZY* **4**
2.1 HISTÓRICO DO CONTROLE *FUZZY* 4
2.2 APLICAÇÕES GERAIS DO CONTROLE *FUZZY* 5
2.3 SISTEMAS DE CONTROLE BASEADOS EM LÓGICA *FUZZY* 8
2.3.1 *Fuzzificação* e funções de pertinência 11
2.3.2 A base de conhecimento 13
2.3.3 Base de regras 14
2.3.4 A máquina de inferência 17
2.3.5 *Defuzzificação* 21
3 CONTROLE DE FREQUÊNCIA CARDÍACA **25**
3.1 INTRODUÇÃO 25
3.2 UTILIZANDO A FREQÜÊNCIA CARDÍACA PARA GRADUAR A INTENSIDADE DOS EXERCÍCIOS 28
3.3 EXERCÍCIOS NA ESTEIRA 29
4 CONTROLE *FUZZY* DE VELOCIDADE: *HARDWARE* **33**
4.1 INTRODUÇÃO 33
4.2 SENSOR "*REED SWITCH*" 34
4.3 SENSOR DE FREQÜÊNCIA CARDÍACA 36
4.3.1 Placa de amplificação do sinal do sensor de FC 37
4.4 MICROCONTROLADOR 40
4.5 INVERSOR DE FREQÜÊNCIA 43
4.6 MOTOR 43

5 CONTROLE *FUZZY* DE VELOCIDADE: *SOFTWARE*.....45
5.1 INTRODUÇÃO.....45
5.2 O USO DA FERRAMENTA C++.....46
5.3 MÓDULOS DO SISTEMA DE CONTROLE.....46
5.4 INTERFACE COM O USUÁRIO.....47
5.4.1 Tela de controle de velocidade *fuzzy*.....47
5.4.2 Tela de dados pessoais.....50
5.4.3 Tela de Controle.....53
5.5 DESCRIÇÃO DO SISTEMA DE CONTROLE *FUZZY*.....56
5.5.1 Função de *fuzzificação* para variável de entrada freqüência cardíaca.....57
5.5.2 Função de *fuzzificação* para variável de entrada rotação.....60
5.5.3 Função de *fuzzificação* para variável de saída rotação.....61
5.6 BASE DE REGRA PARA CONTROLE DA ESTEIRA.....66
5.6.1 REGRAS DE INFERÊNCIA.....67
5.6.2 IMPLICAÇÃO E AGREGAÇÃO DE REGRAS.....67
6 RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....70
6.1 RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....70
7 CONCLUSÃO.....90
7.1 RESULTADOS PRÁTICOS.....91
7.2 DIFICULDADES E TRABALHOS FUTUROS.....91
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....93
9 APÊNDICE A.....98
9.1 FLUXOGRAMA ROTINA DO PIC.....98
10 APÊNDICE B.....103
10.1 CONFIGURAÇÃO DO INVERSOR.....103

LISTA DE FIGURAS

Figura 2-1 – Modelo para um sistema de controle 9
Figura 2-2 – Operador humano uma analogia do controlador *fuzzy* 9
Figura 2-3 – Diagrama em blocos de um controlador *fuzzy* 11
Figura 2-4 – Diferença entre sistema *crisp* e *fuzzy* 12
Figura 2-5 – Base de conhecimento 13
Figura 2-6 – Superfície de controle gerada pela base de regras da Tabela 2.1 16
Figura 2-7 – Resultado de diferentes métodos de *defuzzificação*. 23
Figura 3-1 – Controle em malha fechada para atingir um incremento linear na FC 30
Figura 3-2 – Intervalo entre dois picos num eletrocardiograma. 30
Figura 3-3 – Ritmo cardíaco. 31
Figura 3-4 – Tempo entre batimento versus freqüência cardíaca 32
Figura 4-1 – Diagrama funcional da esteira inteligente 34
Figura 4-2 – Chave *reed switch* 35
Figura 4-3 – Circuito disparador *Schmitt* não inversor 35
Figura 4-4 – Curva característica de um circuito *Schmitt* 36
Figura 4-5 – Sensor de batimentos cardíacos. 36
Figura 4-6 – Sensor preso a extremidade do dedo 37
Figura 4-7 – Diagrama do esquemático do sensor de batimento cardíaco 38
Figura 4-8 – Amplificador não inversor do sinal proveniente do fototransistor 38
Figura 4-9 – Circuito disparador *Schmitt* com potenciômetro de ajuste 39
Figura 4-10 – Circuito RC 40
Figura 4-11 – Esquemático da placa de controle físico 42
Figura 4-12 – Foto da placa de controle 44
Figura 4-13 – Foto do motor acoplado a esteira elétrica. 44
Figura 5-1 – Diagrama IHM, comunicação, banco de dados e placa de controle 45
Figura 5-2 – Apresentação geral das telas do sistema e comunicação com banco de dados.... 48
Figura 5-3 – Tela de apresentação do *software* de controle 48
Figura 5-4 – Tela de histórico de uso 50
Figura 5-5 – Tela de cadastro 52
Figura 5-6 – Barra de navegação 53
Figura 5-7 – Tela de controle 54

Figura 5-8 – Tela satisfação do cliente 55
Figura 5-9 – Tela "sobre" o *software* 55
Figura 5-10 – Zona alvo de treinamento em função da idade 56
Figura 5-11 – Função de pertinência da freqüência cardíaca para idade de 20 anos 59
Figura 5-12 – Função de pertinência da freqüência cardíaca para idade de 35 anos 59
Figura 5-13 – Curva de pertinência da função de rotação 61
Figura 5-14 – Curva de pertinência da função de saída para IMC menor de 25 65
Figura 5-15 – Curva de pertinência da função de saída para IMC igual a 40 65
Figura 5-16 – Superfície da base de regras, para as condições: idade igual a 36 e IMC igual a 28 67
Figura 5-17 – Simulação no MATLAB do sistema *fuzzy* com IMC = 28 e Idade = 36 anos 69
Figura 6-1 – Pertinência da freqüência cardíaca para ensaio I 72
Figura 6-2 – Pertinência da rotação de saída para ensaio I 72
Figura 6-3 – Superfície gerada para perfil do usuário do ensaio I 73
Figura 6-4 – Gráfico dos resultados obtidos a partir do ensaio I 73
Figura 6-5 – Gráfico parcial dos resultados obtidos no ensaio I 74
Figura 6-6 – Pertinência da freqüência cardíaca para ensaio II 76
Figura 6-7 – Pertinência da rotação de saída para ensaio II 77
Figura 6-8 – Superfície gerada para perfil do usuário do ensaio II 77
Figura 6-9 – Gráfico dos resultados obtidos a partir do ensaio II 78
Figura 6-10 – Pertinência da freqüência cardíaca para ensaio III 80
Figura 6-11 – Pertinência da rotação de saída para ensaio III 80
Figura 6-12 – Superfície gerada para perfil do usuário do ensaio III 81
Figura 6-13 – Gráfico dos resultados obtidos a partir do ensaio III 81
Figura 6-14 – Pertinência da freqüência cardíaca para ensaio IV 83
Figura 6-15 – Pertinência da rotação de saída para ensaio IV 84
Figura 6-16 – Superfície gerada para perfil do usuário do ensaio IV 84
Figura 6-17 – Gráfico dos resultados obtidos a partir do ensaio IV 85
Figura 6-18 – Pertinência da freqüência cardíaca para ensaio V 86
Figura 6-19 – Pertinência da rotação de saída para ensaio V 87
Figura 6-20 – Superfície gerada para perfil do usuário do ensaio V 87
Figura 6-21 – Gráfico dos resultados obtidos a partir do ensaio V 88
Figura 10-1 – Esquema de ligação do inversor de freqüência 103

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Representação do conjunto de regras 15
Tabela 3.1 – Tabela de Borg..... 27
Tabela 5.1 – Tabela de índice de massa corporal. 52
Tabela 5.2 – Características para estabelecer a função de pertinência da variável freqüência cardíaca 58
Tabela 5.3 – Características para estabelecer a função de pertinência da variável rotação 60
Tabela 5.4 – Características para estabelecer a função de pertinência da variável velocidade de saída 62
Tabela 5.5 – Características para estabelecer a função de pertinência da variável velocidade de saída com RIMC = 0..... 63
Tabela 5.6 – Características para estabelecer a função de pertinência da variável velocidade de saída com RIMC = 15..... 64
Tabela 5.7 – Mapa de regras *fuzzy* para o sistema de controle 66
Tabela 6.1 – Características dos ensaios 70
Tabela 6.2 – Perfil do usuário para o ensaio I 71
Tabela 6.3 – Valores de erro no ensaio I 75
Tabela 6.4 – Perfil do usuário para o ensaio II 76
Tabela 6.5 – Valores de erro no ensaio II..... 78
Tabela 6.6 – Perfil do usuário para o ensaio III..... 79
Tabela 6.7 – Valores de erro no ensaio III 82
Tabela 6.8 – Perfil do usuário para o ensaio IV 83
Tabela 6.9 – Valores de erro no ensaio IV 85
Tabela 6.10 – Perfil do usuário para o ensaio V..... 86
Tabela 6.11 – Valores de erro no ensaio V..... 88

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μ	Função de Pertinência
A	Acelerar
AM	Acelerar muito
bpm	Batimentos por minuto
D	Desacelerar
DM	Desacelerar muito
F	Freqüência
FC	Freqüência cardíaca
FCI	Freqüência cardíaca inferior
FCM	Freqüência cardíaca máxima
FCN	Freqüência cardíaca normal
FCS	Freqüência cardíaca superior
fs	Freqüência síncrona do estator
IMC	Índice massa corporal
LTP	Ponto de desengate inferior
M	Manter
M_N	Número total de elementos
NG	Negativo e Grande
NP	Negativo e Pequeno
ns	Rotação síncrona
p	Número de pólos
PG	Positivo e Grande
PP	Positivo e Pequeno
QRS	Tempo de duração de um pico
RA	Rotação acelerada
RIMC	Fator de redução de índice de massa corporal
RN	Rotação nominal
rpm	Rotações por minuto
T	Período
T_{R-R}	Tempo de ciclo cardíaco
u_i	Posição do centróide da função de pertinência individual

UTP	Ponto de desengate superior
V_{CC}	Tensão de alimentação
V_{cen}	Tensão central
V_{ref}	Tensão de referência
vs	Velocidade de saída
ZE	Nulo ou Zero
μ_M	m-ésimo elemento onde se obtenha o máximo da função de pertinência
$\mu_{O,k}(u_i)$	Pontos em que ocorrem os máximos das funções de pertinências de saída
μ_{OUT}	Área de uma função de pertinência

RESUMO

O trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema inteligente, baseado em lógica *fuzzy*, o qual controla a velocidade de uma esteira ergométrica com a finalidade de minimizar os riscos da atividade cardíaca do usuário, permitindo ainda maximizar os benefícios que a atividade física pode proporcionar ao usuário deste equipamento.

O controlador inteligente desenvolvido foi baseado na técnica de controle *fuzzy*, possuindo por isso um *software* simplificado. Além disto o *hardware* desenvolvido foi baseado em circuitos eletrônicos simples e de baixo custo, o que permite sua instalação nos mais diversos tipos de esteiras existentes no mercado.

A contribuição técnico cientifica do equipamento desenvolvido é um controlador adaptativo que é gerado de acordo com o perfil do usuário, isto é, para um conjunto de características tais como: idade, condicionamento físico, índice de massa corporal e zona de treinamento desejada. O sistema constrói automaticamente um controlador *fuzzy* capaz de manter a atividade cardíaca do usuário dentro da faixa de segurança indicada pelos médicos e / ou fisioterapeutas, de acordo com as características fornecidas.

O equipamento desenvolvido, *hardware* e *software*, são descritos detalhadamente e os resultados dos testes realizados com diversos usuários são comparados a valores simulados por um *software* dedicado a controle industrial, apresentando uma discrepância inferior a 10%.

O sistema também apresentou resultados de maneira a garantir a integridade física de quem fez uso do equipamento, não tendo, em momento algum, ultrapassado o valor de freqüência cardíaca máxima permitida para o usuário. E ainda, manteve a freqüência cardíaca numa faixa entre 60 a 85% da freqüência cardíaca máxima, constatando a eficiência do controlador.

Palavras Chave – Lógica *Fuzzy*; Esteira Elétrica, Freqüência Cardíaca, Controle de velocidade.

ABSTRACT

The aim of this work is to develop an intelligent system to speed control of a treadmill. The intelligent control system minimizes the risks of the user's cardiac activity, allowing the maximization of the benefits that the physical activity can grant the user of this equipment.

The developed intelligent controller is based on fuzzy control techniques, and has a simplified software. Besides, the developed hardware is based on cheaper and simpler electronic circuits, which allows its installation on driver kinds of treadmills existing in the market.

The main characteristic of the developed equipment and that a controller adaptable is generated in agreement with the user`s profile, that is, for a group of such characteristics lite age, physical conditioning, index of corporal mass and training area recommended. The system builds a controller fuzzy automatically inside capable of maintaining the user`s heart activity of suitable safety´s strip for the doctors and / or physiotherapists, in agreement with the supplied characteristics.

The developed equipment, its hardware and software, is described in full detail and the results of the tests accomplished with several users are compared to simulated values by a software dedicated to industrial control, presenting an inferior discrepancy of 10%.

The system also presents way results that guarantee the physical integrity of who made use of the equipment, it doesn't tend, at any time, outdated the value of maximum heart frequency allowed for the user. It is still, maintained the heart frequency in a strip among 60 to 85% of the maximum heart frequency, verifying the controller's efficiency.

Key words – Fuzzy Logic, electric treadmill, heart rate, speed control

CAPITULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 IDENTIFICAÇÃO DO PROBLEMA

A inatividade é uma característica das sociedades modernas, em que o progresso e a tecnologia reduzem a necessidade da atividade física, antes fundamental para a sobrevivência do ser humano. A associação entre o sedentarismo e a ocorrência de doenças cardiovasculares já foi estabelecida há quase cinco décadas, tendo sido demonstrada uma clara relação de dose e efeito entre a prática de atividades físicas e a ocorrência de eventos coronarianos fatais e não-fatais[1].

O ato de caminhar funciona como efeito preventivo para vários problemas cardiovasculares[2]. Além disto, há outros efeitos benéficos da caminhada para o organismo, tais como: a redução da gordura corporal, contribuindo para a manutenção do peso ideal, a melhoria da função respiratória, redução dos níveis sanguíneos de colesterol e triglicérides, a redução da ansiedade e depressão, regularização do sono e, conseqüentemente, um melhor desempenho intelectual e maior equilíbrio emocional. A caminhada pode, ainda, ser considerada, uma forma de lazer.

A ocorrência de descompassos no ritmo cardíaco, conhecidos como arritmias cardíacas, pode ser destituída de qualquer significado clínico, bem como, em casos especiais, representar uma ameaça à vida. Um dos fatores responsáveis pela ocorrência dessas arritmias é a liberação de grandes quantidades de adrenalina durante momentos de grande tensão emocional ou durante exercício físico intenso e abrupto. O treinamento físico diminui a quantidade de adrenalina que é liberada durante situações críticas, reduzindo o impacto sobre o coração. Um indivíduo bem condicionado fisicamente possui duas vezes e meia o risco de ter uma parada cardíaca, enquanto no sedentário esta possibilidade é de cem vezes, durante o mesmo exercício intenso e abrupto[1].

Existe atualmente pouca dúvida de que a prática regular de exercícios esteja relacionada a uma menor mortalidade por problemas cardiovasculares. Os estudos apontam,

---

[1] http://www.abcdocorposalutar.com.br 23/04/2003

[2] http://www.bibliomed.com.br 23/04/2003

via de regra, sempre na mesma direção, evidenciando a importância de manter uma vida fisicamente ativa para poder viver mais e melhor.

Como fazer caminhadas em lugares destinados especificamente para isto, ou nas ruas das cidades, tem se constituído cada vez mais uma fonte de risco a própria vida, há uma busca por outros meios que disponibilizem mais segurança, e que independam até mesmo das condições climáticas, e é neste sentido que as esteiras ergométricas vem ganhando cada vez mais mercado na última década.

1.2 MOTIVAÇÃO

Com a redução de preços das esteiras ao longo dos anos, cada vez mais pessoas possuem o equipamento em casa, passando a fazer exercícios sem acompanhamento médico, o que pode levar a problemas de arritmias, como os citados acima, uma vez que a carga de exercícios aeróbicos depende de vários fatores individuais como, por exemplo, condicionamento físico, idade, peso, etc.

Além disto, as esteiras puramente mecânicas trazem ainda uma desvantagem em relação às motorizadas. Como a sua movimentação depende exclusivamente do esforço do usuário há um grande impacto nas articulações, e isto ao longo do tempo, pode resultar em graves lesões.

Já as esteiras motorizadas com sistemas de controle eletrônicos causam um impacto menor nas articulações porém não possuem nenhum dispositivo que respeite a capacidade cardiovascular dos seus usuários. Na maioria dos casos é simplesmente disponibilizado ao usuário a leitura de parâmetros, tais como: quantidade de caloria, quilometragem percorrida, tempo e até mesmo o batimento cardíaco, cabendo ao usuário a análise destes dados. No entanto, o indivíduo continua susceptível aos riscos em caso de arritmia cardíaca, já que os equipamentos não possuem dispositivos de alerta ou segurança, relacionados a este tipo de problema e principalmente apresentam poucas possibilidades de treinamento adaptável ao perfil do usuário.

1.3 OBJETIVO

Diante deste quadro, buscou-se desenvolver um controlador aplicado a esteira eletrônica onde as características de cada usuário fossem respeitadas, idade, obesidade e freqüência cardíaca de treinamento, ou seja, a limitação física do indivíduo é considerada pelo

sistema desenvolvido que seleciona automaticamente os parâmetros de controle e funcionamento da esteira, assegurando, assim, que o ritmo cardíaco mantenha-se dentro de uma faixa que trará maiores benefícios aos seus usuários.

Para desenvolvimento de uma esteira com tais funcionalidades e cujos parâmetros de controle estão condicionados a fatores humanos, torna-se necessária a utilização de uma tecnologia que permita construir um sistema de controle simples, rápido, de baixo custo, de fácil reconfiguração, que não demande grande esforço computacional e, sobretudo, que seja facilmente adaptável às características do usuário. Optou-se então por utilizar um controlador *fuzzy*, que reúne estas características conforme metodologia descrita por (PASINO e YURKOVICH, 1997).

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Neste capítulo foi exposta a principal motivação para a realização do trabalho, enfocando a importância do controle inteligente da esteira, pois este tem um papel fundamental para adequação do sistema ao perfil do usuário.

O capitulo 2 apresenta uma breve revisão bibliográfica da literatura de controle *fuzzy*, e também a aplicação geral dos controladores com exemplos em diversas áreas.

O capítulo 3 apresenta uma breve revisão da área biomédica ligada ao desenvolvimento de dispositivos de controle cardíaco, na qual se insere o sistema desenvolvido nesta dissertação.

O capitulo 4 trata da metodologia utilizada para a captação e implementação do sistema físico, ou seja, descreve-se o *hardware* do controlador desenvolvido.

O capitulo 5 descreve a estrutura lógica de programação para o controlador, isto é o *software* baseado em lógica *fuzzy* e a interface homem – máquina desenvolvidos.

O capitulo 6 traz os resultados experimentais, que foram adquiridos utilizando-se a esteira desenvolvida.

O capitulo 7 faz a avaliação dos resultados obtidos e a conclusão do trabalho.

CAPITULO 2

FUNDAMENTOS DE CONTROLE *FUZZY*

2.1 HISTÓRICO DO CONTROLE *FUZZY*

Aristóteles, filósofo grego (384 - 322 a.C.), foi o fundador da ciência da lógica, e estabeleceu um conjunto de regras rígidas para que conclusões logicamente válidas pudessem ser aceitas. O emprego da lógica de Aristóteles leva a uma linha de raciocínio baseado em premissas e conclusões. Como por exemplo: se é observado que "todo ser vivo é mortal" (premissa 1), a seguir é constatado que "Sara é um ser vivo" (premissa 2), como conclusão tem-se que "Sara é mortal" (conclusão). Desde então, a lógica ocidental, assim chamada, tem sido binária, isto é, uma declaração é falsa ou verdadeira, não podendo ser ao mesmo tempo parcialmente verdadeira e parcialmente falsa. Esta suposição e a lei da não contradição, que estabelece que "U e não U" cobrem todas as possibilidades, formam a base do pensamento lógico ocidental. A lógica de Aristóteles trata com valores "verdade" das afirmações, classificando-as como verdadeiras ou falsas. Não obstante, muitas das experiências humanas não podem ser classificadas simplesmente como verdadeiras ou falsas, sim ou não, branco ou preto. Na verdade, entre a certeza de ser e a certeza de não ser, existem infinitos graus de incerteza. Esta imperfeição intrínseca à informação, representada numa linguagem natural, tem sido tratada matematicamente no passado com o uso da teoria das probabilidades.

A Lógica *Fuzzy* viola estas suposições. O conceito de dualidade, estabelecendo que algo pode e deve coexistir com o seu oposto, faz a Lógica *Fuzzy* parecer natural e até mesmo inevitável. A realidade é mais ou menos incerta, vaga e ambígua (BOJADZIEV e BOJADZIEV, 1995).

O conceito de conjunto *Fuzzy* foi introduzido, em 1965, por Lotfi A. Zadeh (Universidade da Califórnia, Berkeley). Em meados da década de 60, Zadeh observou que os recursos tecnológicos disponíveis eram incapazes de automatizar as atividades relacionadas a problemas de natureza industrial, biológica ou química, que compreendessem situações ambíguas, não passíveis de processamento através da lógica computacional fundamentada na lógica booleana. Procurando solucionar esses problemas, e baseado em estudos da lógica multivalor, proposta por Michalewicz em 1934, foi publicado em 1965, o primeiro artigo

resumindo os conceitos dos conjuntos *Fuzzy* e revolucionando o assunto com a criação dos sistemas *Fuzzy* (ZADEH, 1965).

Em 1975, o Prof. Mamdani, do Queen Mary College, Universidade de Londres, após inúmeras tentativas frustradas em controlar uma máquina a vapor com tipos distintos de controladores, incluindo o controle proporcional integral e derivativo, mais conhecido como controlador PID, somente conseguiu fazê-lo através da aplicação do raciocínio *Fuzzy* (REYEROS e NICOLÁS, 1995).

Esse sucesso serviu de alavanca para muitas outras aplicações. A partir daí vieram em seguida, várias outras aplicações, destacando-se, por exemplo, os controladores *Fuzzy* de plantas nucleares, refinarias, processos biológicos e químicos, trocador de calor, máquina diesel, tratamento de água e sistema de operação automática de trens.

Os controladores *fuzzy* são capazes de tomar decisões a partir de informações imprecisas de caráter não numérico (REYERO e NICOLAS, 1995) e é uma técnica que incorpora a forma humana de pensar em um sistema de controle. Um controlador *Fuzzy* típico pode ser projetado para comportar-se conforme o raciocínio dedutivo: o processo que as pessoas usam para inferir conclusões baseadas em informações (SHAW e SIMÕES, 1999).

2.2 APLICAÇÕES GERAIS DO CONTROLE *FUZZY*

Diversas áreas estão sendo beneficiadas pela tecnologia decorrente da Lógica *Fuzzy*. Dentre essas áreas podem ser citadas algumas que tiveram relevância no avanço tecnológico e que merecem destaque. O controle de processos industriais foi a área pioneira. Na mesma época que se fez o controle da máquina a vapor, conforme citado, vale ainda ressaltar outra aplicação industrial significativa que foi desenvolvida pela indústria de cimento *F. L. Smidth Corp.* da Dinamarca. Hoje em dia, uma grande variedade de aplicações comerciais e industriais estão disponíveis, destacando-se neste cenário o Japão e mais recentemente, os EUA e a Alemanha[3].

Na seqüência segue alguns outros exemplos onde os controladores *fuzzy* têm sido aplicados (SHAW e SIMÕES, 1999):

[3] http://www.geocities.com/logicas2000/Fuzzy.htm 05/05/2003

- em câmeras de vídeo, são aplicados ao foco automático e ao controle da íris da câmera; o primeiro pode manter um objeto em movimento enquanto o segundo analisa as condições de iluminação para ajustar a velocidade automaticamente;
- em máquinas de lavar, a utilização de sensores adequados (temperatura de água, concentração de detergente, peso das roupas, nível de água, tipo de tecido, tipo de sujeira, grau de sujeira) controlam os ciclos da máquina: bater, enxaguar e centrifugar. Há aproximadamente 270 tipos de ciclos de lavagem em uma lavadora "*fuzzy*";
- em fornos de microondas, as informações obtidas pelos sensores (infravermelho, umidade, pressão atmosférica) permitem que se ajuste a intensidade e duração do cozimento para cada tipo de comida;
- incineração de lixo com o fim de manter a temperatura de queima constante, desta forma a geração de gases tóxicos é minimizado e se evita a corrosão da câmara de combustão;
- em aparelhos de ar-condicionado, a fim de produzir sinais de referência para as válvulas de água fria e quente, e também para o controle de umidade. A estratégia de controle usa diversos sensores diferentes para determinar a temperatura e a umidade, conseguindo um melhor aproveitamento de energia;
- controle de temperatura:
    - selagem de embalagem, corrigindo a temperatura depois do fechamento da embalagem;
    - equipamentos para testes com carbono com objetivo de determinar a idade dos materiais: na adição de carbono, a temperatura aumenta com atrito no tanque, é quando controlador *fuzzy* é capaz de rapidamente corrigir a temperatura do liquido refrigerante;
- controlador de tensão mecânica nos rolos, sejam eles de papeis, filme, aço ou enrolamento de cabos, mantendo a qualidade da bobina mesmo com a variação da velocidade de rolagem e diâmetro da bobina;
- freios anti-trava, para melhorar os sistemas já existentes, afim de se obter um melhor desempenho na frenagem de veículos automotores;
- start-up automático de colunas de destilação em refinarias de petróleo a fim de garantir uma entrada mais rápida em operação de equipamentos com melhor qualidade de produto (FABRO, 2003);

- manutenção de motores elétricos, verificação das condições de vibrações dos motores elétricos a fim de estabelecer procedimentos de manutenção (MARÇAL, 2000);

Existem também controladores industriais que se baseiam na tecnologia *fuzzy*, entre eles pode-se citar o controlador de temperatura e processos ES100 da OMRON Electronics[4] e o modelo US1000 da Yokogawa Corporation[5].

No caso específico de saúde humana, exemplos de aplicação da tecnologia *fuzzy* podem ser encontrados nas áreas de:

- Medicina:
    - processamento de imagem para análise de fotos de raios-X, padrões *fuzzy* de reconhecimento para diagnóstico[6];
    - na Automação de diagnósticos (ADLASSNIG, 1986);
    - em bioanálise e bioestatística (VIRANT-KLUNT e VIRANT, 1999);
    - na redução de custos hospitalares, diminuindo o tempo de permanência no hospital (SCOTT et al, 1998);
    - processamento de imagem – na detecção dos contornos do coração sobre imagens obtidas através de ressonância magnética (LALANDE et al, 1997);
    - reconhecimento de paternidade (ZAHLMANN; SCHERF e WEGNER, 1997);
    - normas de procedimento para prática clinica, automação para consulta médica (WARREN; BELIAKOV e ZWAAG, 2000) e (LIU e SHIFFMAN, 1997);
    - tomada de decisão na unidade de terapia intensiva (BATES e YOUNG, 2003);
    - Controle de anestesia (LINKENS e ABBOD, 1998).
- Fisioterapia:
    - classificação do ritmo de exercício aeróbico (VÄINÄMÖ et al, 1998);
    - ajuste de carga da bicicleta ergométrica para pessoas em idade avançada (KIRYU et al, 2001);

---

[4] www.omron.com.br/control.html

[5] www.yokogawa.com

[6] http://www.din.uem.br/ia/intelige/difusa - 20/09/2004

- desenvolvimento cadeira de rodas inteligente que possui um sistema para reconhecimento do ambiente, navegação e controle (MAEDA; NAKAYAMA e MURAKAMI, 1999).

O trabalho de Steiman (2001), baseado numa revisão da literatura dos últimos trinta anos, traz uma discussão sobre o impacto da tecnologia *fuzzy* nos trabalhos da área biomédica, ressaltando a habilidade dos sistemas *fuzzy* em incorporar noções de continuidade no pensamento dedutivo.

Atualmente, no mercado também é possível encontrar produtos comerciais para a área biomédica, como por exemplo, os ofertados pela empresa *Cyrospace*[7], que fazem uso da tecnologia *fuzzy*, destacando dentre eles:

- equipamentos de inteligência;
- tratamento com sistema embarcado;
- equipamentos de diagnósticos e prognósticos;
- automação para análise de informações;
- monitoração de paciente.

Diante disto, pode-se considerar os controladores *fuzzy* uma tecnologia estabelecida, com aplicações reais em uma larga gama de produtos e problemas (SHAW e SIMÕES, 1999) e (NASCIMENTO e YONEYAMA, 2000). Uma discussão sobre tendências recentes, vantagens e desvantagens deste tipo de sistema pode ser encontrado em (COELHO; ALMEIDA e COELHO, 2003).

2.3 SISTEMAS DE CONTROLE BASEADOS EM LÓGICA *FUZZY*

Lógica *Fuzzy* é uma técnica de Inteligência Artificial que procura maneiras de máquinas emularem o raciocínio humano na solução de problemas diversos. Esta abordagem procura mimetizar a forma humana de atuar (BAUCHSPIESS, 2002).

Como explicado anteriormente, o advento da lógica *fuzzy* foi causado pela necessidade de um método capaz de expressar de uma maneira sistemática quantidades imprecisas, vagas, mal definidas, por esta razão, ela é traduzida em português como: nebulosa ou difusa.

Segundo Lee (*apud* FABRO, 2003), os sistemas de controle *fuzzy* possuem uma série de vantagens se comparado a outros sistemas de controle:

---

[7] `http://www.cyrospace.com – 20/09/2004`

- simplificação do modelo que representa o processo;
- melhor tratamento das imprecisões inerentes aos sensores utilizados;
- facilidade na especificação das regras de controle, em linguagem próxima da natural;
- satisfação de múltiplos objetivos de controle;
- facilidade de incorporação do conhecimento de especialistas humanos.

Para se entender a concepção de um sistema de controle *fuzzy*, parte-se do esquema geral que descreve o modelo de um controlador e de uma planta ou processo que está sendo controlado, como ilustrado na Figura 2.1.

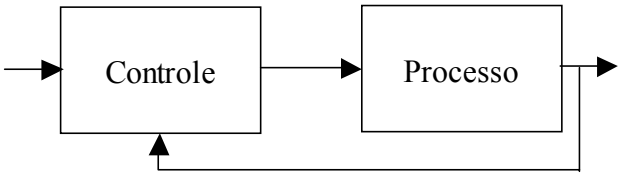


Figura 2-1 – Modelo para um sistema de controle

Para a confecção de um controlador *fuzzy*, pode se imaginar que ao invés de usar apenas parâmetros de modelos matemáticos para construir o controlador, pode se visualizar este controle como ilustrado na Figura 2.2, onde o operador humano, um especialista, teria a responsabilidade de controlar os parâmetros da planta.

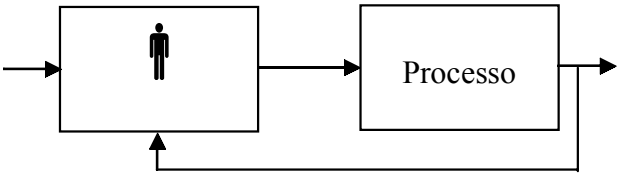


Figura 2-2 – Operador humano uma analogia do controlador *fuzzy*

Desta forma, o controlador *fuzzy* é desenvolvido para automatizar, como um especialista, o gerenciamento do processo. Com isto, o primeiro passo na construção de um sistema de controle *fuzzy* consiste na aquisição do conhecimento sobre o processo que se quer controlar. Como em qualquer processo de modelagem (LJUNG, 1999), deve-se inicialmente determinar qual ou quais são as variáveis de entrada e saída deste processo.

As variáveis de entrada são aquelas nas quais o operador da planta baseia-se para fazer uma análise de desempenho do processo e para tomar decisões sobre os próximos passos a seguir e, em geral, a sua escolha é feita de maneira intuitiva por este especialista.

As variáveis de saída são as variáveis controladas do processo. Estas são de mais fácil identificação já que na maioria dos casos elas estão relacionadas aos objetivos de controle e são as mesmas utilizadas nos controladores convencionais.

Após a definição de todas as entradas e saídas para o controlador *fuzzy*, deve-se especificar a base de conhecimento que formará o núcleo do sistema de controle *fuzzy*. Se a informação disponível sobre o processo for inadequada, é bem pequena a chance de se projetar uma boa base de regras e, em conseqüência, assegurar um bom desempenho do sistema de controle.

Em conclusão, o processo ou planta a ser controlado deve ser bem compreendido, sendo que a escolha de entradas e saídas é parte de fundamental importância para o desenvolvimento do controlador.

O diagrama em bloco de um sistema de controle *fuzzy* é mostrado na Figura 2.3. O controlador *Fuzzy* é composto de quatro blocos, como descrito na seqüência (PASSINO e YURKOVICH, 1997):

1. uma base de conhecimento: formada por uma base de dados e uma base de regras, contendo todo o conhecimento de como controlar o processo;
2. um mecanismo de inferência: que emula a decisão em função de um especialista, fazendo uma interpretação e aplicação do conhecimento sobre a melhor maneira de controlar a planta. Este mecanismo aplica a base de regras à base de dados corrente, gerando a resposta do controlador;
3. interface de *fuzzificação*: que converte as entradas *crisp* do controlador em valores *fuzzy* de variáveis, de forma que o mecanismo de inferência possa facilmente identificar e aplicar as regras ativas em cada situação;
4. interface de *defuzzificação*: que converte as conclusões do mecanismo de inferência, que são valores *fuzzy* de variáveis de saída, em valores *crisp* para a entrada atual do processo.

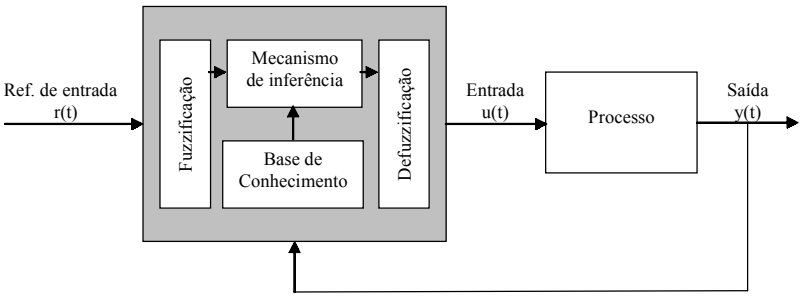


Figura 2-3 – Diagrama em blocos de um controlador *fuzzy*

Os passos a seguir descrevem em detalhes cada um desses blocos e de certa maneira constituem um roteiro para se projetar um controlador *fuzzy* baseado em regras descritas por um especialista, apropriando-se do conhecimento humano, em como controlar o processo, a fim de usar a lógica *fuzzy* para automatizá-lo.

2.3.1 *Fuzzificação* e funções de pertinência

A *fuzzificação* é o processo que torna qualquer quantidade numérica – também chamada *crisp* na literatura – em quantidade *fuzzy* (ROSS, 1995). É, portanto, uma função que garante certo grau de imprecisão a um valor numérico, mapeando o valor físico de uma variável de um processo em um universo normalizado de discurso (DRIANKOV; HELLENDOORN e REINFRANK, 1996). Isto é necessário para que a entrada do processo se torne compatível com a representação *fuzzy* adotada na base de regras.

Matematicamente, a *fuzzificação* pode ser descrita como:

$$f_e : [-a, a] \rightarrow \Re$$

onde $\Re$ denota o conjunto de todos os números *fuzzy*, no intervalo [– a, a] (KLIR & YUAN, 1995), e *fe* pode ser interpretada como uma função transformação que leva uma variável de um espaço numérico para um espaço *fuzzy*. Esta função de transformação é denominada função de pertinência e é construída a partir da teoria de conjuntos *fuzzy*, conforme estabelecido em (ZADEH, 1965).

Zadeh definiu os conjuntos *fuzzy* como uma classe com graus contínuos de pertinência, ou seja, dado um elemento **a**, do espaço **A**, pertencente a um conjunto *fuzzy* **X** – percebe-se aqui a relação com a teoria clássica dos conjuntos – existe uma função característica, ou de pertinência, dada por $\mu_X(a)$, que associa a esta pertinência um valor real

no intervalo [0,1], conforme exemplo mostrado na Figura 2.4. Este exemplo ilustra a representação do conceito "pessoa alta" em um sistema clássico (*crisp)* e em um sistema *fuzzy,* considerando como alta uma pessoa com altura maior que 1,80 m (ZADEH, 1965).

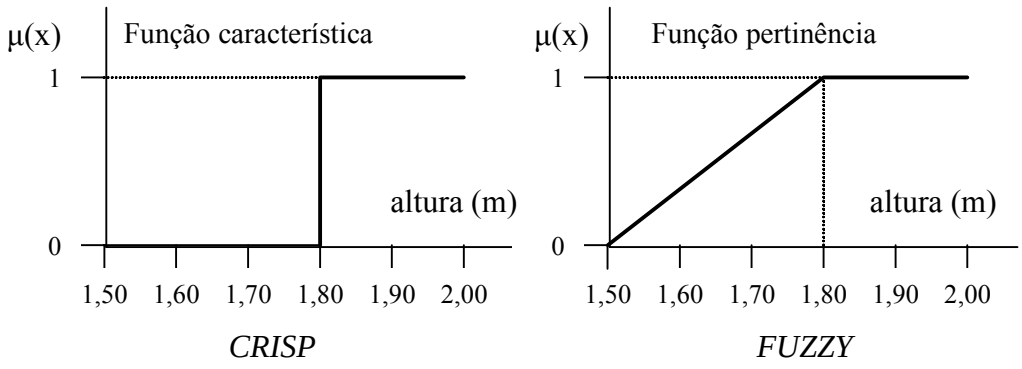


Figura 2-4 – Diferença entre sistema *crisp* e *fuzzy*

Um conjunto *fuzzy* é um agrupamento impreciso e indefinido, onde a transição de não-pertinência para pertinência é gradual. A incerteza de um elemento, isto é, seu grau fracionário de pertinência, pode ser concebido como uma medida de possibilidade, ou seja, a possibilidade de que um elemento seja membro do conjunto. O conceito de possibilidade não é o mesmo que o de probabilidade. A probabilidade expressa a chance de que um elemento seja membro de um conjunto, sendo também expressa no intervalo numérico [0,1] (SHAW e SIMÕES, 1999).

Uma variável lingüística "u" no universo de discurso U é definida em um conjunto de termos (ou terminologia), nomes ou rótulos, T(u), com cada valor sendo um número *fuzzy* definido em U. Por exemplo, se u for velocidade, então seu conjunto de termos T(u) poderia ser:

T(velocidade) = {baixa, média, rápida}

Sobre o universo de discurso U = [0,100], onde baixa, média e rápida são termos, ou variáveis lingüísticas da grandeza velocidade (SHAW e SIMÕES, 1999).

Para controladores *fuzzy* baseado em regras, as funções de pertinência individuais das variáveis lingüísticas de entrada do controlador, que compõem as premissas das regras na base de regras, devem ser funções do tipo pseudo-trapezoidais, definidas no conjunto dos números reais, sobre o intervalo de discurso da variável [a , b]: (WANG, 1997)

$$\mu_A(u,a,b,c,d,H) = \begin{cases} I(u), & u \in [a,b) \\ H, & u \in [b,c] \\ D(u), & u \in (c,d] \\ 0, & u \in \Re - (a,d) \end{cases} \qquad \text{Equação 2.1}$$

Onde:

$0 \leq$ I(u) ≤ 1 é uma função não-decrescente no intervalo (a,b],

H = I(b) = D(c) é uma constante no intervalo (b,c],

$0 \leq$ D(u) ≤ 1 é uma função não-crescente no intervalo (c,d],

$a \leq b \leq c \leq d$ e $a \leq d$.

Em resumo, observa-se que a escolha da função de pertinência depende da aplicação a que se destina, da variável lingüística a ser fuzzificada e também da experiência do projetista. Várias escolhas de função de pertinência podem ser feitas, desde que sejam respeitadas as condições estabelecidas na equação 2.1

2.3.2 A base de conhecimento

A base de conhecimento representa o modelo do sistema a ser controlado. Constituindo-se de uma base de dados (funções de pertinência lingüísticas) e uma base de regras *fuzzy* lingüísticas, conforme ilustra a Figura 2.5. A base de dados fornece as definições numéricas necessárias às funções de pertinência usadas no conjunto de regras *fuzzy*. A base de regras caracteriza os objetivos de controle e a estratégia de controle utilizada por especialistas na área, por meio de um conjunto de regras de controle, em geral, lingüísticas (SHAW e SIMÕES, 1999).

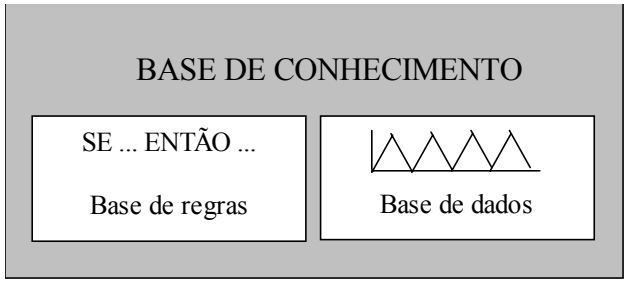


Figura 2-5 – Base de conhecimento

2.3.3 Base de regras

A base de regras tem por objetivo representar de forma sistemática a maneira como o controlador gerenciará o sistema sob sua supervisão (DRIANKOV; HELLENDOORN e REINFRANK, 1996).

A forma mais geral de uma regra lingüística é:

SE premissa **ENTÃO** conseqüência

As premissas também chamadas de antecedentes, são associadas com as entradas do controlador *fuzzy*, e formam a parte das regras representada à esquerda, enquanto as conseqüências, que também são conhecidas como ações, estão associados às saídas dos controladores (DRIANKOV; HELLENDOORN e REINFRANK, 1996) e (ROSS, 1995).

Relacionadas às variáveis lingüísticas do processo, pode-se estabelecer os antecedentes – ou estados do processo – (DRIANKOV; HELLENDOORN e REINFRANK, 1996) e associá-los com ações de controle. Para exemplificar a utilização da base de regras, toma-se o controle de uma caldeira, onde se estabelece uma relação entre a temperatura interna da unidade, com a vazão necessária de água para o seu resfriamento, o que produz as seguintes regras:

SE *temperatura é alta* **ENTÃO** *vazão de água é alta*

SE *temperatura é baixa* **ENTÃO** *vazão de água é baixa*

SE *temperatura é estável* **ENTÃO** *vazão de água é normal*

Aparentemente simplista, o exemplo dado é capaz de manter estável a temperatura em uma caldeira, desde que os conjuntos *fuzzy* envolvidos tenham uma definição condizente com a realidade. O que vale observar é que para cada estado do processo é relacionada uma ação de controle (VIEIRA, 1999).

Este conjunto demonstra que a base de regras *fuzzy* é bastante intuitiva, do ponto de vista humano. É como o clássico exemplo de estacionar um veículo em uma vaga, virando-o um pouco mais para a esquerda ou para direita. Não existe, neste caso, uma formulação matemática explícita envolvida na solução do problema, mas sim a representação de um conhecimento adquirido pelo operador, o que justifica a dificuldade encontrada pelos iniciantes em estacionar um carro, e a facilidade com que os motoristas com mais prática executam as manobras necessárias.

Portanto é este conhecimento – o da experiência – que as regras *fuzzy* representam, sendo perfeitamente inteligível o seu significado.

Numa base de regras, há sempre um número finito de regras que pode ser estabelecida, depois que se determina o número de entradas e saídas necessários ao sistema de controle, e que se escolhe os predicados lingüísticos (número, distribuição e forma das funções de pertinência) para cada uma destas variáveis.

Por exemplo, se o sistema de controle possui duas entradas com 5 predicados cada, pode-se definir no máximo $5^2 = 25$ possíveis regras.

Uma maneira conveniente para listar todas as possíveis regras, para os casos onde não há muitas entradas para o controlador *fuzzy* (menor do que três entradas) é usar uma tabela para representação das regras, como mostrado na Tabela 2.1. Nesta tabela, as variáveis "Variável 1" e "Variável 2" são os valores de entrada (premissa das regras) e a variável "Variável 3" é o conseqüente da regra:

SE variável 1 é "termos A" **E** variável 2 é "termos B" **ENTÃO** variável 3 é "termos C"

Os termos "A", "B" e "C" são os predicados lingüísticos associados respectivamente às variáveis "Variável 1", "Variável 2" e "Variável 3". Estes termos admitem os seguintes valores aplicados:

- PG: Positivo (P) e Grande (G);
- PP: Positivo (P) e Pequeno (P);
- ZE: Nulo ou Zero (ZE);
- NG: Negativo (N) e Grande (G);
- NP: Negativo (N) e Pequeno (P).

Tabela 2.1 – Representação do conjunto de regras

Variável 3		**Variável 1**				
		NG	**NP**	**ZE**	**PP**	**PG**
Variável 2	**NG**	NG	NG	NP	NP	ZE
	NP	NG	NP	NP	ZE	PP
	ZE	NP	NP	ZE	PP	PP
	PP	NP	ZE	PP	PP	PG
	PG	ZE	PP	PP	PG	PG

A construção da tabela pode ser útil para verificar certos detalhes do funcionamento do controlador, para se eliminar predicados redundantes, verificar a consistência das regras, etc. No entanto, em muitos casos, a construção da superfície de controle gerada pela base de regras é de suma importância para se entender o comportamento do controlador, fazer análise de trajetória de controle, verificar a completude (*completness*) e continuidade do sistema, checar a estabilidade, entre outras propriedades e características do sistema de controle desenvolvido. No exemplo acima, admitindo que as três variáveis são definidas no intervalo de discurso normalizado [-1, 1] e que os cinco predicados admitidos para estas variáveis são funções de pertinência triangulares, igualmente distribuídas sobre este intervalo, a base de regras da Tabela 2.1 gera a superfície mostrada na Figura 2.6 para uma máquina de inferência do tipo Mamdani. Esta figura foi gerada usando a *toolbox fuzzy* do Matlab[8].

Em resumo, a superfície de controle corresponde ao mapeamento do espaço das variáveis de entrada para a variável de saída, ou função de controle propriamente dita.

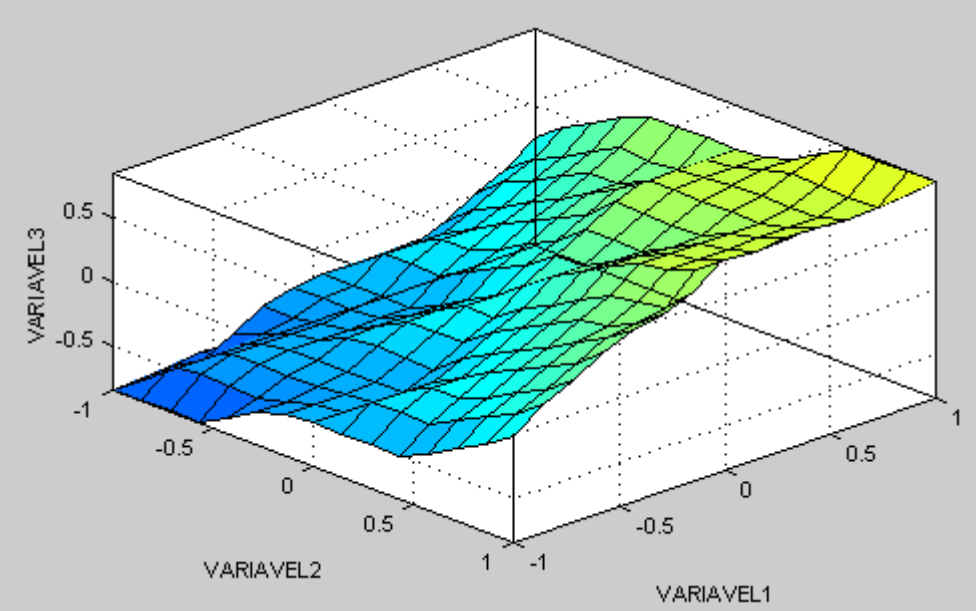


Figura 2-6 – Superfície de controle gerada pela base de regras da Tabela 2.1

[8] MATLAB é uma marca registrada da MATWORKS INC.

2.3.4 A máquina de inferência

A máquina de inferência é a responsável pela combinação dos dados de entrada – já no formato de número *fuzzy* – com as regras *fuzzy* existentes, as quais, trabalhando em cima de regras de produção, descrevem o processo de tal forma que se obtenha, através de inferência, o valor desejado de saída (KLIR e YUAN, 1995).

Existem algumas diferentes classificações com relação às máquinas de inferência de um sistema *fuzzy*. Driankov; Hellendoorn e Reinfrank (1996) propõem a classificação em dois grandes grupos, a inferência baseada em composição e a inferência baseada em regras individuais.

Para o primeiro caso, combinam-se todas as regras da base e faz-se uma única inferência, enquanto para o segundo é feita a inferência regra a regra, aplicando-se ”t-normas” ao final do processo para que se obtenha um valor único de saída.

Exemplos de máquinas de inferência baseada em composição, são as inferências de Mamdani e de Godel. As máquinas de inferência baseada em regras individuais são as mais utilizadas na área de controle. Entre elas, cita-se: máquina de inferência produto, máquina de inferência de Lukasiewicz, máquina de inferência de Zadeh e máquina de inferência de Dienes-Rescher (WANG,1997).

Já Klir e Yuan (1995) classificam as máquinas de inferência de acordo com a avaliação que elas perfazem sobre a base de regras. Existem as dirigidas aos dados, onde são fornecidos os valores de entrada, os antecedentes das regras, e se busca o conseqüente de uma regra, e as dirigidas às metas ou objetivos, que executam uma busca em sentido inverso. Estas formas de operar são baseadas nos princípios lógicos de inferência do raciocínio aproximado, denominados respectivamente “*modus ponens generalizado*” e “*modus tollens generalizado*”.

Na lógica tradicional, as operações com conjuntos são essencialmente booleanas possibilitadas pelos conectivos AND, OR e NOT. Na lógica *fuzzy*, ao contrário, há diversos operadores para se realizar as operações lógicas, os quais são basicamente divididos em duas classes (ou normas): as normas triangulares, chamadas normas-t e as suas normas duais, chamadas normas-s, ou conorma-t.

A enunciação da intersecção de conjuntos booleanos, é expressa como: dados dois conjuntos A e B, onde, $A \subset U$, $B \subset U$, ou seja, U é um universo de discurso comum a ambos, define-se a intersecção $A \cap B$ como o conjunto de todos os elementos “u” $\in$ U, que são membros de ambos os conjuntos A e B.

Dados os vetores de pertinência individuais dos elementos u de cada conjunto A e B, pode-se determinar a pertinência da intersecção da seguinte forma:

O vetor de pertinência de A: $\mu_A(u) = \begin{cases} 1 \; se \; u \in A \\ 0 \; se \; u \notin A \end{cases}$

O vetor de pertinência de B: $\mu_B(u) = \begin{cases} 1 \; se \; u \in B \\ 0 \; se \; u \notin B \end{cases}$

O vetor intersecção contém todos os elementos, que são membros de A e B. Logo:

$$\mu_{A \cap B}(x) = \begin{cases} 1 \; se \; u \in A \cap B \\ 0 \; se \; u \notin A \cap B \end{cases}$$

Portanto:

$$\mu_{A \cap B}(x) = \mu_A(x) \bullet \mu_B(x)$$

Onde:

o operador "•" simboliza a função booleana AND que é executada em cada par de elementos.

Observa-se que a intersecção é o maior subconjunto do universo de discurso U, que é, ao mesmo, tempo parte de A e também de B, portanto, sempre menor que os conjuntos individuais de A e B. Por essa razão, pode-se considerar o vetor de pertinência para a intersecção calculado como segue:

$$\mu_{A \cap B}(u) = \min[\mu_A(u), \mu_B(u)]$$

A união de conjuntos booleanos enuncia-se a partir de: dados dois conjuntos A e B, onde, A $\subset$ U, B $\subset$ U, ou seja, U é um universo de discurso comum a ambos, define-se a união A $\cup$ B como o conjunto de todos os elementos "u", que pertencem ou ao conjunto A, ou ao conjunto B, ou a ambos A e B.

Dados os vetores de pertinência individuais dos elementos "u" de cada conjunto A e B, pode-se determinar a pertinência da união A$\cup$B da seguinte forma:

O vetor de pertinência de A: $\mu_A(u) = \begin{cases} 1 \; se \; u \in A \\ 0 \; se \; u \notin A \end{cases}$

O vetor de pertinência de B: $\mu_B(u) = \begin{cases} 1 \; se \; u \in B \\ 0 \; se \; u \notin B \end{cases}$

O vetor união que contém todos os elementos, que são membros de A e B, ou de ambos. Logo:

$$\mu_{A \cup B}(u) = \begin{cases} 1 \; se \; u \in A \cup B \\ 0 \; se \; u \notin A \cup B \end{cases}$$

Portanto:

$$\mu_{A \cup B}(x) = \mu_A(u) + \mu_B(u)$$

Onde:

o operador "+" simboliza a função booleana OR que é executada em cada par de elementos.

Observa-se que a união é o menor subconjunto do universo de discurso U, que inclui ambos os conjuntos A e B. Como a união é o contorno que inclui ambos os conjuntos A e B, o resultado é sempre maior que os conjuntos individuais. Por essa razão, pode-se considerar o vetor de pertinência para a união A $\cup$ B, calculado como segue:

$$\mu_{A \cup B}(u) = \max[\mu_A(u), \mu_B(u)]$$

De forma semelhante, a operação de intersecção *fuzzy* é definida a função de pertinência ponto a ponto da intersecção A $\cap$ B é representada pela função de pertinência $\mu_{A \cap B}(u)$, u $\in$ U, podendo ser definido ponto a ponto por:

$$\mu_{A \cap B}(u) = \mu_A(u) \; \mathbf{t} \mu_B(u) \leq \min[\mu_A(u), \mu_B(u)]$$

Onde **t** é a norma triangular ou norma-**t** de intersecção generalizada. A norma-**t** é uma função de duas entradas definida nos domínios **t**: [0,1] X [0,1] $\rightarrow$ [0,1], onde "X" denota o produto cartesiano. O operador-**t** indica um mapeamento entre duas funções de pertinência *fuzzy*, cada uma no intervalo [0,1]; a operação-t é executada entre elas, de acordo com seu formato ponto a ponto. Tal função deve satisfazer certas condições, tais como:

Condições de contorno:

$$u \; \mathbf{t} \; 0 = 0, \forall \, u \in [0,1]$$

$$u \; \mathbf{t} \; 1 = x, \forall \, u \in [0,1]$$

Onde as seguintes propriedades e condições, são válidas:

Propriedade comutativa: u **t** v = v **t** u

Propriedade associativa: u **t** (v **t** z) = (u **t** v) **t** z

Condições monotônicas: para u ≤ v e w ≤ z. u **t** w ≤ v **t** z

A operação de união dos conjuntos *fuzzy*, é definida pela função de pertinência ponto a ponto por $\mu_{A \cup B}(u)$, u ∈ U, da união A ∪ B:

$$\mu_{A \cup B}(u) = \mu_A(u) \; \mathbf{s} \; \mu_B(u) \leq \max[\mu_A(u), \mu_B(u)]$$

Onde **s** é a co-norma triangular de uma união generalizada. A norma-**s** é uma função de duas entradas definida nos domínios **s**: [0,1] X [0,1] → [0,1], onde "X" denota o produto cartesiano. O operador-**s** indica um mapeamento entre duas funções de pertinência *fuzzy*, cada uma no intervalo [0,1]. Tal função deve satisfazer certas condições, tais como:

Condições de contorno:

$$u \; \mathbf{s} \; 0 = u, \forall \, u \in [0,1]$$

$$u \; \mathbf{s} \; 1 = 1, \forall \, u \in [0,1]$$

Onde as seguintes propriedades e condições, são validas:

Propriedade comutativa: u **s** v = v **s** u

Propriedade associativa: u **s** (v **s** z) = (u **s** v) **s** z

Condições monotônicas: para u ≤ v e w ≤ z. u **s** w ≤ v **s** z

Assim, na construção de uma máquina de inferência independente se ela é baseada em composição ou em regras individuais, se as regras são dirigidas a dados ou a eventos, é necessário especificar quais são as t-normas e s-normas utilizadas para realizar as operações AND e OR e para implicação e agregação de regras. Por exemplo, a máquina de inferência de Mamdani utiliza a t-norma mínimo para realizar o AND e a implicação e a s-norma Máximo para as operações OR e de agregação.

Em geral, a escolha de uma determinada máquina de inferência deve considerar três aspectos (WANG, 1997):

- Caráter intuitivo: a escolha deve fazer algum sentido do ponto de vista intuitivo. Por exemplo, se o conjunto de regras foi determinado por um especialista que acredita que estas regras são independentes entre si, então elas devem ser combinadas através de uma operação de união.
- Eficiência computacional: a escolha deve resultar num procedimento de fácil implementação.
- Propriedades especiais: se o procedimento de inferência tiver algumas propriedades que são desejáveis para o sistema, elas devem ser escolhidas. Por exemplo, a saída de algumas máquinas de inferência apresentam grandes valores de pertinência de saída.

2.3.5 *Defuzzificação*

Conforme explanado acima, o conjunto de regras constitui o núcleo de um controlador para sistemas dinâmicos, as suas entradas não são conjuntos *fuzzy*, e sim valores numéricos concretos proveniente de sensores os quais são *fuzzificados* antes de serem aplicados à base de regras. Por outro lado, o que um controlador infere representa uma magnitude de um conjunto *fuzzy*, calculado dentro do intervalo de discurso de cada conjunto *fuzzy* envolvido, o qual deve ser aplicado aos equipamentos (atuadores) que irão atuar sobre o processo.

Por isso, é necessário estabelecer algum tipo de interface entre ambos os conceitos. Por um lado, deve-se saber elaborar um conjunto *fuzzy* a partir das entradas concretas do controlador e, por outro, deve-se calcular um valor concreto do sinal de controle a partir de conjunto *fuzzy* obtido através do processo de inferência, ou seja, a *defuzzificação*. (REYEROS e NICOLÁS, 1995).

Na *defuzzificação*, o valor da variável lingüística de saída inferida pelas regras *fuzzy* será traduzida num valor *crisp*. O objetivo é obter um único valor numérico discreto que melhor represente os valores inferidos da variável lingüística de saída, ou seja, a distribuição de possibilidades. Assim, a *defuzzificação* é uma transformação inversa que traduz a saída do domínio *fuzzy* para o domínio *crisp* (SHAW e SIMOES, 1999).

Os principais métodos de *defuzzificação* utilizados em sistemas de controle são: centro do máximo, média do máximo e centro da área (BAUCHSPIESS, 2002).

2.3.5.1 Centro de área ou centróide (C-o-A)

O método Centro de Área é freqüentemente chamado de método Centro de Gravidade, pois ele calcula o centróide da área composta pelas regras inferidas, que representa o termo de saída (μ_{OUT}), esse termo de saída *fuzzy* é composto pela união de todas as contribuições de regras. A fórmula utilizada para este cálculo é apresentada na equação 2.2. O centróide é um ponto que divide a área de μ_{OUT} em duas partes iguais.

$$u^* = \frac{\sum_{i=1}^{N} u_i \mu_{OUT}(u_i)}{\sum_{i=1}^{N} \mu_{OUT}(u_i)} \qquad \text{Equação (2.2)}$$

onde:

u_i é a posição do centróide da função de pertinência individual;

μ_{OUT} é a área de uma função de pertinência.

2.3.5.2 Centro do Máximo (C-o-M)

Este método também pode ser chamado de *defuzzificação* pelas alturas. Os valores não-nulos do vetor de possibilidades de saída são posicionados nos picos correspondentes. Assumindo que os valores das funções de pertinência de saída obtidos são ponderações. O valor de saída *defuzzificado*, discreto, é determinado achando-se o ponto de apoio onde os pesos ficam equilibrados, e pode ser calculado através da equação 2.3.

$$u^* = \frac{\sum_{i=1}^{N} u_i \cdot \sum_{k=1}^{n} \mu_{O,k}(u_i)}{\sum_{i=1}^{N} \sum_{k=1}^{n} \mu_{O,k}(u_i)} \qquad \text{Equação (2.3)}$$

onde:

u_i é a posição do centróide da função de pertinência individual;

$\mu_{O,k}(u_i)$ indicam os pontos em que ocorrem os máximos das funções de pertinências de saída.

2.3.5.3 Média do Máximo M-o-M

Neste método de *defuzzificação* (mom), como o nome indica, deve-se encontrar o meio dos valores da função pertinência que são máximos. No caso, em que os conjuntos *fuzzy* de saída são normais, isto é, o máximo dos valores da função de pertinência é 1. Tem-se então que o método resume-se a encontrar o valor central dos valores com grau de pertinência de 1. Este método pode ser calculado através da equação 2.4. Este método perde o seu significado quando o conjunto *fuzzy* da saída não é convexo.

$$\mu = \sum_{m=1}^{M} \frac{\mu_m}{M} \qquad \text{Equação (2.4)}$$

onde:

μ_M é o m-ésimo elemento onde se obtenha o máximo da função de pertinência;

M_N – é o número total desses elementos.

A aplicação destes métodos ao resultado de uma inferência pode gerar diferentes valores para a variável de saída do controlador *fuzzy*. Este fato pode ser observado na Figura 2.7, onde o resultado da inferência consiste numa seção transversal de uma superfície de controle como mostrada na Figura 2.6., e os valores de saída estão marcados sobre a abscissa do gráfico para os diferentes métodos de *defuzzificação* apresentados.

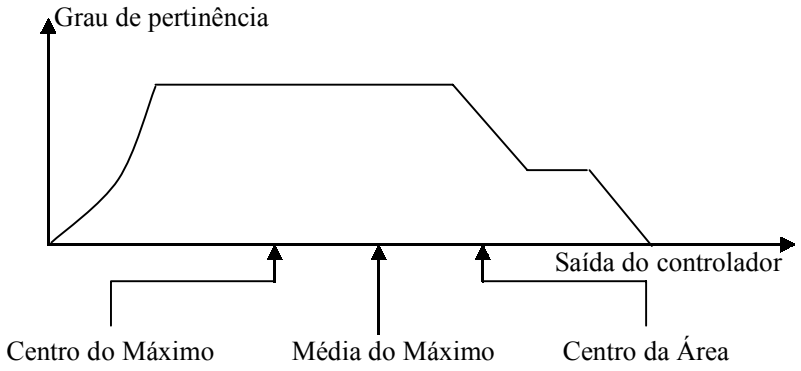


Figura 2-7 – Resultado de diferentes métodos de *defuzzificação*.

A escolha e utilização de um dos três métodos acima citados, deve levar em consideração os seguintes aspectos (WANG, 1997):

- Plausabilidade: a saída calculada deve representar o conjunto *fuzzy* de saída de um ponto de vista intuitivo, por exemplo o seu valor representa a metade do conjunto suporte da variável de saída, ou ainda, o seu valor está associado ao mais alto valor de pertinência do conjunto *fuzzy* de saída.
- Simplicidade de cálculo: este critério é importante porque a maior parte dos controladores *fuzzy* operam em tempo real.
- Continuidade: uma pequena mudança no conjunto *fuzzy* de saída não altera consideravelmente o valor da variável calculada.

A partir dos conceitos teóricos e indicações práticas apresentadas neste capítulo, foi desenvolvido um *software* de controle *fuzzy* que baseado em informações tais como: batimento cardíaco, faixa de treinamento aeróbico, idade, peso, IMC, condicionamento físico, entre outros fatores, é capaz de controlar a velocidade de uma esteira ergométrica a fim de garantir um melhor aproveitamento do exercício físico realizado nesta esteira.

Associado a este desenvolvimento, também foi projetado o *hardware* que faz o acoplamento entre o controlador *fuzzy* propriamente dito e a esteira em questão.

CAPITULO 3

CONTROLE DE FREQUÊNCIA CARDÍACA

3.1 INTRODUÇÃO

A freqüência cardíaca (FC) é a forma mais usada e mais útil de determinar a intensidade de um exercício (FERNANDES FILHO, 1999). Esse método baseia-se no princípio de que existe uma relação direta entre o aumento da carga de exercício e, conseqüentemente, o aumento da freqüência cardíaca[9]. Esta freqüência é medida em batimentos por minuto (bpm).

A hipertensão também se tornou um dos prognósticos mais poderosos da doença coronariana, com o risco aumentado acentuadamente quando a hipertensão é acoplada a outros fatores de risco (POLLOCK e WILMORE, 1993). A hipertensão pode resultar em insuficiência cardíaca, infarto do miocárdio ou apoplexia (acidente vascular cerebral). (McARDLE, KATCH e KATCH, 1998).

Os indivíduos com doenças cardiovasculares geralmente têm sido desviados das atividades físicas que envolvem contração isométrica ou treinamento com resistência. Essa tendência pode estar relacionado aos relatos de grandes respostas pressóricas à atividade de resistência intensa e a uma maior incidência de arritmias ventriculares em pacientes cardiopatas quando comparados com o exercício dinâmico.

Entretanto, diversas investigações não mostraram evidências de arritmias sustentadas, isquemia, outras complicações cardiovasculares e aumentos clinicamente inaceitáveis na pressão arterial em resposta ao exercício de resistência em pacientes com doença arterial coronariana.

Como um dos fatores de risco é a obesidade, de forma mais simplificada, a obesidade pode ser definida como o excesso de gordura corporal (GUYTON, 1997).

Segundo a Associação Médica Canadense (1997), o Índice de Massa Corporal (IMC) é usado no mundo inteiro como indicador determinante do índice de gordura por metro quadrado do indivíduo. Método simples, de baixo custo, preciso e de credibilidade é utilizado por vários países como ferramenta de orientação no tratamento da obesidade e em pesquisas epidemiológicas (THE, M.A.L., 2001).

---

[9] www.cdof.com.br/avalia5.htm 17/11/2004

Ele é calculado conforme equação 3.1:

$$IMC = \frac{Peso}{Altura^2}$$

Equação 3.1

O IMC é o peso corpóreo atual do indivíduo, é determinado dividindo-se seu peso pelo quadrado da altura.

Mesmo o controle da freqüência cardíaca e até da pressão arterial estão passíveis de falhas. Em alguns casos, uma pessoa pode estar enfartando ou sentindo desconforto cardíaco sem variação desses parâmetros durante a prática esportiva ou de uma atividade física qualquer. Por isso, ainda nos anos 50, o fisiologista sueco Gunnar Borg propôs um método de controle da FC que leva em conta a sensibilidade individual do praticante e que passou a ser conhecido como escala de Borg.

A escala de Borg (CAPODAGLIO, 2002) é uma classificação da Percepção Subjetiva de Esforço (PSE) que vem do termo em inglês [rating of perceived exertion (RPE)] e é utilizada no monitoramento da intensidade do exercício físico. A Tabela 3.1 facilita a compreensão da alteração da freqüência cardíaca através da nossa própria percepção corporal, durante a prática de atividades físicas. Ela pode ser utilizada para qualquer atividade aeróbica, sendo recomendada como uma opção prática na observação da intensidade do esforço. A escala de Borg modificada contém uma seqüência de valores de 6 a 20 (escala com 15 pontos). O menor valor na escala corresponde à FC de uma pessoa em repouso [aproximadamente 60 batimento por minuto (bpm)]. Os números de 6 a 20 são baseados na FC de 60 a 200 bpm. Sendo que o número 12 corresponde aproximadamente a 55% e o 16 a 85% da freqüência cardíaca máxima (FCM). Durante exercícios aeróbicos, a freqüência cardíaca de qualquer indivíduo tende a subir, e o maior temor é passar dos limites máximos suportados pelo coração. Foi pensando nisso que Borg desenvolveu a tabela, conforme descrito em Capodaglio (2002). Esta tabela relaciona o cansaço durante o exercício com o aumento da FC, tornando fácil o controle da intensidade nos exercícios.

A freqüência cardíaca muda rapidamente conforme atividade que a pessoa está fazendo. Qualquer movimento físico ou mesmo emoção, nervosismo ou empenho intelectual gasta energia e por isso os órgãos precisam ser reabastecidos com sangue. O coração responde a isso com o aumento da FC. Segundo *Aerobics and Fitness Association of America* (AFAA), se a freqüência cardíaca do indivíduo se mantiver durante o exercício dentro da faixa vermelha, conforme apresentado na Tabela 3.1, este indivíduo estará se exercitando na zona

alvo de treinamento, independente da idade. Para sentir que o exercício aeróbico está dentro de uma intensidade segura e ao mesmo tempo se beneficiar dos efeitos positivos do mesmo, é necessário se manter dentro da faixa, 12 a 16.

Tabela 3.1 – Tabela de Borg

6	-
7	muito fácil
8	-
9	fácil
10	-
11	relativamente fácil
12	-
13	ligeiramente cansativo
14	-
15	cansativo
16	-
17	muito cansativo
18	-
19	exaustivo
20	-

Quando o exercício está ficando muito cansativo, deve-se diminuir a velocidade e a intensidade de esforço no exercício e se por outro lado, o exercício for relativamente fácil, é sinal que deve se acelerar mais ou intensificar mais a quantidade de esforço se quiser obter os benefícios da atividade.

Segundo McARDLE; KATCH e KATCH (1998), “a capacidade aeróbica melhorará se o exercício for de intensidade suficiente para fazer aumentar a freqüência cardíaca até pelo menos 70% da FCM”. Apesar dos indivíduos pensarem que quanto mais intenso for o exercício melhor será para aprimorar o condicionamento, a idéia é falsa, pois, há um limiar

onde o indivíduo não obterá ganhos adicionais. Por isso, estabelece-se uma zona alvo de treinamento com valores mínimos e máximos para melhor aproveitamento, tanto cardíaco como no condicionamento físico geral, de acordo com a idade do indivíduo. Assim, é recomendável não exceder a 85% da FCM em exercícios físicos.

É importante lembrar que esta metodologia não tem a pretensão de ser infalível por se tratar de uma medida subjetiva. Existem outras formas mais precisas de se monitorar a freqüência cardíaca com aparelhos específicos para este fim.

Como exemplo disto, a evolução dos monitores cardíacos permite que a intensidade dos exercícios seja melhor controlada de forma relativamente acessível.

3.2 UTILIZANDO A FREQÜÊNCIA CARDÍACA PARA GRADUAR A INTENSIDADE DOS EXERCÍCIOS

A freqüência cardíaca máxima (FCM) é uma função da idade da pessoa e de acordo com o método estatístico de Karvonen descrito em (GUEDES e GUEDES, 1995) e (FERNANDES FILHO, 1999) é igual a 220 menos a idade para qualquer gênero de pessoa. O resultado deve ser subtraído ainda de uma margem de abrangência, isto é, ±10 para pessoas com menos de 25 anos e a partir dos 25 anos trabalha-se com uma abrangência de ±12.

$$FCM = 220 - Idade \pm \begin{cases} 10 < 25\,anos \\ 12 \geq 25\,anos \end{cases} \qquad \text{Equação 3.2}$$

Exemplo: Se Idade = 20 anos, então: FCM = 200 ±10, logo: 190 $\leq$ FCM $\leq$ 210

Com o método de Karvonen, o indivíduo deve procurar controlar seus batimentos cardíacos entre a faixa mínima e máxima durante o exercício, mantendo-se desta forma na zona alvo de treinamento, que pode ser determinado pelas equações 3.3 a 3.5:

FCM x 0,60 $\rightarrow$ freqüência cardíaca mínima — Equação 3.3

FCM x 0,70 $\rightarrow$ freqüência ideal na atividade aeróbica — Equação 3.4

FCM x 0,85 $\rightarrow$ freqüência cardíaca máxima — Equação 3.5

Outros métodos ainda são propostos, assim a fórmula de previsão da freqüência cardíaca máxima baseada no método de Karvonen, também sofreu alterações ao longo dos

anos dando origem a várias outras fórmulas adaptadas a grupos mais definidos, porém muitos profissionais da área e equipamentos aeróbicos ainda mantêm o uso das equações estabelecidas por Karvonen.

A freqüência cardíaca máxima descrita por Sheffield (apud GUEDES, GUEDES, 1995) é dada pelas equações 3.6 e 3.7:

FCM = 205 - (0,42 x idade) → para indivíduos sedentários; Equação 3.6

FCM = 198 - (0,42 x idade) → para indivíduos treinados. Equação 3.7

A freqüência cardíaca máxima descrita por Jones (apud FERNANDES FILHO, 1999) é determinada pela equação 3.8:

FCM = 210 - (0,65 x idade); Equação 3.8

Ainda outro método foi proposto por Renato Lotufo e Turíbio Leite de Barros[10]:

FCM = 208 - (0,7 x idade). Equação 3.9

Estas fórmulas servem para frear um pouco os excessos e para diminuir os problemas cardíacos durante a prática esportiva.

3.3 EXERCÍCIOS NA ESTEIRA

O exercício de teste na esteira é amplamente usado para exames circulatórios e funções cardiorespiratórias, porém, estes testes são sempre abaixo da carga que o usuário pode suportar.

Há diferentes métodos para que a carga seja gradualmente aumentada, ou seja, diferentes maneiras de caminhar na esteira, sendo possível modificar as variáveis: velocidade e/ou inclinação da esteira. A freqüência cardíaca é sempre monitorada sendo considerado como um índice seguro para a carga aplicada.

Anteriormente ao estudo feito por (SAITO e TOGAWA, 1998), nenhum exercício físico visava produzir um incremento linear na freqüência cardíaca. Para haver um incremento efetivo e seguro de exercício, o estudo assegura o controle de carga e apenas esta maneira para se realizar um incremento linear da freqüência cardíaca. Depois de várias pesquisas chegaram ao método de aumento logarítmico de carga, que atendeu ao requisito, correspondendo a um incremento linear na freqüência cardíaca.

Porém, para alcançar esse objetivo, o estudo estabeleceu diversas metodologias de controle, dentre as quais vale ressaltar o método de controle em malha fechada, baseado no

[10] www.cdof.com.br/fisio1.htm 12/11/2004

princípio clássico de realimentação (OGATA, 1998), e com o intuito de controlar a freqüência cardíaca a partir de valores de referência esperados. O resultado obtido neste experimento é apresentado na Figura 3.1.

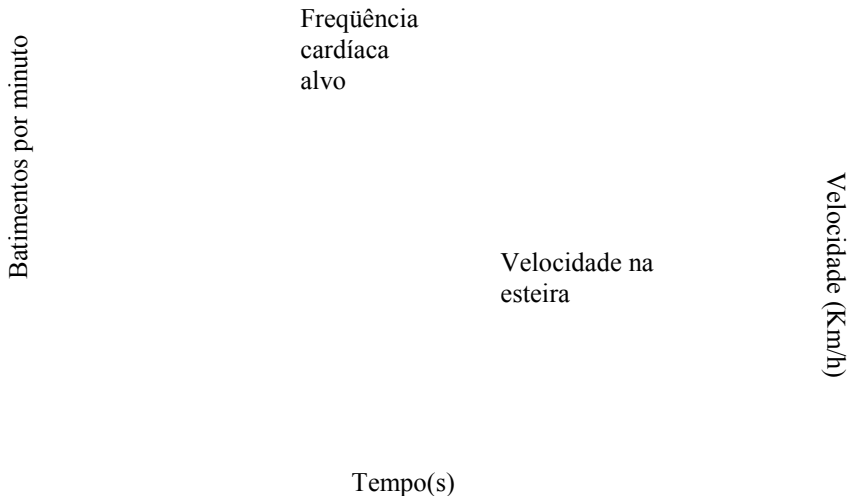


Figura 3-1 – Controle em malha fechada para atingir um incremento linear na FC

Segundo KIRYU, (2001), no seu estudo de carga de trabalho apropriada para pessoas de idade avançada, "desde que as variáveis dos biosinais possam ser detectadas e analisadas, estas informações podem ser usadas para controlar a carga de um exercício físico".

Assim, o principal biosinal a ser utilizado neste trabalho é a freqüência cardíaca medida em batimentos por minuto a qual pode ser calculada a partir de um eletrocardiograma. Um típico sinal do eletrocardiograma humano é mostrado na Figura 3.2, com o ciclo cardíaco definido como o tempo entre dois picos no QRS complexo de sucessivos batimentos.

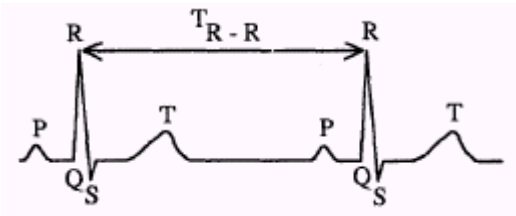


Figura 3-2 – Intervalo entre dois picos num eletrocardiograma.

A freqüência de batimento do coração, conforme descrito em (BURKE,1996), é definida pela equação 3.10:

$$bpm = \frac{60}{T_{R-R}} \qquad \text{Equação 3.10}$$

Onde:

T_{R-R} é o tempo de ciclo cardíaco em segundos;

bpm são os batimentos por minuto.

Na Figura 3.3, pode se observar que o fluxo de sangue através dos vasos sanguíneos aumenta no início do batimento cardíaco. Isto é causado pela contração do ventrículo forçando o sangue dentro das artérias. Logo após o primeiro pico, um segundo pico menor é observado, este último é causado pelo fechamento da válvula do coração, no final da fase ativa que causa a pressão nas artérias e conseqüentemente nos vasos sanguíneos[11].

A relação entre freqüência cardíaca e o tempo de ciclo cardíaco calculada pela equação 3.10 pode ser expressa graficamente conforme Figura 3.4, ressaltando-se o caráter não-linear da equação.

Baseado nestes conceitos, descreve-se nos próximos capítulos, a metodologia e equipamentos usadas para capturar e manipular os biosinais do usuário, e a sua utilização para a construção do sistema de controle de velocidade da esteira adaptável ao perfil do usuário.

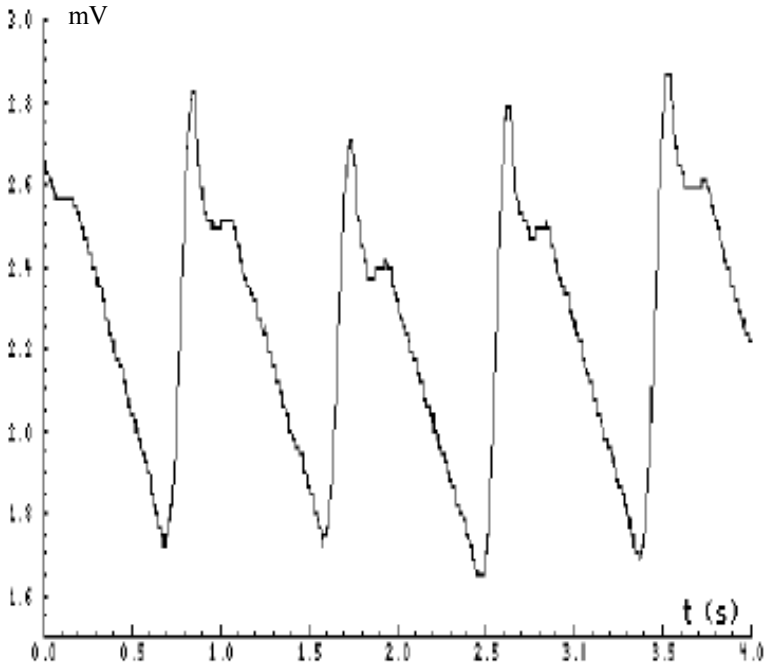


Figura 3-3 – Ritmo cardíaco[11].

[11] Figura extraída de um sensor comercial – www.data–harvest.co.uk – DATA HARVEST – 21/11/2003

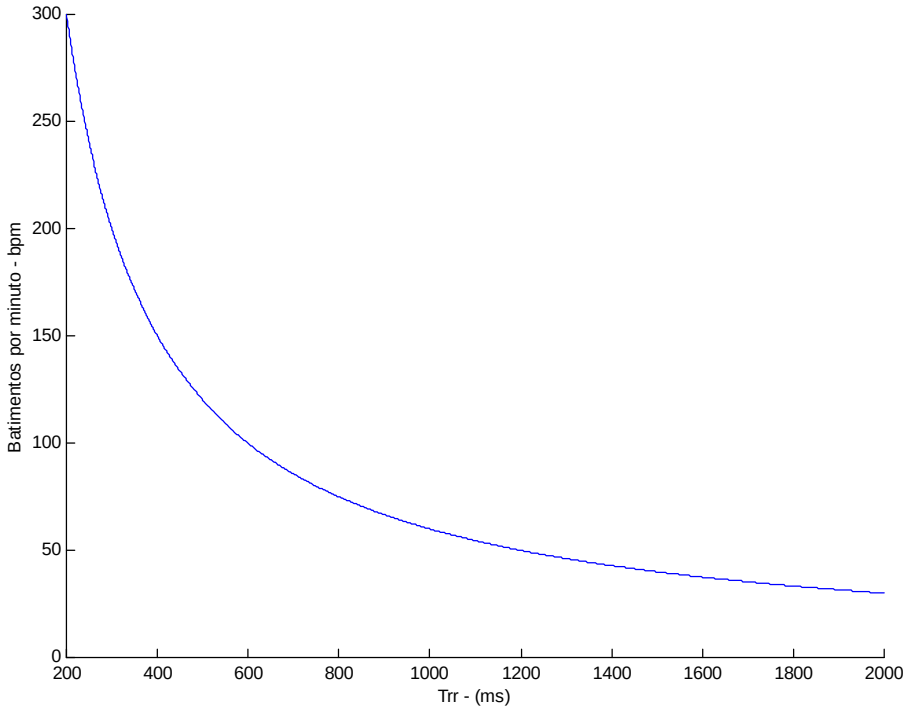


Figura 3-4 – Tempo entre batimento versus freqüência cardíaca

CAPITULO 4

CONTROLE *FUZZY* DE VELOCIDADE: *HARDWARE*

4.1 INTRODUÇÃO

Para construir um sistema que seja capaz de controlar a velocidade numa esteira ergométrica em função da freqüência cardíaca do seu usuário, foi utilizada uma esteira mecânica de marca MAGNA, modelo **Além dos limites**, com ângulo de inclinação fixo de 9º, que teve adaptado para este projeto um motor elétrico. Para o controle *fuzzy* de velocidade desta esteira foi desenvolvido *hardware* e *software* específicos sempre com o objetivo de construir um sistema simples, eficiente, de fácil configuração e de baixo custo.

O *hardware* desenvolvido será apresentado neste capítulo e o *software* que de fato implementa o controle inteligente será descrito no capítulo seguinte. Um diagrama funcional da esteira, com todos os equipamentos e dispositivos utilizados é mostrado na Figura 4.1.

Visto que existe a necessidade de monitorar os parâmetros de quem faz uso da esteira, para capturar a freqüência cardíaca utilizou-se um sensor de batimento cardíaco e um sensor do tipo *reed switch* capaz de capturar a velocidade impressa no tapete da esteira. Esta velocidade do tapete da esteira é, por simplicidade, denominada como a velocidade da esteira.

O sinal adquirido pelo sensor de batimento cardíaco é um sinal elétrico muito fraco, para ser utilizado diretamente pela placa de controle. Então fez-se necessário um condicionamento eletrônico, conseguido por um circuito de amplificação do sinal capturado por este sensor.

Para a implementação do sistema *fuzzy* de controle, de medição da freqüência cardíaca e da velocidade da esteira é necessário um levantamento de dados que compõe o perfil do usuário. Este procedimento é descrito no próximo capítulo quando se apresenta o *software* que faz a aquisição.

Após a manipulação de todos os dados processados pelo *software* instalado no microcomputador, a informação do sinal é enviada para a placa de controle, que determina a velocidade do motor, através do número de pulsos enviados para o inversor de freqüência. Desta forma, obtém-se a variação da velocidade da esteira, condicionando o controle ao usuário.

Prevendo a necessidade de frenagem do motor da esteira, por quaisquer motivos e até mesmo por segurança, assim, foi instalado um botão do tipo *push-botton* que permite a interrupção do motor, ou seja, o desligamento imediato da esteira.

A seguir cada um dos componentes da Figura 4.1 serão descritos em detalhes.

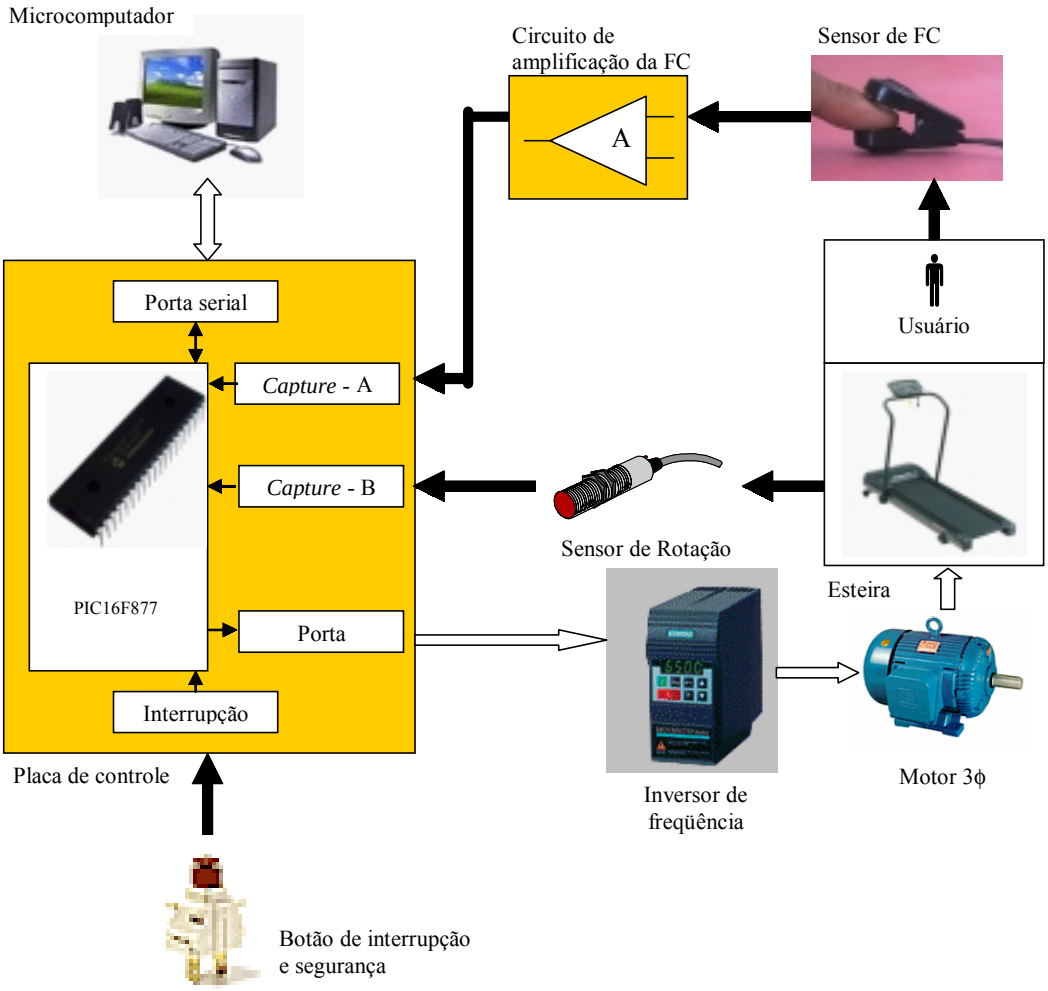


Figura 4-1 – Diagrama funcional da esteira inteligente

4.2 SENSOR "*REED SWITCH*"

O sensor que controla a velocidade impressa no tapete da esteira é um sensor de rotação. Este sensor consiste numa chave comercial do tipo "*reed-switch*". Uma das rodas de acionamento possui um imã preso em uma de suas extremidades, conforme pode ser observado na Figura 4.2, e a cada vez que este imã passa no ponto onde está preso o sensor

reed switch, têm-se o fechamento da chave pelo princípio do eletromagnetismo, gerando um pulso de tensão, que é enviado à placa de controle.

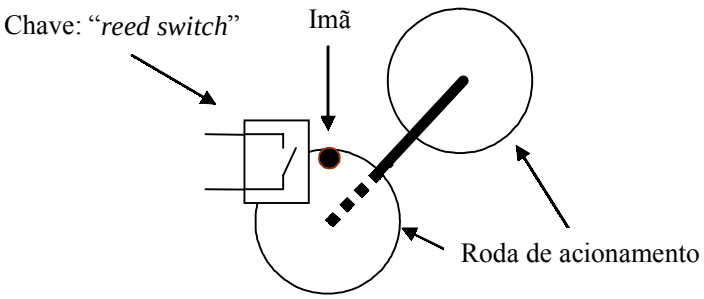


Figura 4-2 – Chave *reed switch*

Já na placa controladora, o pulso é detectado por um circuito disparador *Schmitt* do tipo não inversor, conforme ilustrado na Figura 4.3, que tem a função de evitar falsos disparos, produzindo uma curva de histerese que pode ser observado na Figura 4.4, com uma tensão de desengate superior (*Upper Trip Point* - UTP) e uma tensão de desengate inferior (*Lower Trip Point* - LTP), com valores obtidos através das equações 4.1 a 4.4.

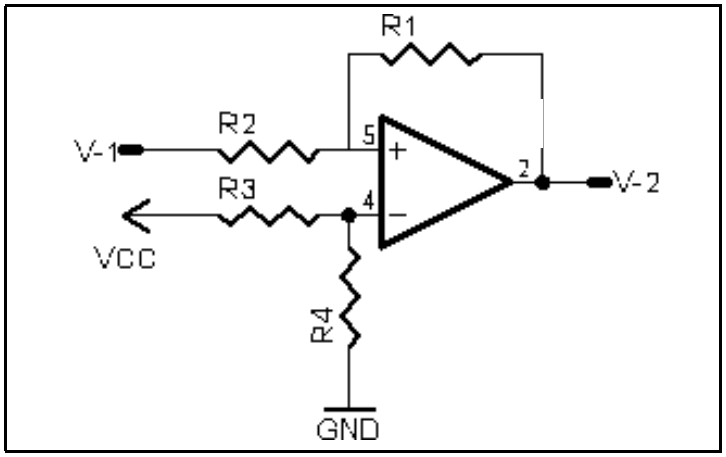


Figura 4-3 – Circuito disparador *Schmitt* não inversor

$$V_{ref} = \frac{R_4}{R_3 + R_4} Vcc \qquad \text{Equação 4.1}$$

$$V_{cen} = (1 + \frac{R_2}{R_1}) V_{ref} \qquad \text{Equação 4.2}$$

$$UTP = V_{cen} + \frac{R_2}{R_1} Vcc \qquad \text{Equação 4.3}$$

$$LTP = V_{cen} - \frac{R_2}{R_1} Vcc \qquad \text{Equação 4.4}$$

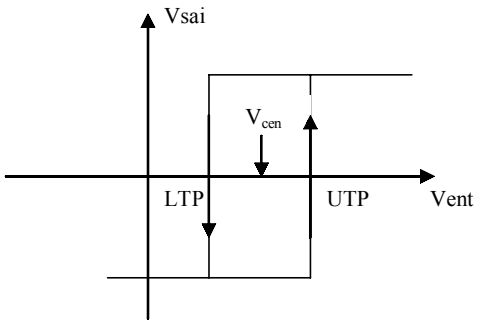


Figura 4-4 – Curva característica de um circuito *Schmitt*

Para o equipamento desenvolvido, o circuito tem os valores de R_1 = 220kΩ, R_2 = 10kΩ, R_3 = 1MΩ e R_4 = 470kΩ, portanto os valores de tensão LTP ≅ 1.4V e UTP ≅ 1.9V.

4.3 SENSOR DE FREQÜÊNCIA CARDÍACA

O sensor de batimento cardíaco (FC) utilizado tem sua produção na China e é comercializado no Brasil por lojas especializadas em *fitness,* sendo de fácil aquisição no mercado nacional. O sensor utilizado no projeto consiste num *led (Light Emissor Diode)* do tipo infravermelho OP140A, fixo numa das extremidades de um *clip* e no outro lado um fototransistor do tipo OP550A, conforme observado na Figura 4.5. Este sensor fornece uma solução simples e de baixo custo para realização de estudos da função do coração. A monitoração do fluxo de sangue nos vasos sanguíneos é feita aprisionando o sensor em partes específicas do nosso corpo como lóbulo da orelha ou na extremidade dos dedos, pois quando o coração força o fluxo do sangue através dos vasos sanguíneos, a quantidade de sangue varia em função do tempo, sendo esta variação mais facilmente captada pelo sensor nestas áreas.

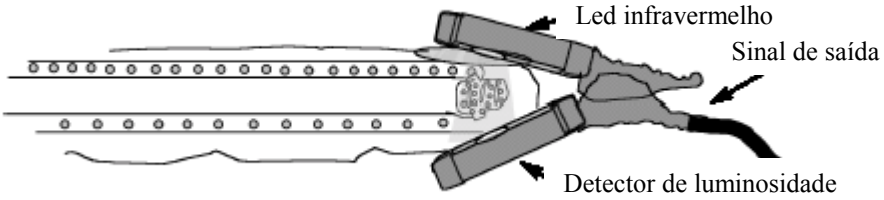


Figura 4-5 – Sensor de batimentos cardíacos.

A Figura 4.5 apresenta a idéia de funcionamento do sensor de freqüência cardíaca que monitora o fluxo sanguíneo baseado na variação da quantidade de sangue que circula pelos vasos e que interfere na intensidade luminosa no detetor. A emissão de luz gerada pelo *led*

infravermelho - transmissor é constante. O componente capaz de receber a luz (detetor de luminosidade) vai ter uma intensidade variável, pois quanto maior a quantidade de sangue no vaso menor será a quantidade de luz sensibilizada por este componente, conhecido como fototransistor – receptor, já que o sangue funciona como um obstáculo à passagem da mesma. O fototransistor gera uma pequena corrente elétrica quando conectado uma fonte de tensão, que constitui o sinal de saída do sensor.

No processo em questão, recomenda-se que o sensor seja aprisionado na extremidade de um dos dedos, pois desta forma a tensão imposta pela mola não permita a interferência da luz do ambiente, sem com isto gerar incômodos ao usuário, conforme Figura 4.6.

Figura 4-6 – Sensor preso a extremidade do dedo

Como a corrente proveniente do fototransistor é extremamente baixa, da ordem de 2μA, a captura da freqüência cardíaca é feita através de um circuito eletrônico capaz de amplificar uma corrente de no máximo 2,55mA. Este estágio de amplificação é constituído de três circuitos: amplificador, disparador e de atraso, os quais geram o sinal para a placa de controle. Estes circuitos são descritos a seguir.

4.3.1 Placa de amplificação do sinal do sensor de FC

No circuito da Figura 4.7, que corresponde ao sensor de batimento cardíaco, a alimentação V_{CC} do *led* infravermelho é igual a 5V, consistindo o circuito apenas do *led* e uma resistência de limitação, fazendo com que circule uma corrente de aproximadamente 11mA, suficiente para operação do mesmo. O fototransistor, também é alimentado por V_{CC} igual a 5V com um resistor de limitação de 100kΩ. Neste ramo do circuito, a corrente típica é de aproximadamente 50μA o que faz com que o circuito tenha seu sinal de saída filtrado através de um capacitor de acoplamento. A resistência R_3 transforma o sinal de corrente num valor de tensão, e a tensão V_2 de saída é amplificada pelo bloco a seguir.

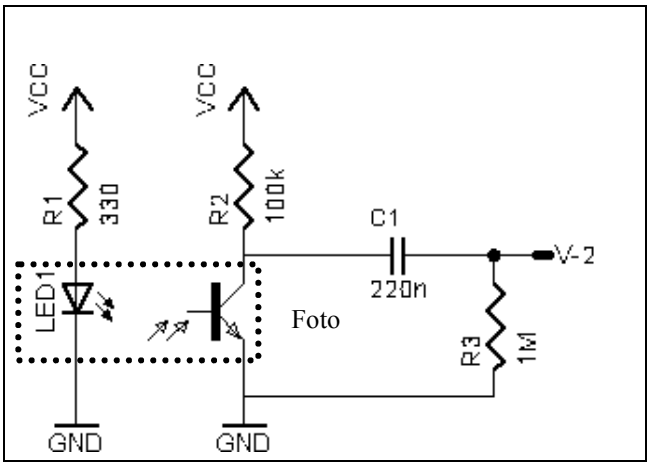


Figura 4-7 – Diagrama do esquemático do sensor de batimento cardíaco

A montagem na Figura 4.8 é conhecida como amplificador não-inversor, onde o ganho é obtido pela relação entre as resistências conectadas ao amplificador operacional LM324, conforme esquema da figura acima mencionado. Para que se torne possível o ajuste do ganho deste circuito optou-se em usar um potenciômetro (R_2) de 100kΩ, evitando a saturação do sinal de saída e assim obter um ganho variável que pode ser calculado pela equação 4.6, conforme (MALVINO, 1987):

$$V_2 = (1 + \frac{R_1 + R_2}{R_3} V_1 \qquad \text{Equação 4.5}$$

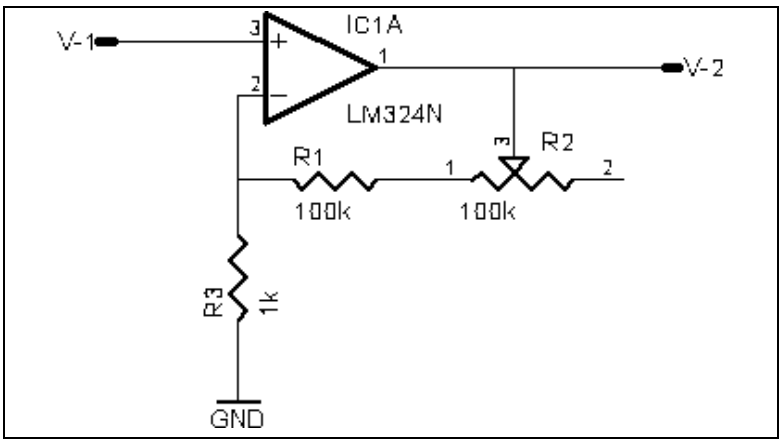


Figura 4-8 – Amplificador não inversor do sinal proveniente do fototransistor

Como no circuito da Figura 4.11, R_1 é igual a 100kΩ, R3 é igual a 1kΩ e R2 varia de 0 a 100kΩ, pode-se ter um ganho na faixa de : 101 a 201 vezes, ou seja, a tensão de saída deste

estágio é amplificada num valor dentro desta faixa, dependendo do valor que assume o resistor R_2.

Com a finalidade de evitar falsos disparos foi introduzido um circuito disparador *Schmitt* como bloco posterior a amplificação do sinal do sensor FC, conforme ilustrado na Figura 4.9. Para tornar possível o ajuste da sensibilidade do usuário, inclui-se neste circuito um potenciômetro R_4 de 20kΩ que propicia a variação a tensão de referência conforme descrita na equação 4.1.

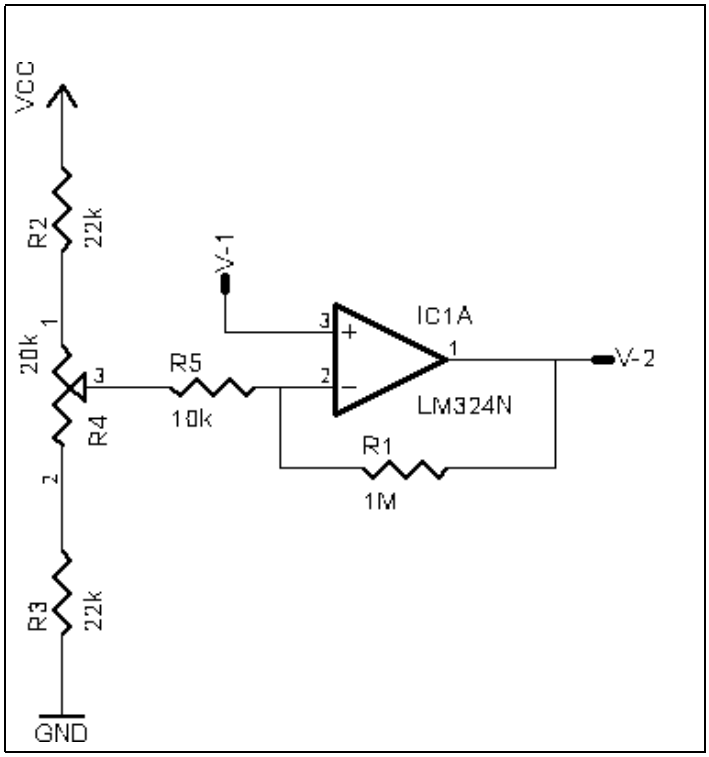


Figura 4-9 – Circuito disparador *Schmitt* com potenciômetro de ajuste

Os circuitos apresentados até aqui: captura, amplificação e disparador permitem que sejam dados pulsos com intervalos da ordem de dezenas de microsegundos entre um pulso e outro, limitados pela velocidade de chaveamento do amplificador operacional. O circuito da Figura 4.10, que realiza a última etapa de processamento do sinal do sensor de batimento cardíaco, é um circuito do tipo RC, com apenas dois resistores e um capacitor, onde a constante de carga deste capacitor é dada pelo produto entre o valor do resistor e do capacitor. Neste circuito a constante de tempo é igual a 15 ms, o que permite uma freqüência cardíaca de até 4000 batimentos por minuto, o que extrapola o limite prático. A função do diodo, como componente que permite a corrente num único sentido, é não permitir um retorno da corrente

para o circuito disparador do estágio anterior, quando ocorre a descarga da tensão armazenada no capacitor através da associação de R_1 e R_2. Desta forma é possível gerar um atraso entre um pulso e outro, sem intervir na medição, apenas para garantir a detecção pelo circuito da placa de controle.

A saída deste pulso é capturada pela placa de controle finalizando a etapa de amplificação do sinal proveniente do sensor de freqüência cardíaca.

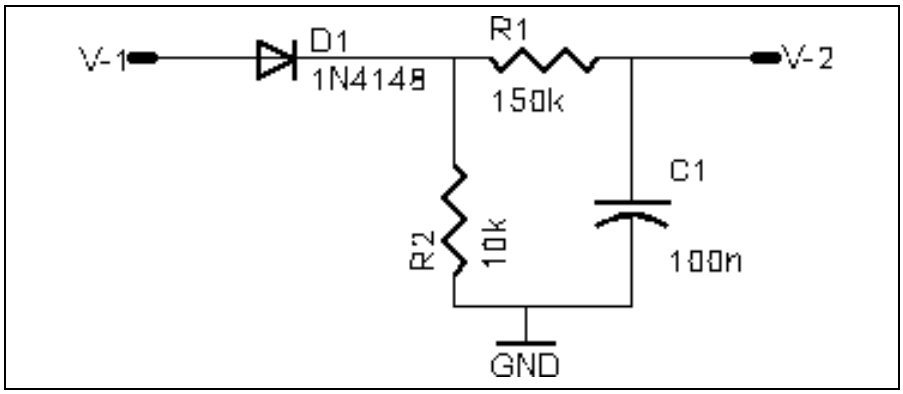


Figura 4-10 – Circuito RC

4.4 MICROCONTROLADOR

O microcontrolador PIC 16F877, da MICROCHIP[12] é um componente que possui diversas funções incorporadas.

A função definida pelo *data sheet* do fabricante como "*capture*", é utilizada para determinar o tempo de transição gasto entre dois pulsos, traduzido como periodímetro por (SOUZA e LAVINIA, 2002). A captura do sinal pode se dar na borda de subida (ou descida) conforme configuração. Aqui esta função é usada para determinar tanto a freqüência cardíaca do usuário quanto a rotação real da esteira.

O sensor de rotação é conectado a um circuito do tipo Schmit-Trigger (MALVINO, 1987) através de um circuito com LM339 e este envia o sinal para pino 16 do PIC, onde tem-se a entrada da função "*capture*" do microcontrolador, desta forma se determina a rotação que o usuário esta imprimindo efetivamente no tapete da esteira. A mesma função, porém, noutra entrada independente da primeira, é feita utilizando o pino 17 para captura do sinal do sensor de freqüência cardíaca. Desta forma é possível determinar de forma indireta a freqüência do

[12] Fabricante do Microcontrolador PIC.

batimento cardíaco, fazendo a inversão do cálculo através do período entre o intervalo entre dois pulsos, conforme a equação 4.6.

$$F = \frac{1}{T} \qquad \text{Equação 4.6}$$

Onde:

F – Freqüência (Hz)

T – Período (s)

O oscilador que determina o número de pulsos gerados entre dois eventos, tem uma freqüência de varredura de 10kHz, como o tempo é armazenado em um registrador de 16 bits, desta forma é possível operar entre 9 a 60.000 bpm, bem como numa faixa de freqüência de 1 a 60.000 Hz. Muito superior a faixa de valores necessários para tais dispositivos, assim não se impõe limitações nestas variáveis para o sistema.

Após a alteração de quaisquer um desses dados, estes sinais são enviados ao microcomputador através da comunicação serial, que é feita pela porta serial do tipo RS232, conectado aos pinos 25 (transmissão) e 26 (recepção) (SOUZA, 2000). A comunicação do tipo bidirecional de dados entre o microcontrolador e o microcomputador. Os parâmetros encaminhados ao microcontrolador, são a freqüência cardíaca e a velocidade real da esteira, e os dados recebidos referem-se à velocidade de parametrização do inversor que será aplicada ao motor.

Para concluir as funções utilizadas do PIC, a função de interrupção tem seu evento gerado pelo acionamento do botão de interrupção e segurança, que tem a função de parar o motor quando se deseja interromper o treinamento.

O microcontrolador, PIC16F877 é programado em *assembler* (PEREIRA, 2002). No Apêndice A, encontra-se o fluxograma que descreve a rotina de implementação deste sistema. A Figura 4.11 representa o esquemático deste circuito enquanto a Figura 4.12 traz a foto da placa microcontrolada.

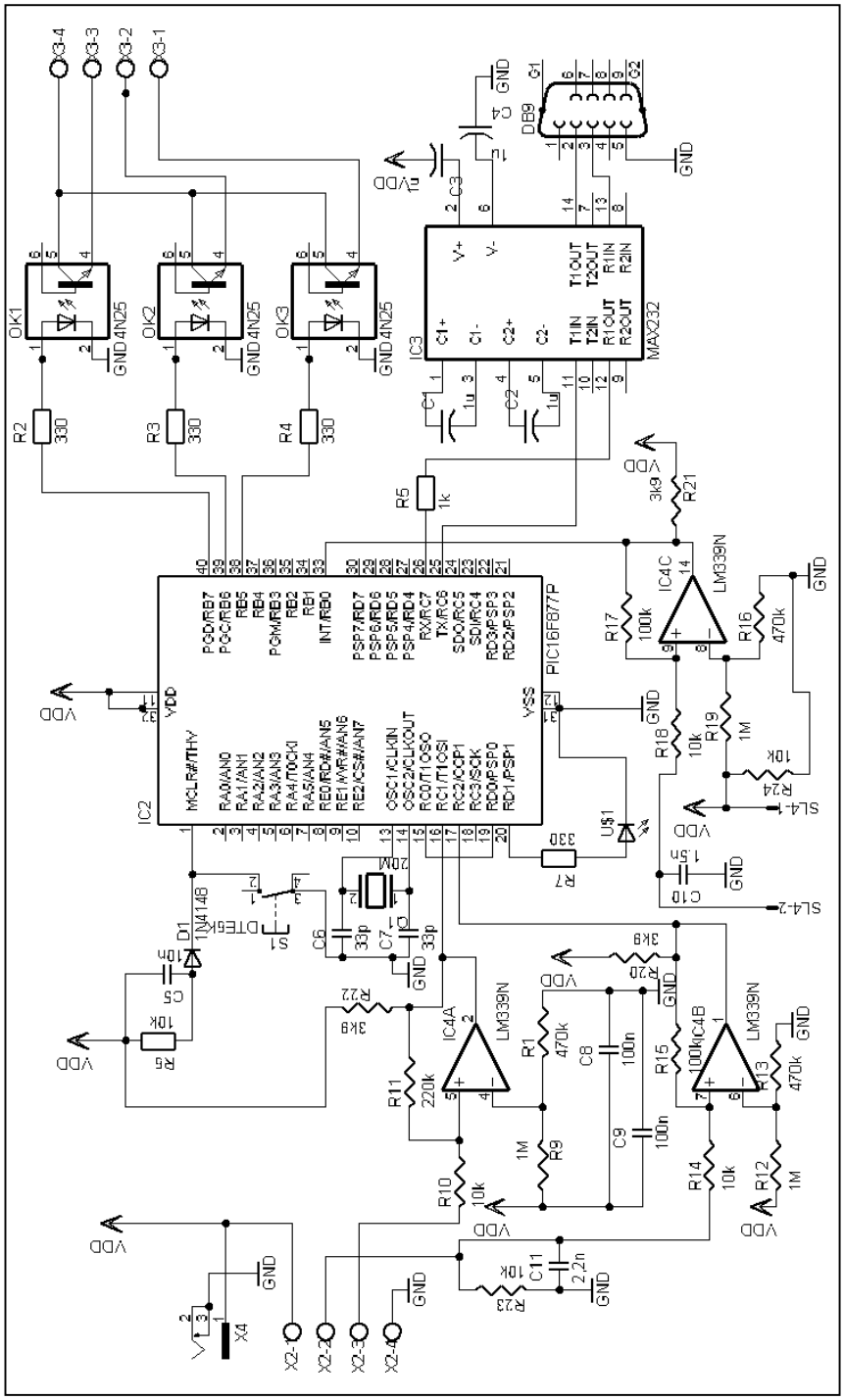


Figura 4-11 – Esquemático da placa de controle físico

4.5 INVERSOR DE FREQÜÊNCIA

Este sistema utiliza o inversor freqüência Siemens, tipo *Micromaster Vector,* que recebe os pulsos do microcontrolador e com um potenciômetro eletrônico ajusta a velocidade do motor na esteira, aumentando ou diminuindo a velocidade do motor, conforme as informações enviadas do microcontrolador. A sua forma de programação, bem como o esquema de ligação podem ser verificados no Apêndice B.

4.6 MOTOR

O motor elétrico que aciona a esteira é alimentado através de uma fonte trifásica de corrente alternada (C.A.) balanceada, sendo que a velocidade síncrona do motor (ns), em rotação por minuto [rpm], depende de dois parâmetros descrito na equação 4.7:

$$ns = \frac{120 \times fs}{p} \qquad \text{Equação 4.7}$$

onde:

fs é a freqüência síncrona do estator em Hz;

p é o número de pólos.

Como o número de pólos do motor é uma característica construtiva, ou seja, uma vez confeccionado o motor o número de pólos é fixo, com raríssimas exceções (motor do tipo Dahlander) é possível a alteração deste parâmetro. Desta forma, para que se possa variar a velocidade do motor, o inversor de freqüência determina a freqüência síncrona a fim de que se obtenha a velocidade desejada na esteira. Neste projeto, utiliza-se um motor elétrico da marca WEG de 1,0 CV (736 kW) de potência, com IV pólos, assíncrono, o qual é acoplado através de uma correia ao eixo de tração do tapete da esteira, conforme ilustrado na Figura 4.13. Este motor é alimentado através do inversor de freqüência, o que completa o *hardware* do equipamento desenvolvido.

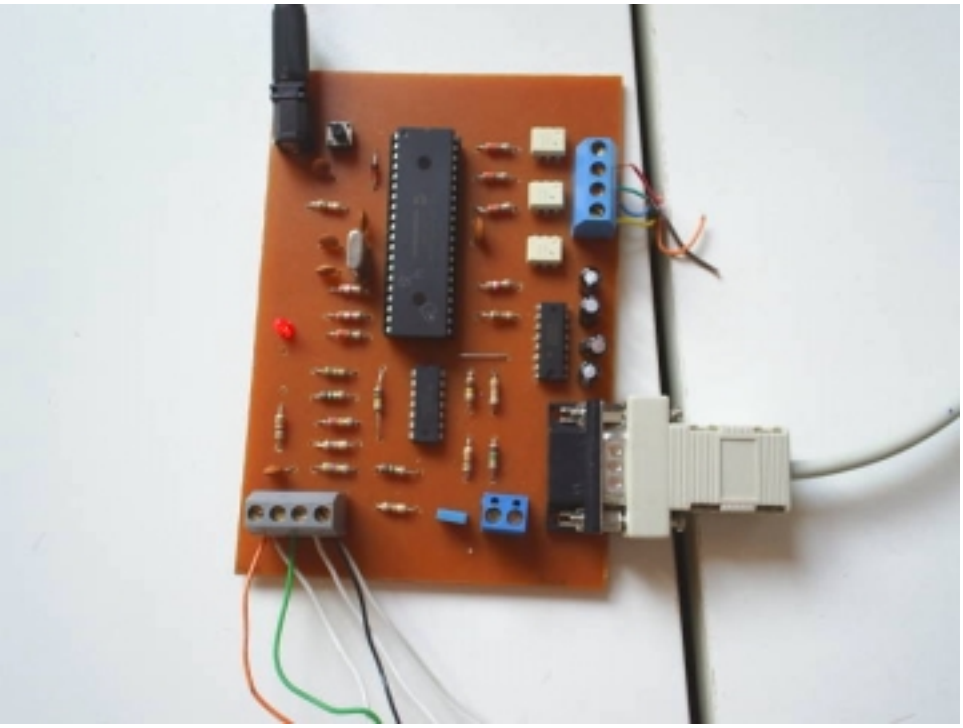


Figura 4-12 – Foto da placa de controle

Figura 4-13 – Foto do motor acoplado a esteira elétrica.

CAPITULO 5

CONTROLE *FUZZY* DE VELOCIDADE: *SOFTWARE*

5.1 INTRODUÇÃO

Neste capitulo, é apresentado o *software* de controle do sistema *fuzzy* o qual este residente em um microcomputador do tipo PC, rodando em ambiente Windows e utilizando como linguagem de programação o Borland C++. Também foi desenvolvida uma interface homem máquina (IHM), que tem como entrada para o usuário os dispositivos teclado e *mouse*. As informações de saída podem ser visualizadas através do monitor de vídeo. Já a conexão com a placa de controle, como descrito no capítulo 4 é feita através de comunicação serial, via dispositivo físico do tipo RS232.

A Figura 5.1 mostra as partes constituintes do microcomputador, bem como sua conexão à placa de controle. Além das partes citadas acima, o sistema desenvolvido possui um banco de dados que armazena um histórico dos usuários do equipamento.

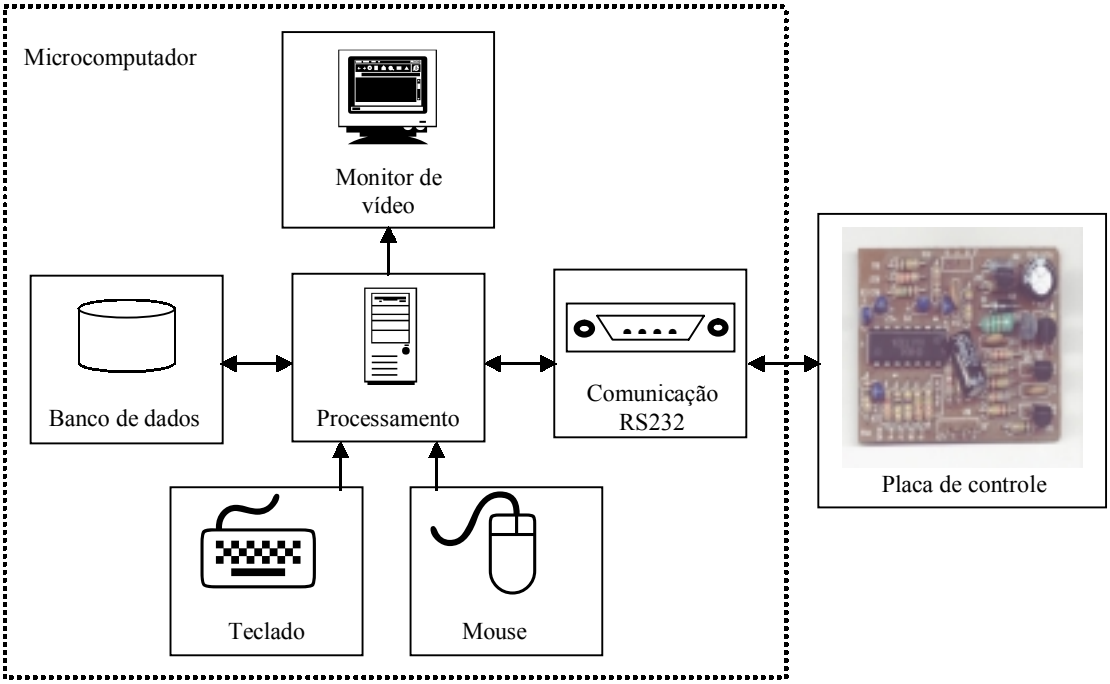


Figura 5-1 – Diagrama IHM, comunicação, banco de dados e placa de controle

5.2 O USO DA FERRAMENTA C++

O Borland C++ Builder 6 é um ambiente de programação que agrega uma plataforma de desenvolvimento integrado ao compilador da linguagem de programação C++ de alto nível, disponibilizado pela empresa Borland. A tarefa do compilador é traduzir os comandos das linguagens de alto nível em comandos do baixo nível que tratam diretamente com o processador e o *hardware*.

O surgimento de interfaces gráficas, principalmente o Windows e a demanda dos usuários de sistemas computacionais por interfaces homem-máquina mais amigáveis trouxe aos desenvolvedores de *software* e aplicativos a necessidade de construir programas eficientes não só em nível de programação mas também de fácil utilização. A preocupação com o desenvolvimento da interface, das janelas, dos eventos, dos botões, etc, demanda muito tempo e experiência que muitas vezes o programador, especialista no problema que o *software* deve resolver, não dispõe.

O Borland C++ Builder 6 é um ambiente do tipo RAD (*Rapid Application Development*, ou Desenvolvimento Rápido de Aplicações), estes ambientes são altamente otimizados e voltados para o desenvolvimento da interface (e de muitas outras funções como banco de dados), permitindo ao programador realizar apenas as funcionalidades específicas que o *software* deve possuir. Os primeiros ambientes RAD, foram o Visual Basic e o Delphi. O Borland veio preencher a lacuna que existia de ambiente RAD baseado na linguagem C++.

A linguagem C++ foi a pioneira no conceito de programação orientada a objeto que significa uma forma estruturada, baseando a programação no tratamento de dados. E ainda caracteriza-se por ser uma técnica simples e até mais intuitiva quando comparada com outras técnicas, conforme (BONIFÁCIO Jr., 1988).

5.3 MÓDULOS DO SISTEMA DE CONTROLE

A elaboração do *software* de controle inteligente, utilizando esta ferramenta da Borland, inicia com a confecção dos módulos envolvidos no projeto, os quais representam as principais funções a serem realizadas pelo sistema:

- Interface Homem Máquina: responsável pela troca de informações entre o usuário e o sistema. Este item será explorado adiante, descrevendo-se a função de cada uma das telas que coletam ou repassam as informações para o usuário;

- O banco de dados tipo "*paradox*", fornecido pela própria Borland, que armazena as informações desde o biótipo do usuário do sistema até o seu desempenho na atividade durante o uso do equipamento;
- Interface de comunicação entre o *hardware* da esteira e o computador. Esta comunicação é feita via porta serial do microcontrolador, que recebe as variáveis de controle do sistema *fuzzy*: a rotação real da máquina e a freqüência cardíaca do usuário. A partir do processamento destes dados, o computador envia a velocidade que deve imprimir a esteira, afim de que se faça a adequação da velocidade para o usuário do sistema;
- Módulo de controle *fuzzy* implementada em C++, que realiza todas as etapas, *fuzzificação*, inferência e *defuzzificação* das variáveis do sistema, necessárias ao bom funcionamento do controlador e que corresponde ao núcleo do *software* desenvolvido.

Os módulos de interface com o usuário e o módulo de controle *fuzzy*, coração do sistema desenvolvido, serão apresentados em detalhes. O banco de dados foi usado na sua forma *standard* conforme apresentado por DIAS, (2001). Quanto à interface de comunicação via porta serial, detalhes de seu funcionamento podem ser encontrados em (MATEUS, 2002).

5.4 INTERFACE COM O USUÁRIO

No intuito de criar um sistema amigável, buscou-se elaborá-lo de forma mais simples possível, para que quaisquer usuários não tenham dificuldades no seu uso. A Figura 5.2 faz uma apresentação geral de todas as telas: pessoal, principal, controle e satisfação e, ainda, indicam como se dá a comunicação com o banco de dados de formas unidirecionais e outras bidirecionais.

5.4.1 Tela de controle de velocidade *fuzzy*

A primeira tela a ser apresentada no *software* de controle chama-se: "Controle de Velocidade *Fuzzy*", conforme pode ser visto na Figura 5.3. O sistema também retorna a esta tela, quando os procedimentos em quaisquer outras telas são finalizados, salvo alguns casos especiais.

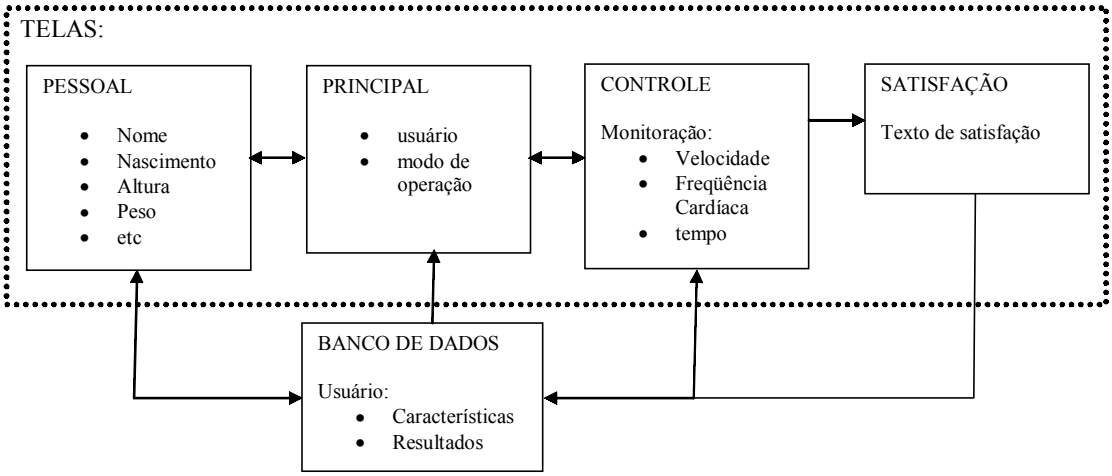


Figura 5-2 – Apresentação geral das telas do sistema e comunicação com banco de dados.

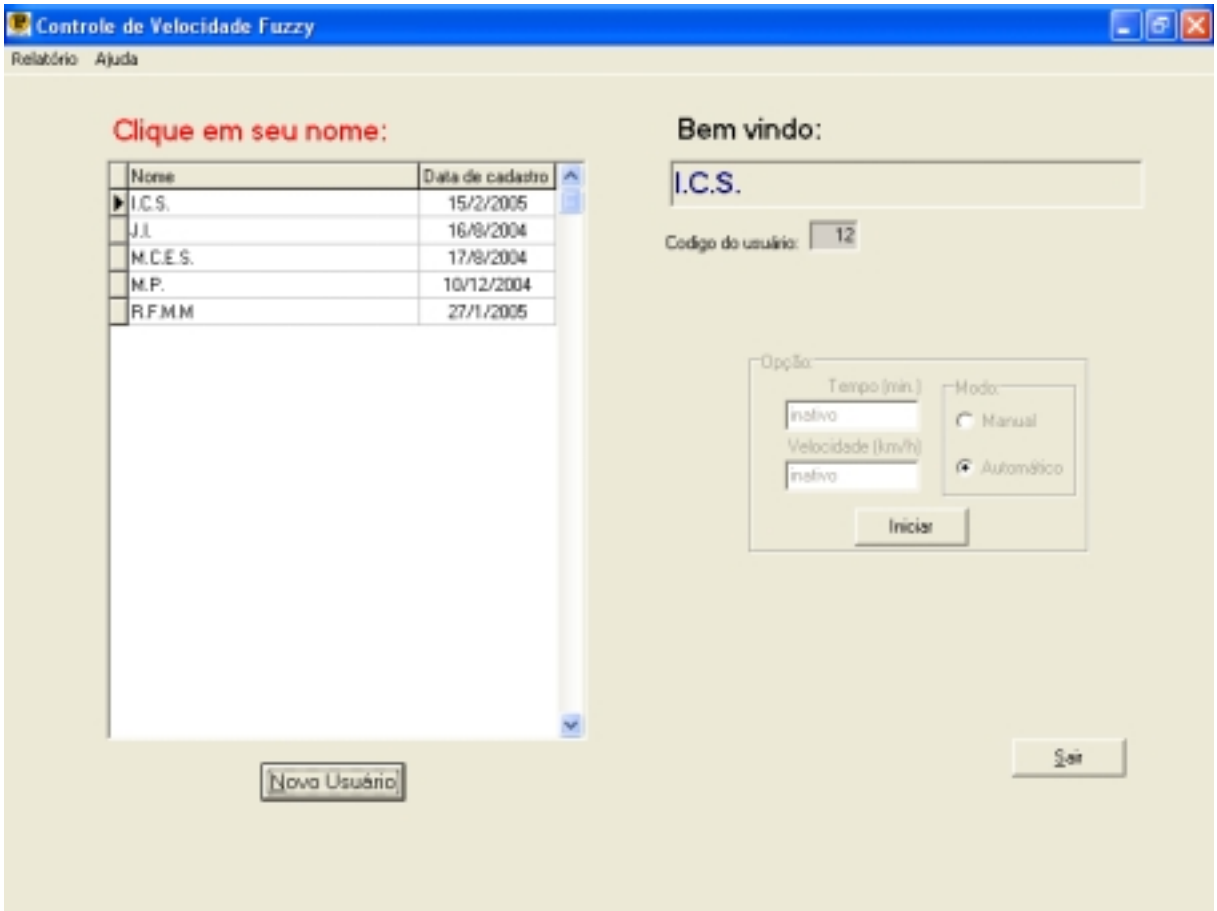
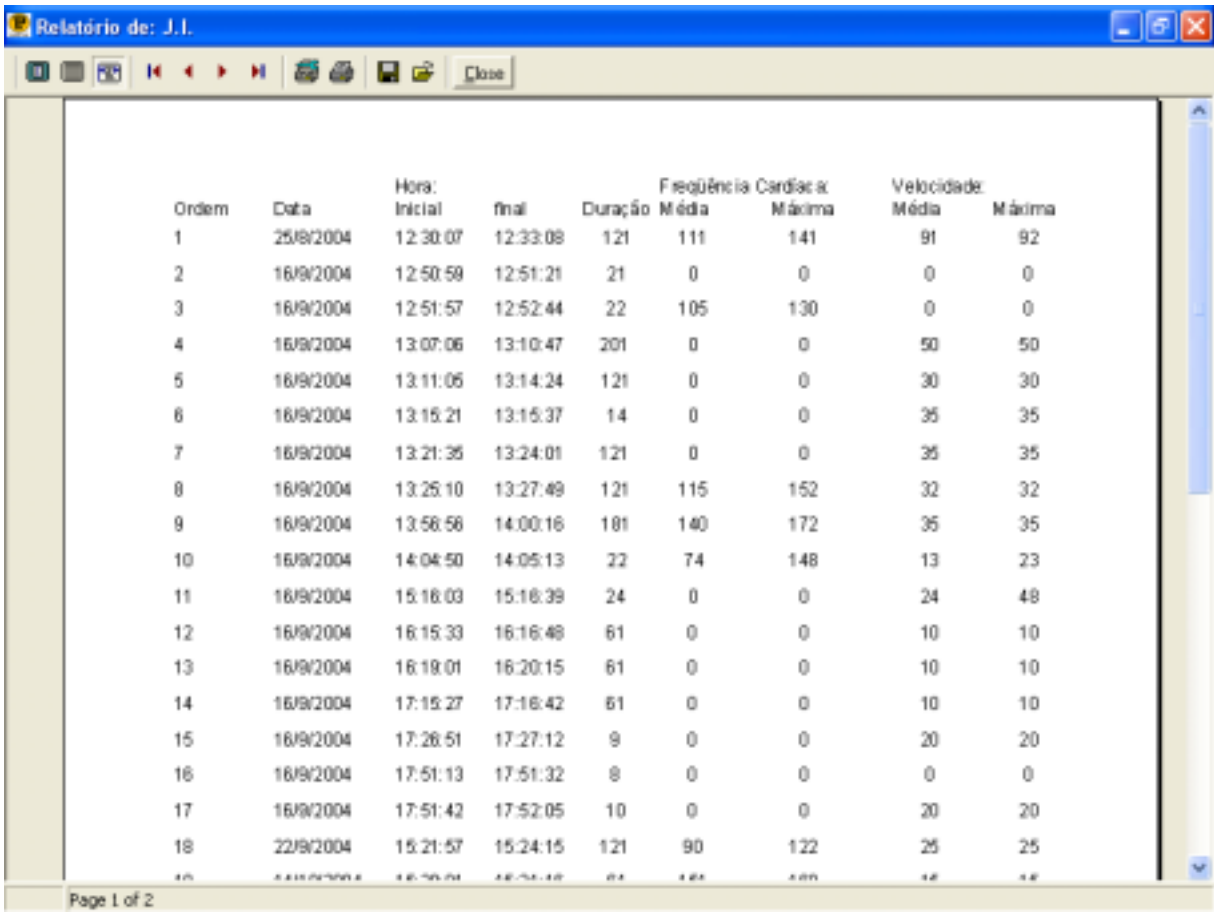


Figura 5-3 – Tela de apresentação do *software* de controle

Nesta tela, inicialmente o usuário terá duas possibilidades: a primeira é, ainda não sendo usuário, a necessidade de cadastrar-se, pressionando o botão “novo usuário”. Agindo desta maneira, o sistema irá carregar uma nova tela, sendo que este procedimento se faz necessário uma única vez, já que o cadastro ficará armazenado no banco de dados. A outra possibilidade é já ter feito seu cadastro, então, seu nome encontra-se dentro do quadro específico. Neste caso, o usuário localiza e clica sobre o seu nome, após este evento, seu nome tornar-se-á visível na caixa junto a uma saudação de “bem vindo”. Ainda simultâneo a este último procedimento, habilita-se a caixa “opção” e também a de impressão de relatório. Porém quem recebe o foco é a caixa de “opção” e o usuário poderá optar em um modo “automático” (*default*), ou “manual”. Caso o usuário queira verificar seu histórico de atividades, deve selecionar o botão “relatório” no menu principal e clicar na opção “individual”. Neste caso aparece uma tela como a mostrada na Figura 5.4, porém, com o seguinte rótulo “Relatório de: usuário”.

Na caixa “opção”, se o modo automático for selecionado, os parâmetros serão estabelecidos pelo próprio sistema, bastando seguir em frente pressionando o botão “iniciar”. Já na escolha da opção “manual” o usuário deve especificar o tempo (em minutos) e a velocidade (em km/h) em que o sistema irá funcionar, após o fornecer estes dados basta concluir também pressionando o botão “iniciar”.

Quando a opção “manual” for escolhida a esteira não terá a intervenção do controlador, passando a operar normalmente, dentro do tempo e da velocidade especificadas pelo usuário.



Relatório de: J.I.

Close

Ordem	Data	Hora: Inicial	final	Duração	Freqüência Cardíaca: Média	Máxima	Velocidade: Média	Máxima
1	25/8/2004	12:30:07	12:33:08	121	111	141	91	92
2	16/9/2004	12:50:59	12:51:21	21	0	0	0	0
3	16/9/2004	12:51:57	12:52:44	22	105	130	0	0
4	16/9/2004	13:07:06	13:10:47	201	0	0	50	50
5	16/9/2004	13:11:05	13:14:24	121	0	0	30	30
6	16/9/2004	13:15:21	13:15:37	14	0	0	35	35
7	16/9/2004	13:21:35	13:24:01	121	0	0	35	35
8	16/9/2004	13:25:10	13:27:49	121	115	152	32	32
9	16/9/2004	13:56:56	14:00:16	181	140	172	35	35
10	16/9/2004	14:04:50	14:05:13	22	74	148	13	23
11	16/9/2004	15:16:03	15:16:39	24	0	0	24	48
12	16/9/2004	16:15:33	16:16:48	61	0	0	10	10
13	16/9/2004	16:19:01	16:20:15	61	0	0	10	10
14	16/9/2004	17:15:27	17:16:42	61	0	0	10	10
15	16/9/2004	17:26:51	17:27:12	9	0	0	20	20
16	16/9/2004	17:51:13	17:51:32	8	0	0	0	0
17	16/9/2004	17:51:42	17:52:05	10	0	0	20	20
18	22/9/2004	15:21:57	15:24:15	121	90	122	25	25

Page 1 of 2

Figura 5-4 – Tela de histórico de uso

5.4.2 Tela de dados pessoais

A tela que permite o cadastro do novo usuário, conforme pode ser visualizada na Figura 5.5, e também a alteração dos parâmetros, chama-se: “Dados Pessoais”. Nesta tela são fornecidos os dados pessoais necessários à sintonia personalizada do controlador, e portanto, o seu preenchimento é obrigatório, para o bom funcionamento do sistema.

As informações solicitadas são:

- Nome: preenchimento obrigatório, para identificação do usuário, no caso de não preenchimento o sistema retornará para tela de Controle de Velocidade *Fuzzy*; finalizando sem nenhum dado armazenado;
- Nascimento: o campo tem uma legenda especificando a ordem de preenchimento dos dados, que devem ter a seguinte seqüência: dia, mês e ano, sendo que o último dado deve conter quatro dígitos. Na situação em que a data atual do sistema e o ano de nascimento do usuário tiverem um valor inferior a sete, aparecerá uma

mensagem de advertência, informando que o usuário não tem idade suficiente para fazer uso deste equipamento, conforme recomendações observadas em todos os manuais deste tipo de aparelho e, neste caso, também irá retornar a tela de Controle de Velocidade *Fuzzy*;

- Altura: este parâmetro fornecido pelo indivíduo, deve estar dentro de uma faixa entre 50 a 210, pois quaisquer valores fora desta faixa serão entendidos como equivocados, gerando uma mensagem de erro, com o texto: "Valor válido entre 50 e 210 cm.". Os valores fornecidos de altura têm como unidade de referência centímetros e devem ser valores inteiros;
- Peso: este parâmetro também tem seus valores aceitos dentro de uma faixa entre 10 a 150, da mesma forma, quaisquer valores situados fora desta faixa, serão entendidos como equivocados, gerando uma mensagem de erro, com o texto: "Valor válido entre 10 e 150 kg". Os valores fornecidos de peso têm como unidade o quilograma e da mesma forma que a altura, também deve ter seu valor como um número inteiro;
- Sexo: uma caixa que possibilita a definição entre masculino ou feminino, porém, este parâmetro é usado exclusivamente para complementar a identificação do usuário, ou seja, não é usado como parametrização para configuração do controlador;
- Nível de atividade: o usuário possui três possibilidades de identificar seu histórico de treinamento físico: sedentário, moderado ou intenso. A seleção desta caixa implica em determinar o tempo de atividade em que a esteira permanecerá ligada para a atividade física, sendo de 20, 40 e 60 min, respectivamente, em função da modalidade escolhida, supra mencionada. Vale salientar ainda que este tempo vai aumentando em função do número de vezes em que o usuário fará uso deste equipamento, possibilitando uma programação automática de condicionamento físico.

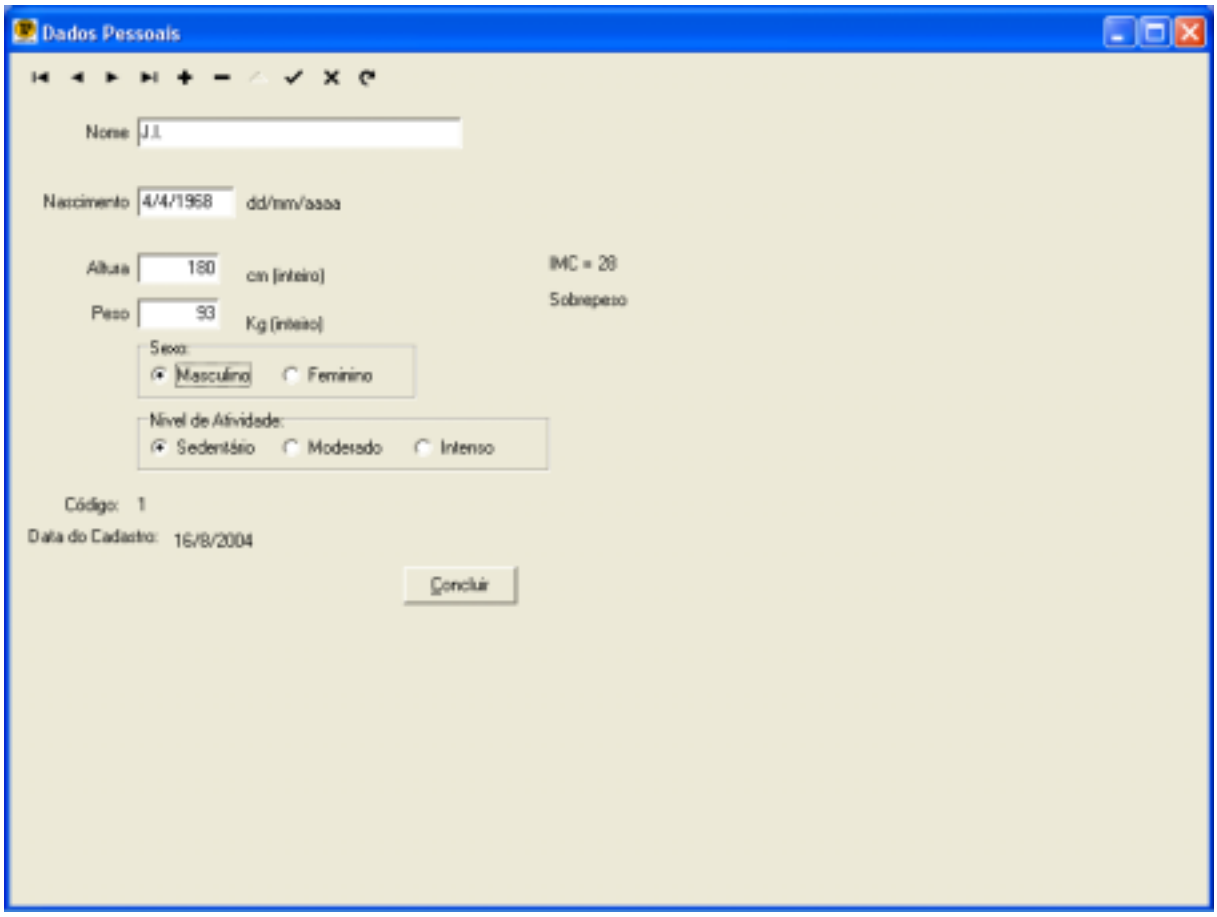


Figura 5-5 – Tela de cadastro

Com as informações de altura e peso, o sistema calcula e informa ao usuário o valor numérico de seu índice de massa corporal (IMC) e uma legenda, especificando a situação de IMC, enquadrando-o numa das seguintes situações indicadas na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Tabela de índice de massa corporal.[13]

Categoria	IMC
Abaixo do peso	Abaixo de 18,5
Peso normal	18,5 - 24,9
Sobrepeso	25,0 - 29,9
Obesidade Grau I	30,0 - 34,9
Obesidade Grau II	35,0 - 39,9
Obesidade Grau III	40,0 e acima

[13] Conforme dados da Organização Mundial da Saúde (OMS).

Para concluir as informações fornecidas pelo usuário, estas devem ser salvas clicando sobre o ícone (✓), conforme pode ser observado na Figura 5.6, o botão armazena os dados informados e simultaneamente a esta operação habilita-se o botão "concluir". Este deve ser pressionado para encerrar esta tela de "dados pessoais" e voltar para tela principal, "controle de velocidade *fuzzy*".

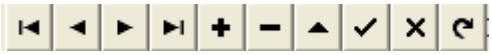


Figura 5-6 – Barra de navegação

Nesta tela, também se faz uso de uma ferramenta de navegação, conforme Figura 5.6, o usuário poderá alterar qualquer um de seus parâmetros, exceto o código e a data de inclusão, que são gerados automaticamente pelo *software* quando tem seus dados salvos no banco de dados. Para efetuar as alterações o usuário deve buscar o seu código, através dos botões de navegação, do tipo, avanço (▶) ou retrocesso (◀) e quando localizar seu nome ou código, deve pressionar o botão alteração (▲) e executar quaisquer alterações de dados que julgue necessário, encerrado as alterações, terá que salvar e concluir o procedimento para que a alteração seja bem sucedida.

Ainda é possível excluir o usuário através do botão que possui o ícone (**X**) e confirmar a exclusão do usuário.

Todos os campos de navegação possuem dicas quando o cursor do *mouse* repousa por alguns instantes sobre o botão.

5.4.3 Tela de Controle

Por último, tem-se a tela de "Controle", sem dúvida alguma, a parte mais importante no que concerne a este trabalho, ela será responsável pela visualização do funcionamento do sistema. Esta tela, representada na Figura 5.7, irá apresentar os resultados da operação do sistema, trazendo as seguintes informações:

- velocidade: instantânea, média e máxima;
- freqüência cardíaca: instantânea, média e máxima;
- tempo em que a esteira ainda deve permanecer acionada, que é informado após o texto "tempo ativo".

Além disto, a cada segundo, o usuário pode acompanhar o percentual de tempo gasto no treino através de uma barra de rolagem. Esta barra exprime graficamente o valor de tempo consumido, em função do tempo total.

Na Figura 5.7, também é possível identificar um botão, chamado “interromper”, que possibilita a interrupção do sistema, caso exista a necessidade.

Se o usuário estiver fazendo uso do sistema pela primeira vez e na escolha da caixa de “opção”, foi mantida a opção, “sistema automático”, então, será executada uma rotina de teste para selecionar a velocidade mais adequada para início do treinamento. Neste caso, o sistema mantém-se 20 s em cada velocidade, iniciando em 10% e indo até 50% da velocidade máxima de saída, e para cada um desses valores, observado-se a velocidade que mais se aproxima do ponto de 70% da freqüência cardíaca máxima. Como, inicialmente, ainda não se tem nenhum registro de qual a velocidade deve ser atribuída ao usuário, o sistema realiza esta varredura escolhendo a melhor velocidade em função da freqüência cardíaca.

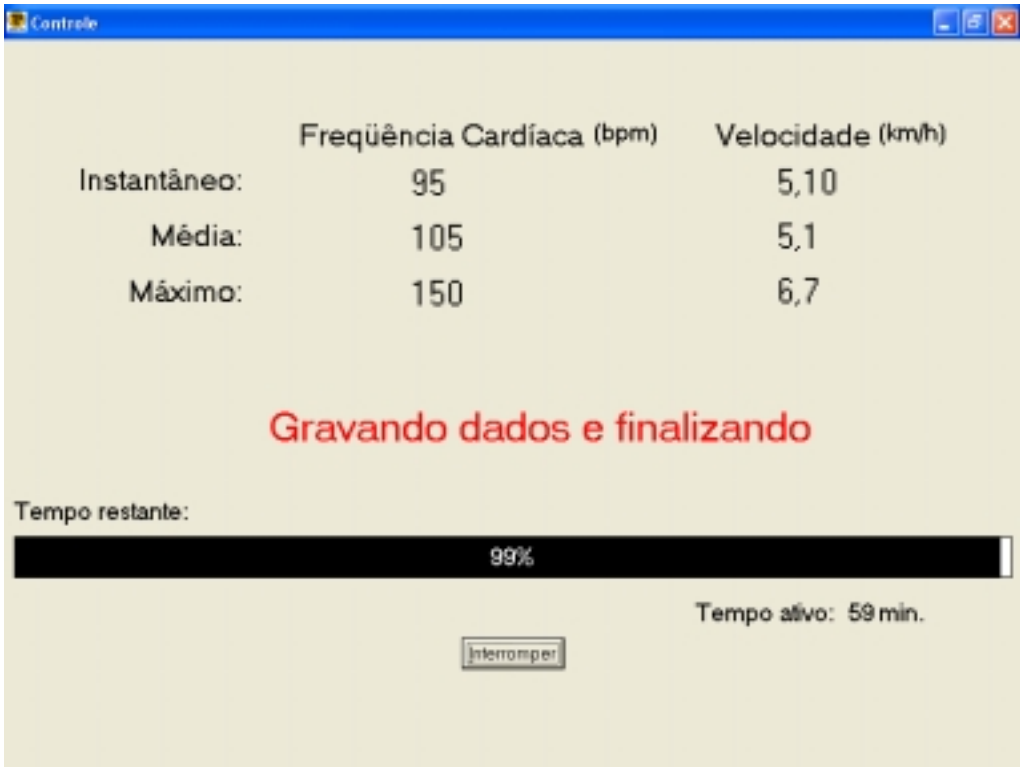


Figura 5-7 – Tela de controle

Outra tela ainda será acionada na primeira vez em que o usuário terminar a sua atividade, através de uma caixa texto o usuário poderá expressar qualquer opinião a respeito

do equipamento. Esta tela é chamada “satisfação do cliente” e pode ser visualizado na Figura 5.8.

Figura 5-8 – Tela satisfação do cliente

Finalizando a descrição das telas, no menu ajuda, existe uma tela que determina as informações do sistema, conhecido em todos os sistemas como tela “Sobre” e da mesma forma designada neste *software* e apresentada na Figura 5.9.

Figura 5-9 – Tela “sobre” o *software*

5.5 DESCRIÇÃO DO SISTEMA DE CONTROLE *FUZZY*

Para a especificação do sistema *fuzzy* de controle é necessário conhecer o comportamento do coração humano para o treinamento de uma atividade física, conforme foi descrito no capitulo 3. Conforme já apresentado, o batimento cardíaco máximo varia entre indivíduos em função de sua idade, esta dependência está representado graficamente na Figura 5.10., de acordo com o método de Karvonen. A freqüência cardíaca aumenta durante exercícios físicos e retorna lentamente para as freqüências normais após a finalização dos exercícios, ainda podendo ser esta uma medida de aptidão física do individuo.

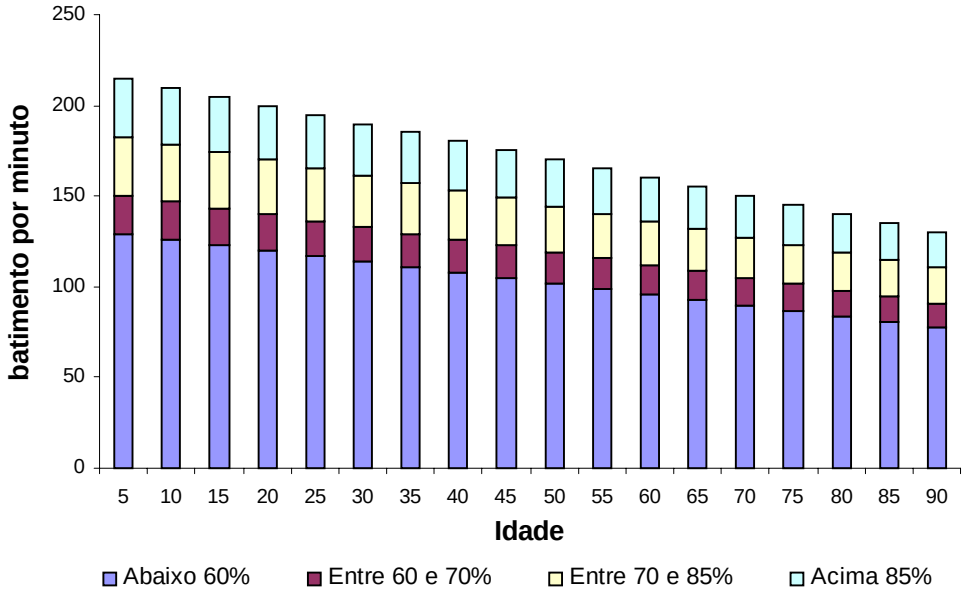


Figura 5-10 – Zona alvo de treinamento em função da idade

Ainda na Figura 5.10, pode-se verificar, quais são os níveis de freqüências cardíacas consideradas normais para faixa etária de cada individuo, conforme o método de Karvonen, propícias para treinamento. Acima de 85% da FCM, não é recomendável treinar nesta zona, de 70 a 85% da freqüência cardíaca máxima é considerada a zona de treinamento adequada para exercícios cardiorespiratórios, já entre 60 e 70% tem-se a zona de treinamento recomendada para perca de peso, faixa preferencial em que o controle busca se manter. Finalmente, para a maioria das pessoas, é difícil atingir os benefícios físicos abaixo de 60% da pulsação teórica máxima.

5.5.1 Função de *fuzzificação* para variável de entrada freqüência cardíaca

Recuperando-se as seguintes equações: a equação 3.2 onde a idade estabelece a FCM do usuário; a equação de 3.3 que determina o ponto em que se tem 60% da FCM, abaixo deste ponto o treinamento é considerado insatisfatório; a equação 3.4 que determina o ponto em que tem-se 70% da FCM, este é o ponto desejado para manutenção do ritmo cardíaco e por fim; a equação 3.5 que determina o ponto de 85% da FCM, acima do qual, caracteriza-se uma elevada freqüência cardíaca para treinamento. Com estas equações, calculam-se os pontos X_1, X_2 e X_3, correspondentes às freqüências cardíacas em 60, 70 e 85% da freqüência cardíaca máxima e associados aos centros dos predicados determinados para a variável *fuzzy* freqüência cardíaca (FC). Ressalta-se que estes pontos são variáveis de acordo com o perfil (idade) do usuário.

Em resumo, tem-se:

X_1 – ponto 1 no eixo de freqüência cardíaca, centro do predicado inferior;

X_2 – ponto 2 no eixo de freqüência cardíaca, centro do predicado normal;

X_3 – ponto 3 no eixo de freqüência cardíaca, centro do predicado superior.

Estabelecidos esses pontos torna-se possível montar as funções de pertinência triangulares de cada um dos predicados da variável FC, definindo o suporte e as equações para cada um dos predicados, conforme Tabela 5.2. Porém ainda se faz necessário observar os limites extremos da freqüência cardíaca: esta variável raramente pode assumir um valor menor do que 50 e maior do que 220 bpm, estabelecendo desta forma que o universo de discurso para esta variável tem valores no intervalo [50, 220] batimentos por minuto.

A partir da equação 2.1, que define as funções de pertinência pseudo-trapezoidais, dos limites do universo de discurso da variável e dos pontos X_1, X_2 e X_3, constrói-se a Tabela 5.2 que estabelece a função de *fuzzificação* para a freqüência cardíaca, em função da idade do indivíduo. Como exemplos, são simulados em duas idades diferenciadas, uma para 20 anos mostrada na Figura 5.11 e a outra, na Figura 5.12 para 35 anos.

Tabela 5.2 – Características para estabelecer a função de pertinência da variável freqüência cardíaca

PREDICADO	SUPORTE	EQUAÇÕES	
		limites	valor
Inferior	50 a X_2	$FC < X_1$	1
		$X_1 < FC < X_2$	$\mu_{INF}(FC) = \frac{X_2 - FC}{X_2 - X_1}$
Normal	X_1 a X_3	$X_1 < FC < X_2$	$\mu_{NOR}(FC) = \frac{FC - X_2}{X_2 - X_1}$
		$X_2 < FC < X_3$	$\mu_{NOR}(FC) = \frac{X_3 - FC}{X_3 - X_2}$
Superior	X_2 a 220	$X_2 < FC < X_3$	$\mu_{SUP}(FC) = \frac{FC - X_2}{X_3 - X_2}$
		$FC > X_3$	1

Desta forma, o sistema implementado gera automaticamente para cada usuário cadastrado um conjunto de pertinências de acordo com os dados fornecidos. Estas pertinências serão ajustadas toda vez que os dados do perfil do usuário forem alterados manualmente, ou automaticamente, à medida que ele for utilizando com freqüência o sistema e ganhando mais condicionamento físico.

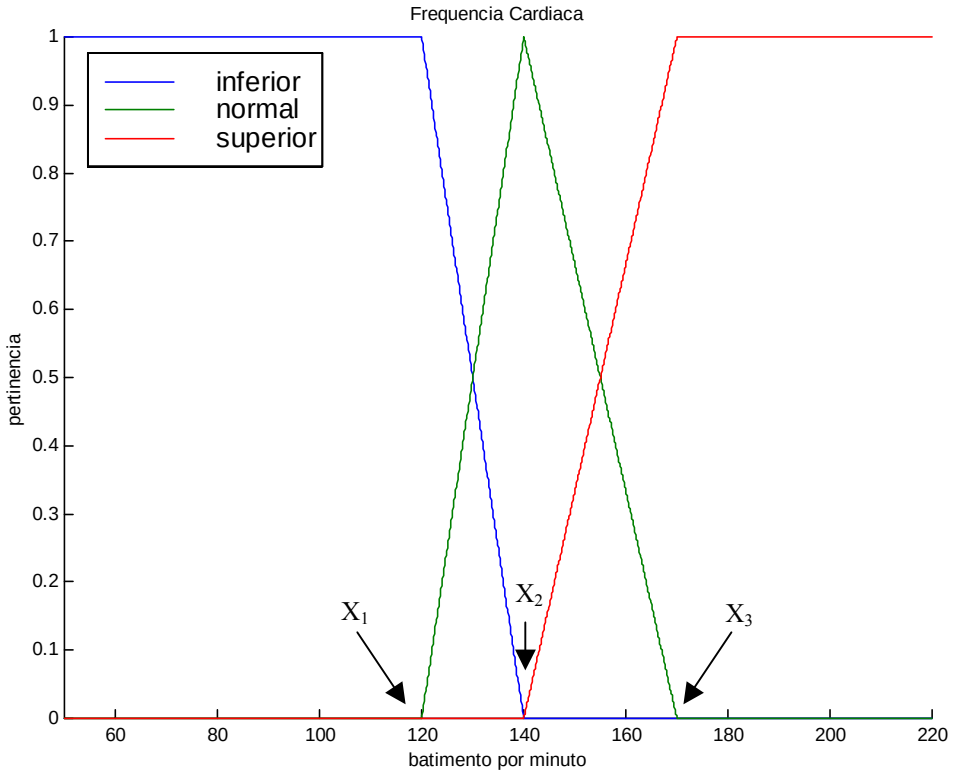


Figura 5-11 – Função de pertinência da freqüência cardíaca para idade de 20 anos

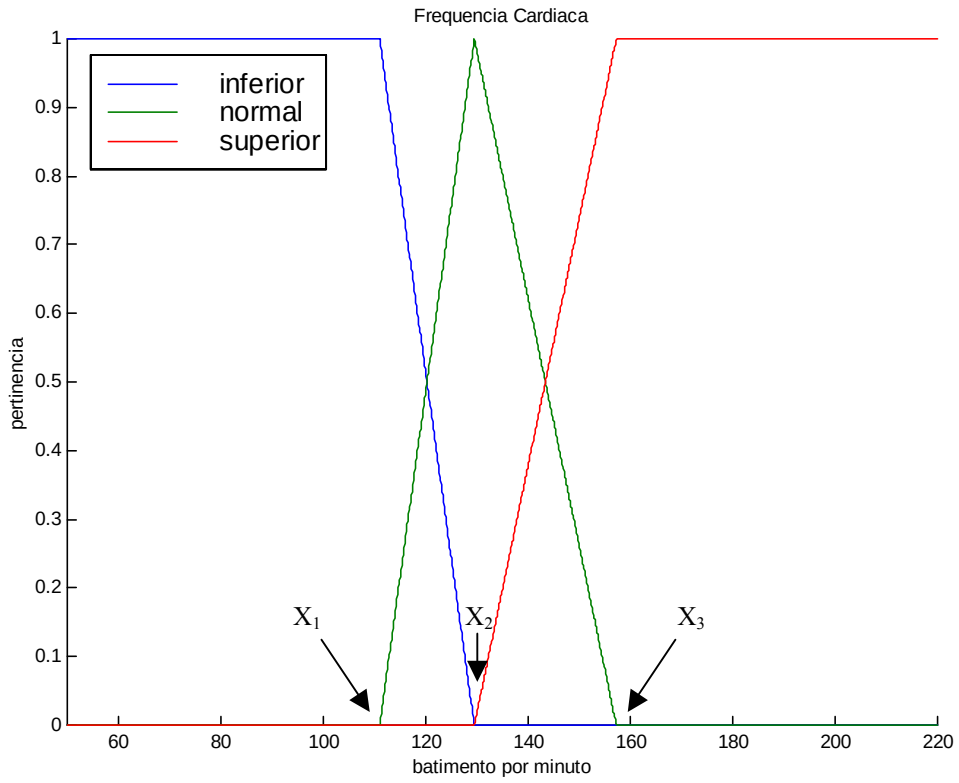


Figura 5-12 – Função de pertinência da freqüência cardíaca para idade de 35 anos

5.5.2 Função de *fuzzificação* para variável de entrada rotação

A próxima função de pertinência é a de rotação, que não possui suas características alteradas para diferentes usuários. Tem o seu universo de discurso aplicado sobre a freqüência do motor em valores percentuais de 0 a 100 Hz, e desta forma, na Tabela 5.3, define-se as pertinências para cada um de seus predicados.

Tabela 5.3 – Características para estabelecer a função de pertinência da variável rotação

PREDICADO	SUPORTE	EQUAÇÕES	
		Limites	valor
Reduzida	0 a 50%	0 < ROT < 50	$\mu_{RED}(ROT) = \frac{50 - ROT}{50}$
Nominal	0 a 100%	0 < ROT < 50	$\mu_{NOM}(ROT) = \frac{ROT}{50}$
		50 < ROT < 100	$\mu_{NOM}(ROT) = \frac{100 - ROT}{50}$
Aumentada	50 a 100%	50 < ROT < 100	$\mu_{AUM}(ROT) = \frac{ROT - 50}{50}$

A partir da Tabela 5.3 pode-se estabelecer a função de pertinência para variável rotação, e o resultado é visualizado na Figura 5.13.

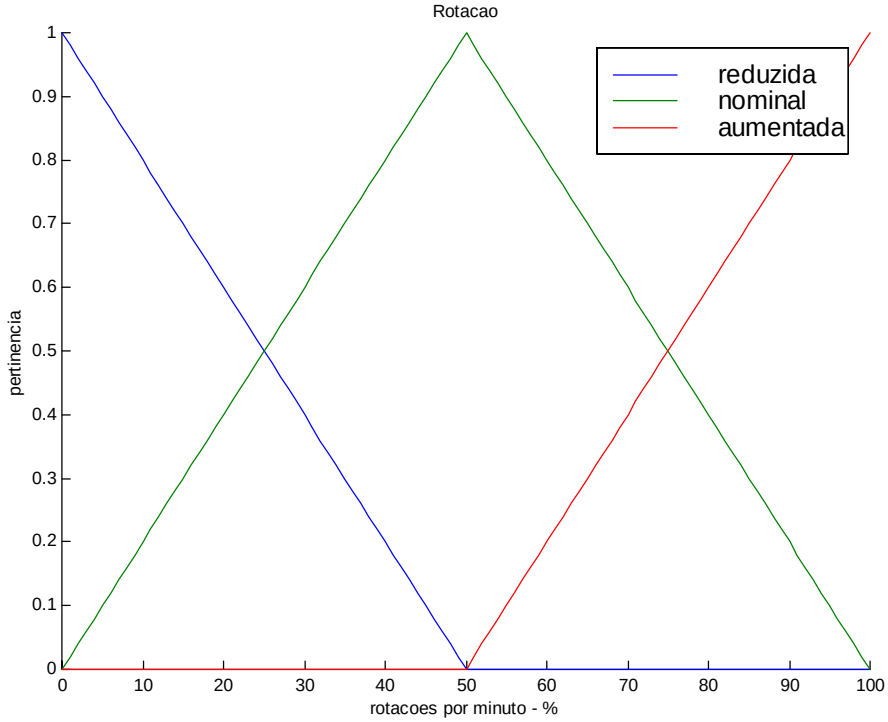


Figura 5-13 – Curva de pertinência da função de rotação

5.5.3 Função de *fuzzificação* para variável de saída rotação

Para elaborar as funções de *fuzzificação* da velocidade de saída (vs), optou-se por utilizar predicados e em conseqüência funções de pertinência que propiciem uma melhor estabilidade do sistema, sendo ainda, dotadas de um baixo custo computacional. Com isto ao invés de escolher predicados do tipo grande ou rápido, pequeno ou baixa, os quais permitiriam a esteira sofrer alterações bruscas de velocidade, optou-se por predicados do tipo desacelerar, aumentar e manter, os quais decrementam ou incrementam a velocidade atual da esteira, permitindo mudanças suaves de velocidade e um menor risco de acidentes ao usuário.

A construção de funções de pertinência triangulares, a partir da equação 2.1, é baseada no número "n" de predicados da variável e localiza os centros k_n de cada função, na média aritmética dos extremos da função de pertinência. Na Figura 5.14 são mostrados os pontos k_n com os valores de n igual a 1, 2, 3, 4 e 5, correspondendo respectivamente aos predicados: Desacelerar muito, Desacelerar, Manter, Aumentar e Aumentar muito. E as funções de *fuzzificação* associadas são apresentadas conforme Tabela 5.4 para quaisquer valores de IMC.

Os valores de k_n que visam facilitar o cálculo para a *defuzzificação* de saída, são determinados a priori e descritos nas equações 5.1 a 5.5:

$$k_1 = (-10 + 35)/2 = 12{,}5 \qquad \text{Equação 5.1}$$

$$k_2 = (0 + 45)/2 = 22{,}5 \qquad \text{Equação 5.2}$$

$$k_3 = (10 + 55)/2 = 32{,}5 \qquad \text{Equação 5.3}$$

$$k_4 = (20 + 65)/2 = 42{,}5 \qquad \text{Equação 5.4}$$

$$k_5 = (30 + 130)/2 = 80 \qquad \text{Equação 5.5}$$

A fim de tornar estes valores de centro das funções de pertinência adaptáveis às características do usuário, utilizou-se um fator baseado no IMC de cada usuário. Este fator de redução do índice de massa corpórea, baseado IMC de cada usuário e denominado doravante de RIMC, reduz o centro da função de pertinência da velocidade de saída em uma unidade para cada unidade de incremento no IMC, acima do valor considerado normal extraído da Tabela 5.1. Para efeito prático adota-se que o maior valor possível para IMC é igual a 40, pois além deste valor o controlador teria que ser novamente re-adaptado, já que por sua vez, por questões mecânicas também seria necessário um protótipo mais robusto. O RIMC foi definido como:

$$RIMC = IMC - 25 \qquad \text{Equação 5.6}$$

Tabela 5.4 – Características para estabelecer a função de pertinência da variável velocidade de saída

PREDICADO	SUPORTE	EQUAÇÃO	
		LIMITE	VALOR
Desacelerar muito	(-10* a 35) - RIMC	0 - 10	$\mu_{out1}(vs) = 0{,}05 * vs + 0{,}5$
		10 - 15	1
		15 - 35	$\mu_{out1}(vs) = -0{,}05 * vs + 1{,}75$
Desacelerar	(0* a 45) - RIMC	0 - 20	$\mu_{out2}(vs) = vs / 45$
		20 - 25	1
		25 - 45	$\mu_{out2}(vs) = -0{,}05 * vs + 2{,}25$
Manter	(10* a 55) - RIMC	10 - 30	$\mu_{out3}(vs) = 0{,}05 * vs - 0{,}5$
		30 - 35	1
		35 - 55	$\mu_{out3}(vs) = -0{,}05 * vs + 2{,}75$
Aumentar	(20 a 65) - RIMC	20 - 40	$\mu_{out4}(vs) = 0{,}05 * vs - 1$
		40 - 45	1
		45 - 60	$\mu_{out4}(vs) = -vs / 15 + 4$
Aumentar muito	(30 a 130) - RIMC	30 - 50	$\mu_{out5}(vs) = 0{,}05 * vs - 1{,}5$
		50 - 100	1

Observação: * O menor valor permitido é zero.

Desta forma, para um IMC menor ou igual a 25, o fator de redução (RIMC) terá seu valor igual a zero, e o suporte da variável velocidade de saída será o intervalo [-10,130]. Nesta situação, a Tabela 5.4, assume a configuração conforme exposto na Tabela 5.5 e as curvas características são apresentados na Figura 5.15. Já na situação oposta, para maior valor ajustado para o sistema RIMC = 15, desloca-se o suporte desta variável para os valores de [-25,115] e a tabela que identifica esta condição é apresentada na Tabela 5.6 e as curvas características apresentadas na Figura 5.16.

Tabela 5.5 – Características para estabelecer a função de pertinência da variável velocidade de saída com RIMC = 0

PREDICADO	SUPORTE	EQUAÇÃO	
		LIMITE	VALOR
Desacelerar muito	-10* a 35	0 - 10	$\mu_{out1}(vs) = 0{,}05 * vs + 0{,}5$
		10 - 15	1
		15 - 35	$\mu_{out1}(vs) = -0{,}05 * vs + 1{,}75$
Desacelerar	0* a 45	0 - 20	$\mu_{out2}(vs) = vs / 45$
		20 - 25	1
		25 - 45	$\mu_{out2}(vs) = -0{,}05 * vs + 2{,}25$
Manter	10* a 55	10 - 30	$\mu_{out3}(vs) = 0{,}05 * vs - 0{,}5$
		30 - 35	1
		35 - 55	$\mu_{out3}(vs) = -0{,}05 * vs + 2{,}75$
Aumentar	20 a 65	20 - 40	$\mu_{out4}(vs) = 0{,}05 * vs - 1$
		40 - 45	1
		45 - 60	$\mu_{out4}(vs) = -vs / 15 + 4$
Aumentar muito	30 a 130	30 - 50	$\mu_{out5}(vs) = 0{,}05 * vs - 1{,}5$
		50 - 100	1

Observação: * O menor valor permitido é zero.

Tabela 5.6 – Características para estabelecer a função de pertinência da variável velocidade de saída com RIMC = 15

PREDICADO	SUPORTE	EQUAÇÃO	
		LIMITE	VALOR
Desacelerar muito	-25* a 20	0 - 10	$\mu_{out1}(vs) = 0{,}05 * vs + 0{,}5$
		10 - 15	1
		15 - 35	$\mu_{out1}(vs) = -0{,}05 * vs + 1{,}75$
Desacelerar	-15* a 45	0 - 20	$\mu_{out2}(vs) = vs / 45$
		20 - 25	1
		25 - 45	$\mu_{out2}(vs) = -0{,}05 * vs + 2{,}25$
Manter	-5* a 40	10 - 30	$\mu_{out3}(vs) = 0{,}05 * vs - 0{,}5$
		30 - 35	1
		35 - 55	$\mu_{out3}(vs) = -0{,}05 * vs + 2{,}75$
Aumentar	5 a 50	20 - 40	$\mu_{out4}(vs) = 0{,}05 * vs - 1$
		40 - 45	1
		45 - 60	$\mu_{out4}(vs) = -vs / 15 + 4$
Aumentar muito	15 a 115	30 - 50	$\mu_{out5}(vs) = 0{,}05 * vs - 1{,}5$
		50 - 100	1

Observação: * O menor valor permitido é zero.

Assim, em função do IMC do indivíduo, desloca-se o centro de todas as funções e como conseqüência, após execução da base de regras, também tem-se o centro de gravidade da função de pertinência da velocidade de saída deslocado, como é possível verificar na Figura 5.14 para um IMC menor do que 25, e na Figura 5.15 para um IMC igual a 40.

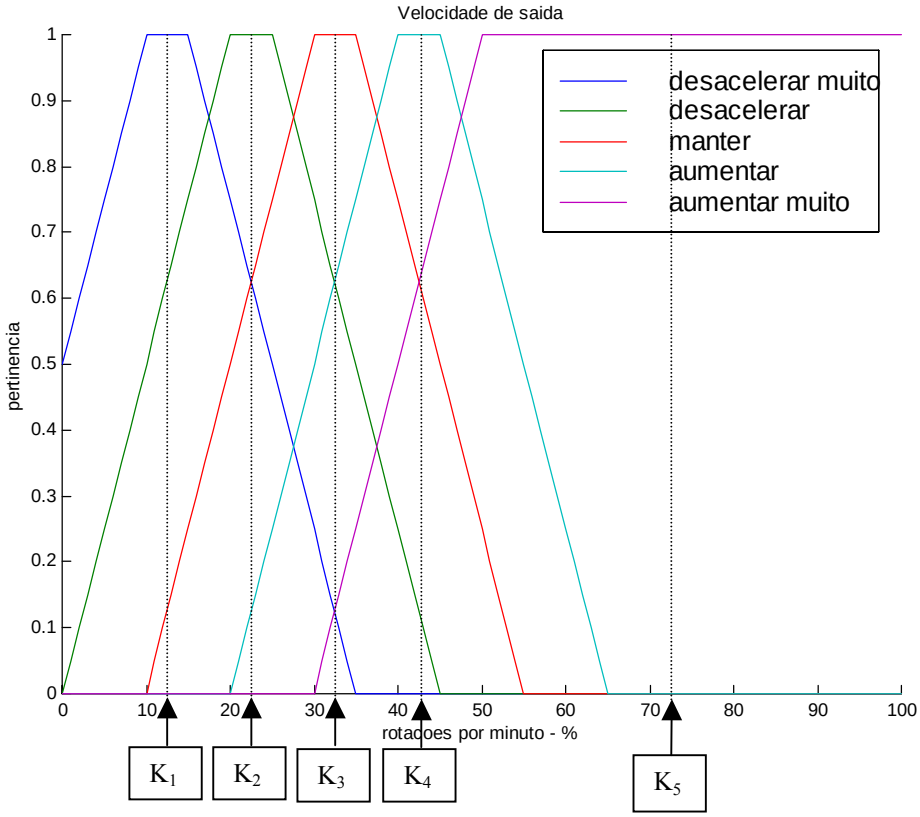


Figura 5-14 – Curva de pertinência da função de saída para IMC menor de 25

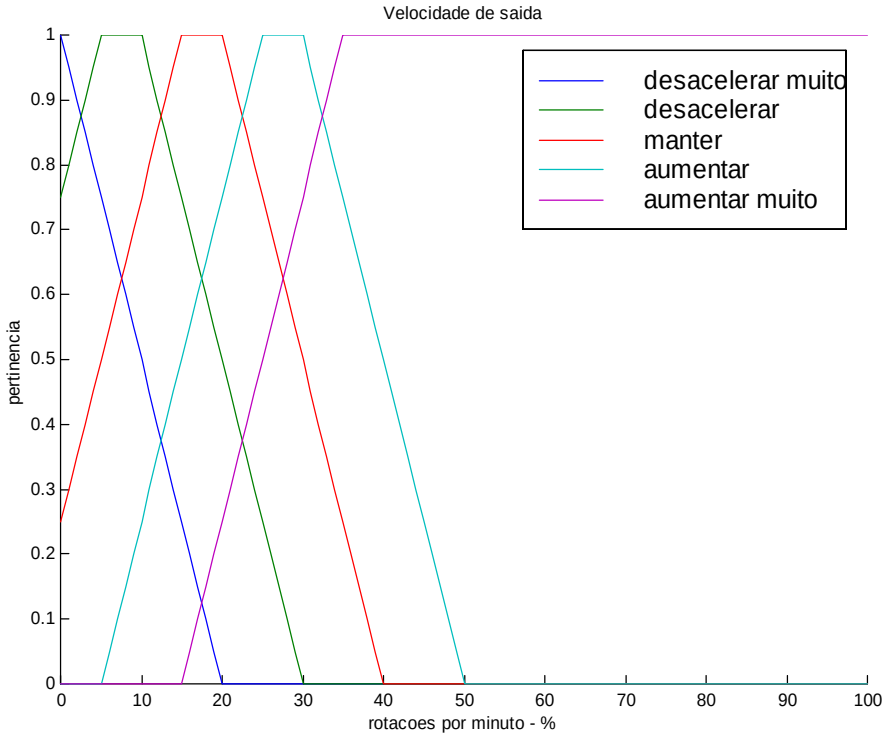


Figura 5-15 – Curva de pertinência da função de saída para IMC igual a 40

5.6 BASE DE REGRA PARA CONTROLE DA ESTEIRA

A base de regra caracteriza os objetivos de controle e a estratégia de controle utilizada por um especialista na área, por meio de um conjunto de regras de controle. Como foi dito anteriormente, o mapa de regras *fuzzy* é a base de conhecimento, ou seja, o depósito de inteligência do sistema. Para elaborar a base de regras seguindo as orientações dos especialistas na área de educação física, privilegia-se a variável freqüência cardíaca, buscando o seu valor no ponto 70% da FCM, e desta forma produzindo um aumento de velocidade de saída quando a freqüência cardíaca está abaixo deste ponto e uma redução quando a freqüência cardíaca encontra-se acima.

Para cada predicado de cada variável atribui-se um valor de peso, e a partir de então, considerando a intersecção com o predicado na variável de saída, somando-se os pesos, atribui-se o predicado pertinente para a variável velocidade de saída, e utilizando deste critério origina-se a Tabela 5.7.

Tabela 5.7 – Mapa de regras *fuzzy* para o sistema de controle

Velocidade de saída		Freqüência Cardíaca (FC)		
		FCI	FCN	FCS
Rotação	RR	AM	A	M
	RN	A	M	D
	RA	M	D	DM

FCI – Freqüência cardíaca inferior;

FCN – Freqüência cardíaca normal;

FCS – Freqüência cardíaca superior;

RR – Rotação reduzida;

RN – Rotação nominal;

RA – Rotação acelerada;

AM – Acelerar muito;

A – Acelerar;

M – Manter;

D – Desacelerar;

DM – Desacelerar muito.

5.6.1 REGRAS DE INFERÊNCIA

1. **SE** freqüência cardíaca é FCI **E** Rotação é RR **ENTÃO** Velocidade de saída é AM
2. **SE** freqüência cardíaca é FCI **E** Rotação é RN **ENTÃO** Velocidade de saída é A
3. **SE** freqüência cardíaca é FCI **E** Rotação é RA **ENTÃO** Velocidade de saída é M
4. **SE** freqüência cardíaca é FCN **E** Rotação é RR **ENTÃO** Velocidade de saída é A
5. **SE** freqüência cardíaca é FCN **E** Rotação é RN **ENTÃO** Velocidade de saída é M
6. **SE** freqüência cardíaca é FCN **E** Rotação é RA **ENTÃO** Velocidade de saída é D
7. **SE** freqüência cardíaca é FCS **E** Rotação é RR **ENTÃO** Velocidade de saída é M
8. **SE** freqüência cardíaca é FCS **E** Rotação é RN **ENTÃO** Velocidade de saída é D
9. **SE** freqüência cardíaca é FCS **E** Rotação é RA **ENTÃO** Velocidade de saída é DM

A partir desta base de regra definida, é gerada uma superfície, conforme apresentada na Figura 5-16.

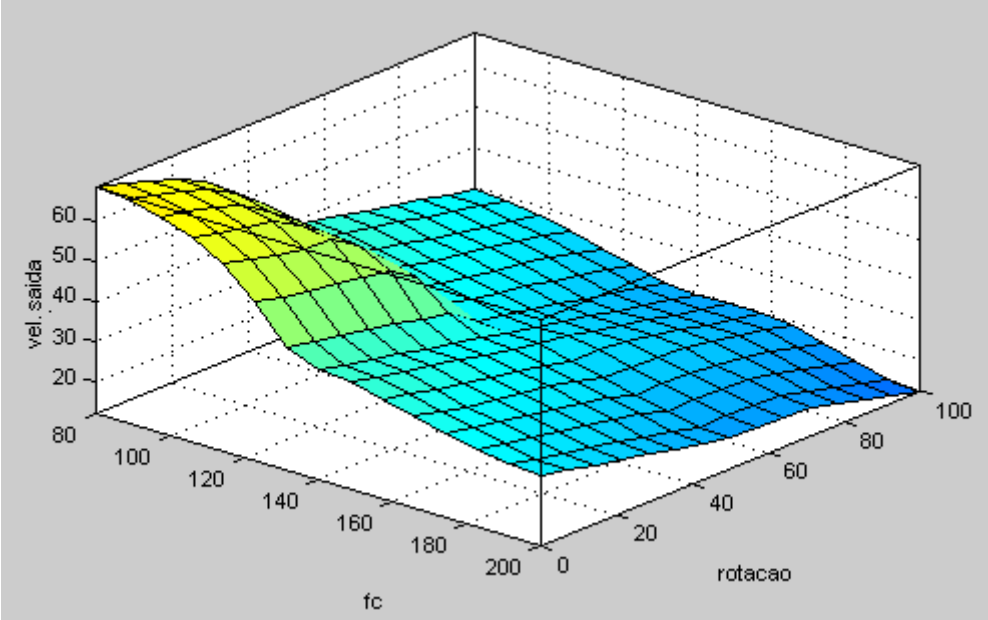


Figura 5-16 – Superfície da base de regras, para as condições: idade igual a 36 e IMC igual a 28

5.6.2 IMPLICAÇÃO E AGREGAÇÃO DE REGRAS

Foi usada como máquina de inferência a de Mamdani que utiliza como implicação a t-norma mínimo [min] e como agregação a sua co-norma máximo [max]. Esta máquina pode ser calculada genericamente pela equação 5.7.

$$R_M = A \times B = \max\{\min[\mu_a(u), \mu_b(v)]\} \qquad \text{Equação 5.7}$$

Inicialmente esta base de regras foi simulada várias vezes com o *software* Matlab a fim de testar sua coerência / consistência. A Figura 5.17 mostra uma situação específica dado num determinado momento, em que a freqüência cardíaca medida foi de 140 bpm, a rotação medida de 32,9 rpm e a velocidade de saída foi inferida como 32,9 rpm, o que significa manter a rotação em curso.

A *defuzzificação* é calculada utilizando-se do método centro de área (C-o-A), pois a área resultante do processo de inferência é continua e sendo ainda que este método é o mais utilizado para áreas sobrepostas, outros métodos foram testados, mas não deu respostas tão adequadas quanto este.

Neste capítulo foram apresentadas todas as etapas para construção do controlador *fuzzy*, porém, ainda vale ressaltar que este controle não busca apenas uma sinergia com o seu usuário, levando em consideração o seu biótipo e tempo de vida, mas oferece uma adaptabilidade do controlador baseado em regras, desenvolvido sobre uma plataforma, C++, versátil e de fácil integração com o usuário; desta forma permitindo atender à expectativa com relação à segurança e saúde para quem fizer uso da esteira com o controlador *fuzzy* para treinamento.

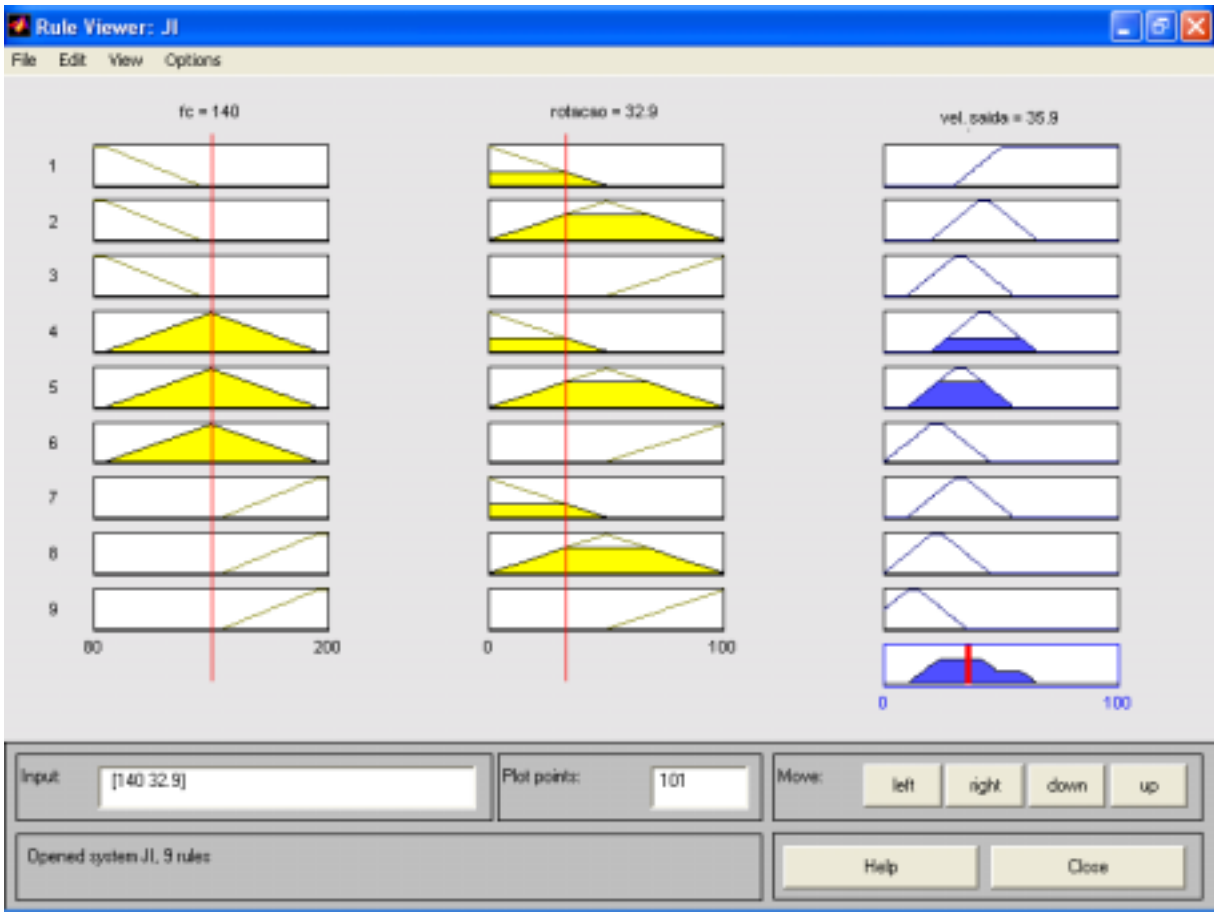


Figura 5-17 – Simulação no MATLAB do sistema *fuzzy* com IMC = 28 e Idade = 36 anos

CAPITULO 6

RESULTADOS EXPERIMENTAIS

6.1 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Para obtenção dos resultados, foi desenvolvido no banco de dados uma tabela que permite a captura de todos os valores obtidos pelo sistema durante a atividade de exercício físico do usuário da esteira, depois dos valores coletados, os gráficos foram traçados utilizando-se de uma planilha eletrônica, EXCEL[14], e simulados como já mencionados pelo MATLAB, para a comparação com os valores esperados teoricamente.

A finalidade do ensaio é comprovar a eficiência do controlador, verificando se o mesmo atende à expectativa de manter a freqüência cardíaca dentro da faixa de 60 a 85% da FCM, sendo que a sua correção deve buscar o valor próximo a 70% da FCM. Porém, ressaltando que a maior expectativa é que a capacidade do usuário não seja extrapolada além do limite máximo.

Para analisar o sistema, foi executado o ensaio com cinco pessoas distintas e para cada uma foi determinado: perfil pessoal, funções de pertinência, superfície, resultado gráfico e tabela de erros do sistema.

A escolha das pessoas tentou cobrir diferentes combinações de perfis (idade, condicionamento físico, IMC, sexo). Um resumo dos ensaios é dado da Tabela 6.1

Tabela 6.1 – Características dos ensaios

ENSAIO	SEXO	NIVEL DE ATIVIDADE	IDADE (anos)	IMC
I	Feminino	Intenso	37	23
II	Masculino	Sedentário	36	28
III	Masculino	Moderado	49	29
IV	Feminino	Sedentário	37	24
V	Masculino	Sedentário	33	28

[14] EXCEL é uma marca registrada da MICROSOFT CORPORATION

Para cada ensaio, foi construído uma tabela que específica o perfil do usuário. É fornecido e um resumo do ensaio descrevendo os valores teóricos (desejados) e práticos (obtidos) para a freqüência cardíaca e também os resultados práticos da velocidade.

Para fins de avaliação e análise de desempenho do sistema foi traçado também para cada ensaio as funções de pertinência de entrada e saída e uma superfície da base de regras geradas. Ressalta-se que estes dados não estão disponíveis para o usuário, uma vez que são informações irrelevantes para o seu treinamento.

Em cada ensaio, o sistema armazena os valores de freqüência cardíaca e rotação em mais de duzentos pontos. Estes pontos ficam disponíveis para análise do usuário ou de seu médico ou *personal trainer*, sendo que este pode analisar com detalhes faixas de freqüências a partir de uma ferramenta de *zoom*.

Os resultados obtidos com o ensaio I estão ilustrados na Tabela 6.2, as funções de pertinência e base de regras estão ilustradas nas Figuras 6.1 a 6.3. A curva resultante do ensaio é mostrada na Figura 6.4 e trás a freqüência cardíaca e a velocidade da esteira em função da duração do experimento.

Tabela 6.2 – Perfil do usuário para o ensaio I

<table>
<tr><td>Nome:</td><td colspan="3">M.C.E.S</td></tr>
<tr><td>Nascimento:</td><td>05/04/1967</td><td>Idade:</td><td>37 anos</td></tr>
<tr><td>Altura:</td><td>152 cm</td><td rowspan="2">IMC</td><td rowspan="2">23</td></tr>
<tr><td>Peso</td><td>55 kg</td></tr>
<tr><td>Sexo</td><td colspan="3">Feminino</td></tr>
<tr><td>Nível de atividade</td><td colspan="3">Intenso</td></tr>
<tr><td>FC_{min} (60%)</td><td>FC (70%)</td><td colspan="2">FCM (85%)</td></tr>
<tr><td>110 bpm</td><td>128 bpm</td><td colspan="2">156 bpm</td></tr>
<tr><td colspan="3">FCM no ensaio</td><td>155 bpm</td></tr>
<tr><td colspan="3">FC média no ensaio</td><td>128 bpm</td></tr>
<tr><td colspan="3">Velocidade média no ensaio</td><td>3,7 km/h</td></tr>
<tr><td colspan="3">Velocidade máxima no ensaio</td><td>4,4 km/h</td></tr>
</table>

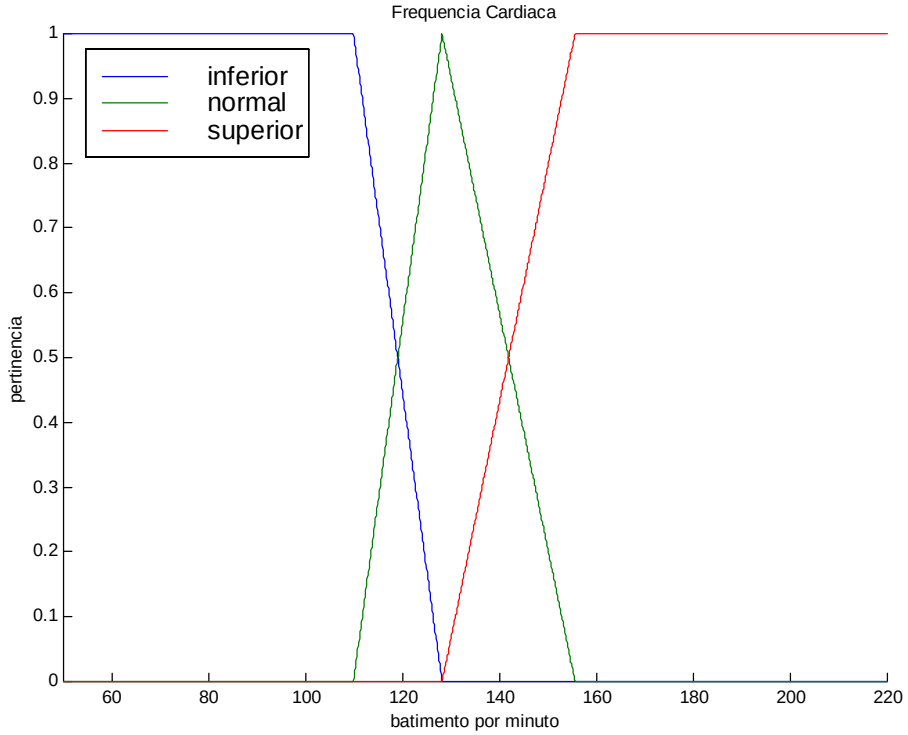


Figura 6-1 – Pertinência da freqüência cardíaca para ensaio I

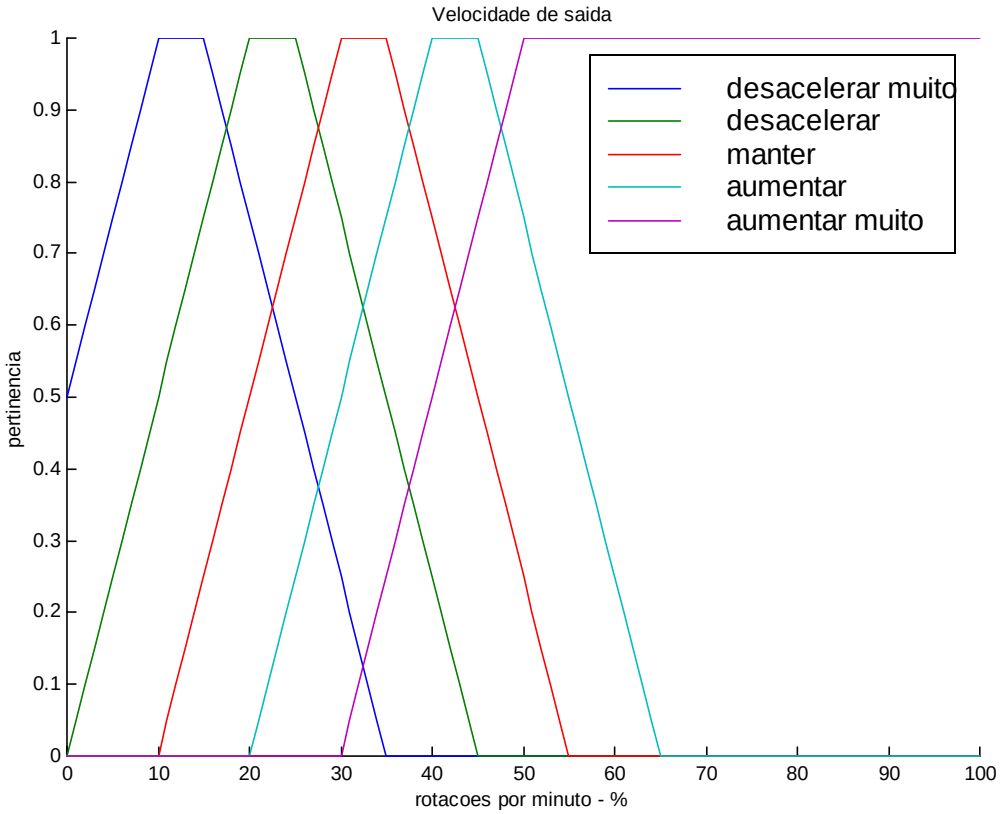


Figura 6-2 – Pertinência da rotação de saída para ensaio I

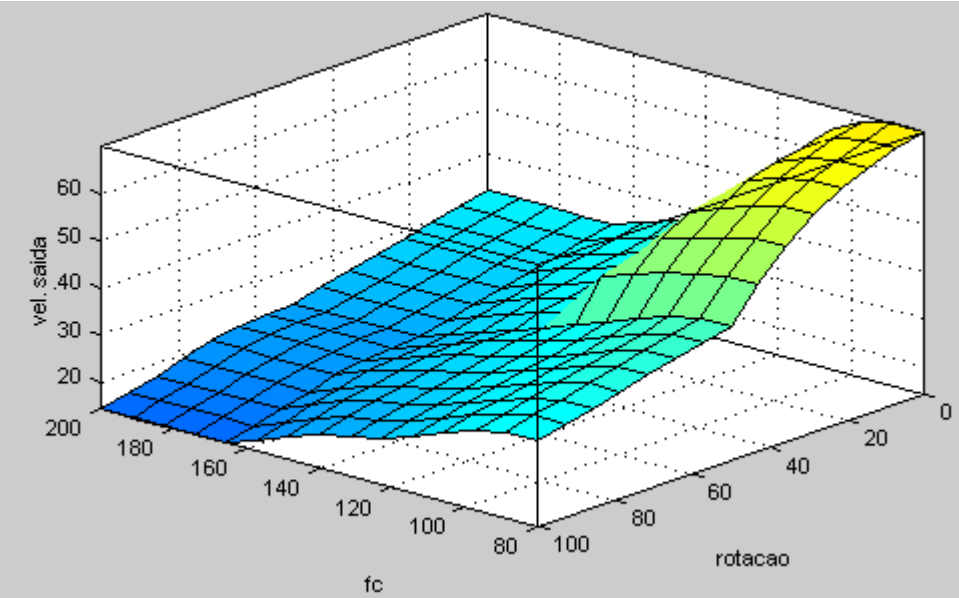


Figura 6-3 – Superfície gerada para perfil do usuário do ensaio I

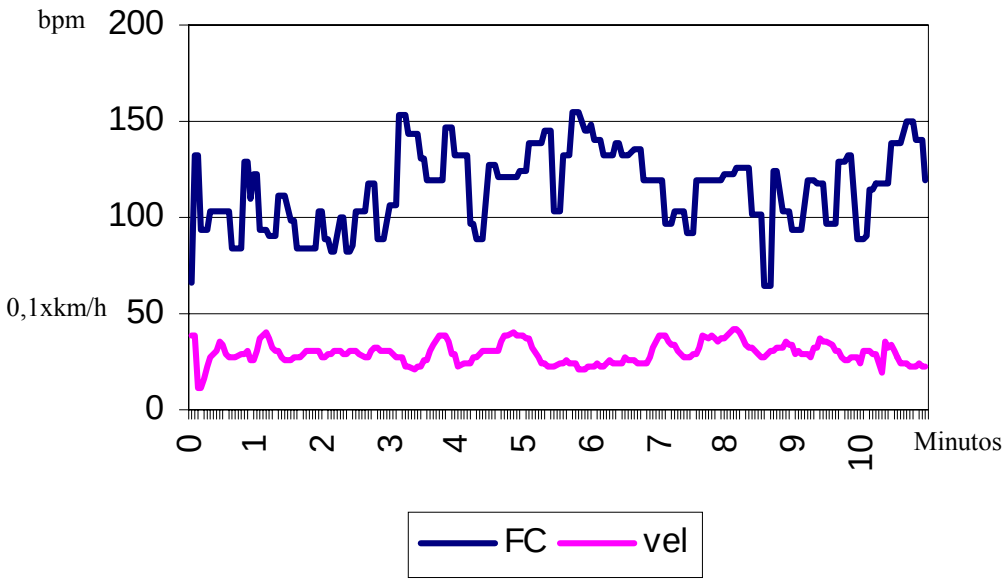


Figura 6-4 – Gráfico dos resultados obtidos a partir do ensaio I

Da Figura 6.4 foi extraída uma amostra de dados do primeiro ensaio entre o intervalo de três a quatro minutos apresentado na Figura 6.5. Para facilitar a compreensão na atuação do controlador foi sobreposta a linha da rotação a freqüência cardíaca e também foram traçadas mais duas linhas: freqüência cardíaca alvo e a freqüência cardíaca máxima. Nesta figura pode-se observar, mais claramente, a variação na velocidade, que vem a ser carga da esteira, para que se mantenha a freqüência cardíaca dentro da faixa alvo. Toda vez que a freqüência cardíaca está acima da freqüência cardíaca alvo a rotação diminui, no entanto, quando a

freqüência cardíaca diminui além da freqüência cardíaca alvo, o controlador aplica uma maior carga, ou seja, aumenta a velocidade da esteira, estabelecendo desta forma o controle sobre a utilização da esteira.

Vale ressaltar que o segmento da Figura 6.5 não foi escolhido ao acaso e sim por apresentar pontos críticos deste ensaio, uma vez que na análise gráfica pode se observar que a freqüência cardíaca não extrapolou seu limite máximo (FCM = 156 bpm), conforme valor teórico da Tabela 6.2. E ainda na mesma tabela é calculada a média da freqüência cardíaca obtido durante o ensaio (FC média no ensaio), que no ensaio em questão, atingiu 128 bpm, sendo igual ao valor esperado teoricamente de 70% da FC.

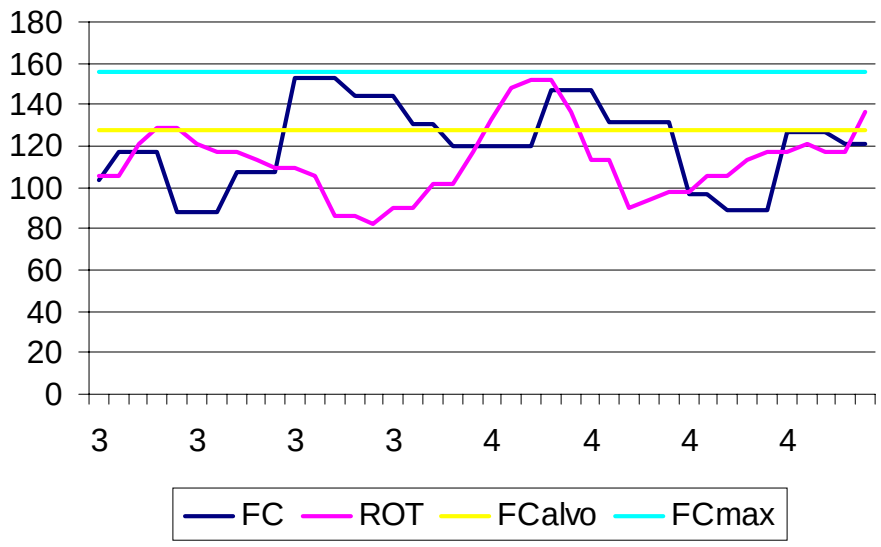


Figura 6-5 – Gráfico parcial dos resultados obtidos no ensaio I

Para validação do *software* de controle desenvolvido para a esteira, os valores adquiridos nos ensaios foram também testados utilizando a *toolbox fuzzy* no *software* MATLAB, onde o mesmo controlador *fuzzy* (funções de pertinência, base de regras, máquina de inferência, método de *defuzzificação*) gerado para o usuário pelo sistema foi implementado para cada ensaio. Em seguida, os resultados simulados são comparados com os valores obtidos com o sistema desenvolvido, foi calculado o erro conforme equação 6.1 e construído uma tabela de erro para todos os ensaios descritos.

$$Erro(\%) = \frac{valor\ simulado - valor\ ensaio}{valor\ simulado} x100 \qquad \text{Equação 6.1}$$

Onde:

Valor simulado – valor obtido com *software* MATLAB;
Valor ensaio – valor obtido com o controlador da esteira.

Exemplo: (Valores extraídos da Tabela 6.3, abaixo)

Ordem	Esteira	Matlab
1	30	31,6
15	27	26,6

Ordem 1:

$$Erro(\%) = \frac{31,6 - 30}{31,6} x100 = 5,06 \cong 5,1$$

Ordem 15:

$$Erro(\%) = \frac{26,6 - 27}{26,6} x100 = -1,50 \cong -1,5$$

Um das possíveis fontes deste erro é que o controlador simulado como Matlab trabalha com valores decimais enquanto o controlador em teste opera apenas com números inteiros. No entanto com os valores de entrada, as funções de pertinência e a base de regras para ambos os controladores são os mesmos, espera-se da comparação que o erro não tenha um valor significativo, validando desta maneira o controlador *fuzzy* desenvolvido do ponto de vista de lógica de controle.

Os valores de erro para o ensaio I são mostrados na Tabela 6.3, nota-se que estes valores de erro foram de no máximo 8,2% e na maior parte dos casos a velocidade da esteira foi inferior a velocidade obtida com o simulador, ressaltando a preocupação do controlador com a integridade física do usuário.

Tabela 6.3 – Valores de erro no ensaio I

Ordem	Esteira	Matlab	Erro %
1	30	31,6	5,1
2	30	31,5	4,8
3	29	31,5	7,9
4	30	31,5	4,8
5	29	31,2	7,1
6	30	31,6	5,1
7	28	30,0	6,7
8	28	30,2	7,3
9	27	29,4	8,2
10	27	29,2	7,5
11	26	27,4	5,1
12	26	26,9	3,3
13	26	28,3	8,1
14	41	40,0	-2,5
15	27	26,6	-1,5

Os resultados obtidos com o ensaio II estão ilustrados na Tabela 6.4, as funções de pertinência e base de regras estão ilustradas nas Figuras 6.6 a 6.8. A curva resultante do ensaio é mostrada na Figura 6.9 e trás a freqüência cardíaca e a velocidade da esteira em função da duração do experimento. Os valores de erro calculados neste ensaio são apresentados na Tabela 6.5.

Tabela 6.4 – Perfil do usuário para o ensaio II

Nome:	J.I.		
Nascimento:	04/04/1968	Idade:	36 anos
Altura:	180 cm	IMC	28
Peso	93 kg		
Sexo	Masculino		
Nível de atividade	Sedentário		
FC_{min} (60%)	FC (70%)	FCM (85%)	
110 bpm	129 bpm	156 bpm	
FCM no ensaio		149 bpm	
FC média no ensaio		130 bpm	
Velocidade média no ensaio		3,3 km/h	
Velocidade máxima no ensaio		4,3 km/h	

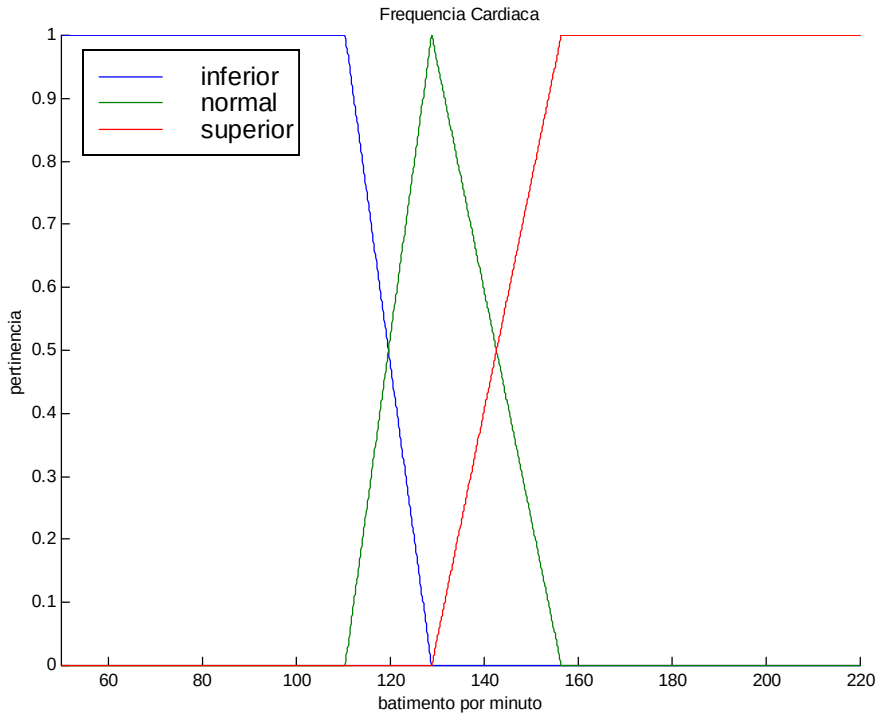


Figura 6-6 – Pertinência da freqüência cardíaca para ensaio II

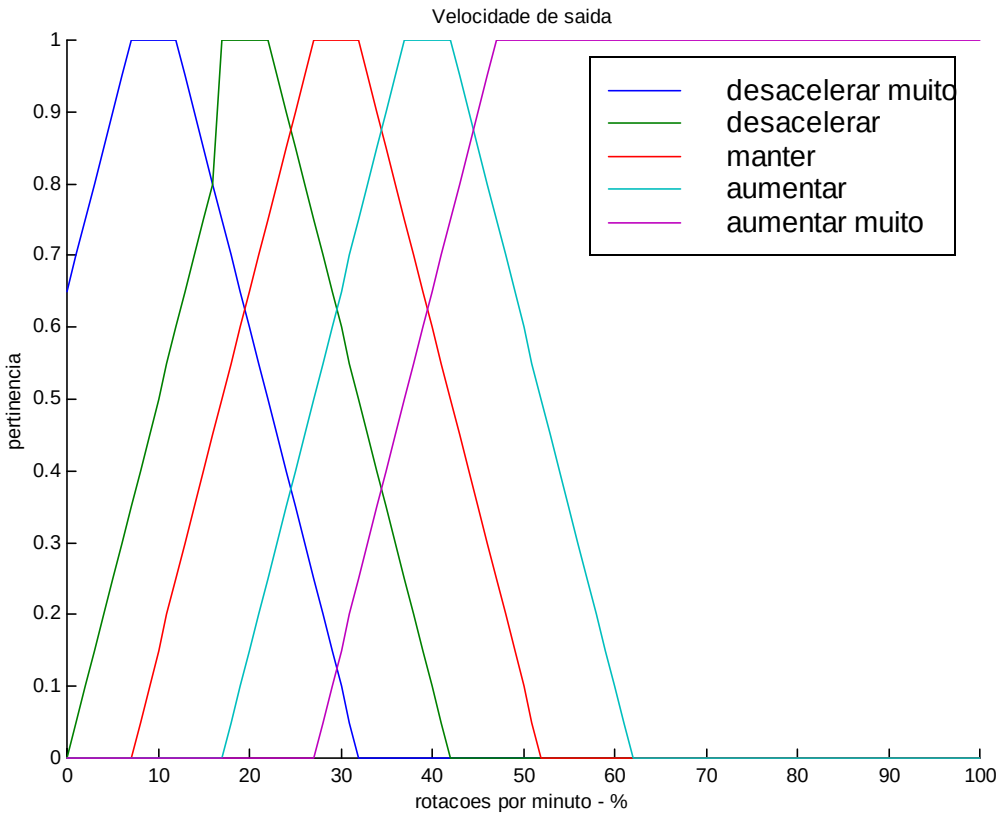


Figura 6-7 – Pertinência da rotação de saída para ensaio II

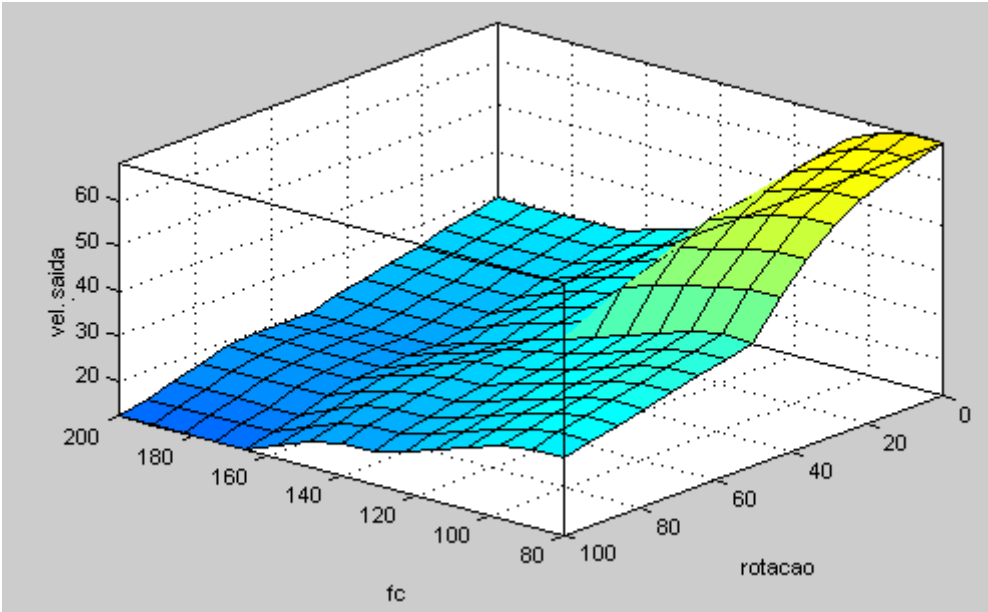


Figura 6-8 – Superfície gerada para perfil do usuário do ensaio II

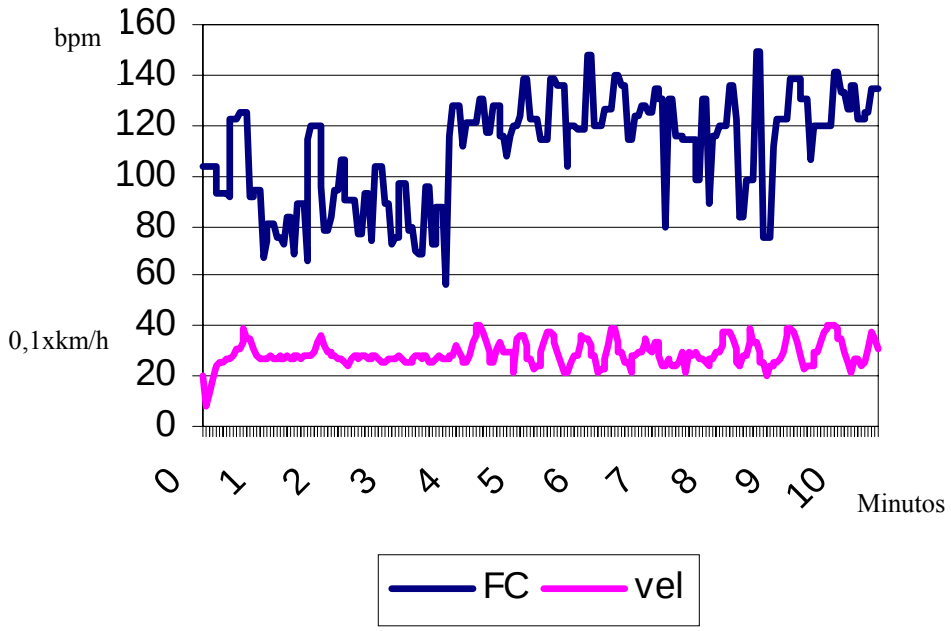


Figura 6-9 – Gráfico dos resultados obtidos a partir do ensaio II

Tabela 6.5 – Valores de erro no ensaio II

Ordem	Esteira	Matlab	Erro %
1	27	28,7	5,9
2	27	28,7	5,9
3	27	28,7	5,9
4	27	28,7	5,9
5	28	29,5	5,1
6	27	28,9	6,6
7	27	28,7	5,9
8	27	28,7	5,9
9	27	28,7	5,9
10	27	28,7	5,9
11	26	28,4	8,5
12	31	34,3	9,6
13	28	27,1	-3,3
14	36	34,1	-5,6
15	39	39,2	0,5

Como pode ser constatado a partir da análise dos resultados, o controlador manteve a freqüência cardíaca média do ensaio no valor desejado com um erro de aproximadamente 1%, sendo que a freqüência máxima permitida era de 156 bpm e a atingida foi de 149 bmp. Em relação ao desempenho do controlador, a partir da Tabela 6.5, o erro máximo foi de 9.6%,

sendo que na maior parte dos ensaios, este erro ficou em 6% e sempre em um valor de velocidade abaixo da rotação simulada.

Os resultados obtidos com o ensaio III estão ilustrados na Tabela 6.6, as funções de pertinência e base de regras estão ilustradas nas Figuras 6.10 a 6.12. A curva resultante do ensaio é mostrada na Figura 6.13 e trás a freqüência cardíaca e a velocidade da esteira em função da duração do experimento. Os valores de erro calculados neste ensaio são apresentados na Tabela 6.7.

Tabela 6.6 – Perfil do usuário para o ensaio III

<table>
<tr><td>Nome:</td><td colspan="3">R.F.M.M.</td></tr>
<tr><td>Nascimento:</td><td>14/12/1955</td><td>Idade:</td><td>49 anos</td></tr>
<tr><td>Altura:</td><td>173 cm</td><td rowspan="2">IMC</td><td rowspan="2">29</td></tr>
<tr><td>Peso</td><td>88 kg</td></tr>
<tr><td>Sexo</td><td colspan="3">Masculino</td></tr>
<tr><td>Nível de atividade</td><td colspan="3">Moderado</td></tr>
<tr><td>FC_{min} (60%)</td><td>FC (70%)</td><td colspan="2">FCM (85%)</td></tr>
<tr><td>103 bpm</td><td>120 bpm</td><td colspan="2">145 bpm</td></tr>
<tr><td colspan="3">FCM no ensaio</td><td>145 bpm</td></tr>
<tr><td colspan="3">FC média no ensaio</td><td>117 bpm</td></tr>
<tr><td colspan="3">Velocidade média no ensaio</td><td>2,6 km/h</td></tr>
<tr><td colspan="3">Velocidade máxima no ensaio</td><td>4,7 km/h</td></tr>
</table>

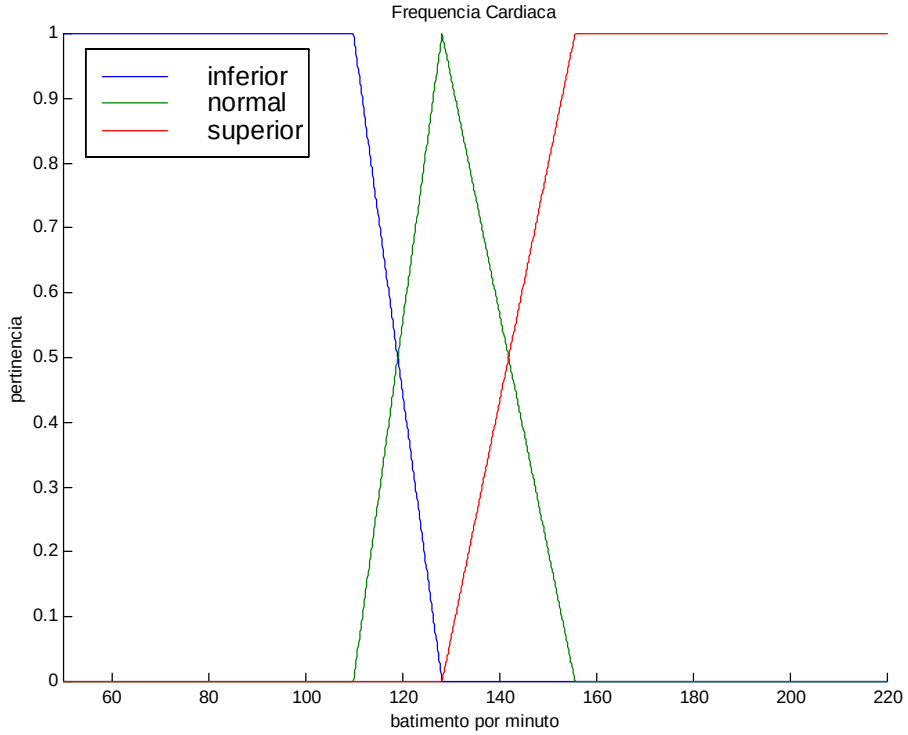


Figura 6-10 – Pertinência da freqüência cardíaca para ensaio III

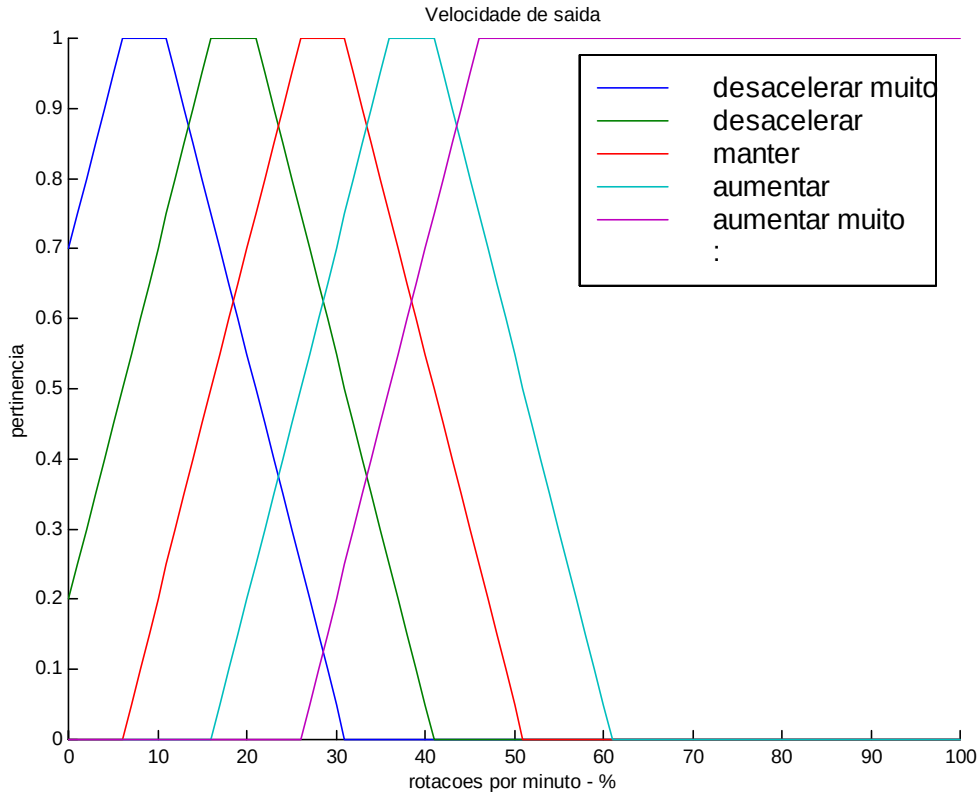


Figura 6-11 – Pertinência da rotação de saída para ensaio III

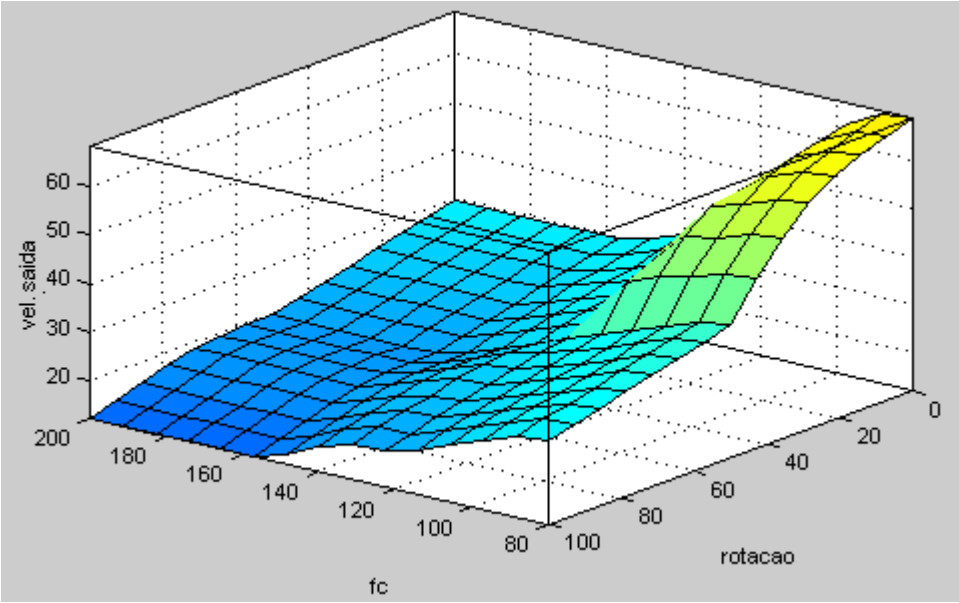


Figura 6-12 – Superfície gerada para perfil do usuário do ensaio III

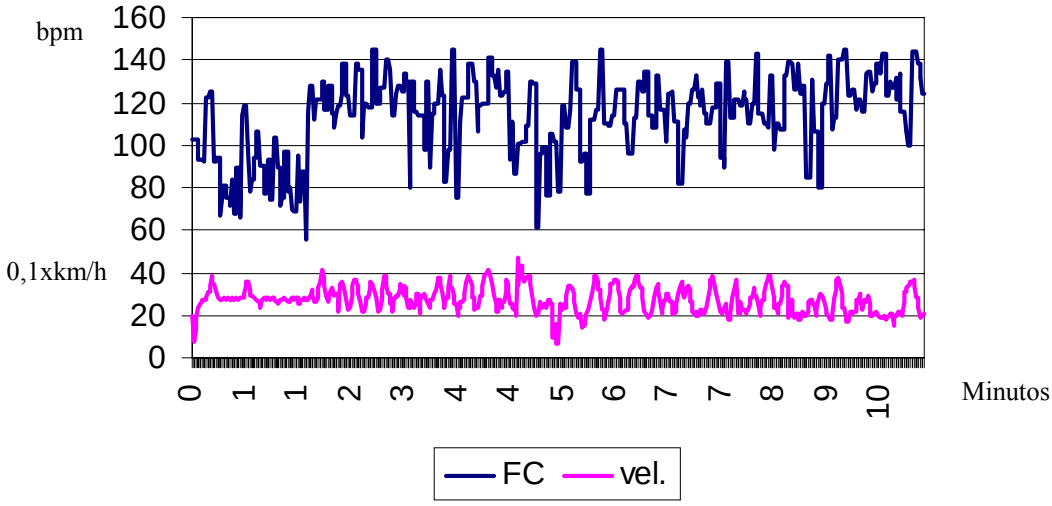


Figura 6-13 – Gráfico dos resultados obtidos a partir do ensaio III

Tabela 6.7 – Valores de erro no ensaio III

Ordem	Esteira	Matlab	Erro (%)
1	26	28,2	7,8
2	25	26,8	6,7
3	31	31,2	0,6
4	26	28,2	7,8
5	38	35	-8,6
6	39	38,8	-0,5
7	31	31,5	1,6
8	18	19,6	8,2
9	34	31,4	-8,3
10	35	34,7	-0,9
11	37	35,9	-3,1
12	37	36	-2,8
13	33	35,9	8,1
14	39	39	0,0
15	37	38,8	4,6

Como pode ser constatado a partir da análise dos resultados do ensaio III, para um usuário com 49 anos de idade, o controlador manteve a freqüência cardíaca média do ensaio no valor desejado com um erro de aproximadamente 2.5%, sendo que a freqüência máxima permitida era de 145 bpm e foi a atingida, pois neste ensaio o usuário prendeu a respiração em diversas vezes para constatar a eficácia do controle. Em relação ao desempenho do controlador, a partir da Tabela 6.7, o erro máximo em módulo foi de 8.6%.

Os resultados obtidos com o ensaio IV estão ilustrados na Tabela 6.8, as funções de pertinência e base de regras estão ilustradas nas Figuras 6.14 a 6.16. A curva resultante do ensaio é mostrada na Figura 6.17 e apresenta a freqüência cardíaca e a velocidade da esteira em função da duração do experimento. Os valores de erro calculados neste ensaio são apresentados na Tabela 6.9.

Tabela 6.8 – Perfil do usuário para o ensaio IV

Nome:	I.C.S.		
Nascimento:	01/01/1968	Idade:	37 anos
Altura:	163 cm	IMC	24
Peso	64 kg		
Sexo	Feminino		
Nível de atividade	Sedentário		
FC_{min} (60%)	FC (70%)	FCM (85%)	
110 bpm	128 bpm	156 bpm	
FCM no ensaio		156 bpm	
FC média no ensaio		121 bpm	
Velocidade média no ensaio		2,7 km/h	
Velocidade máxima no ensaio		4,1 km/h	

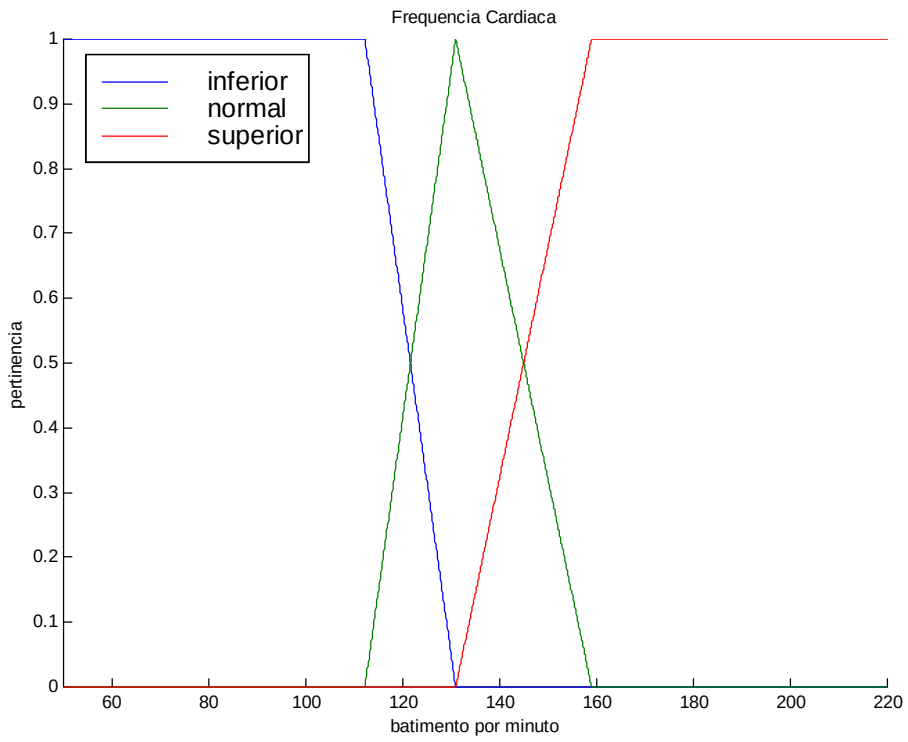


Figura 6-14 – Pertinência da freqüência cardíaca para ensaio IV

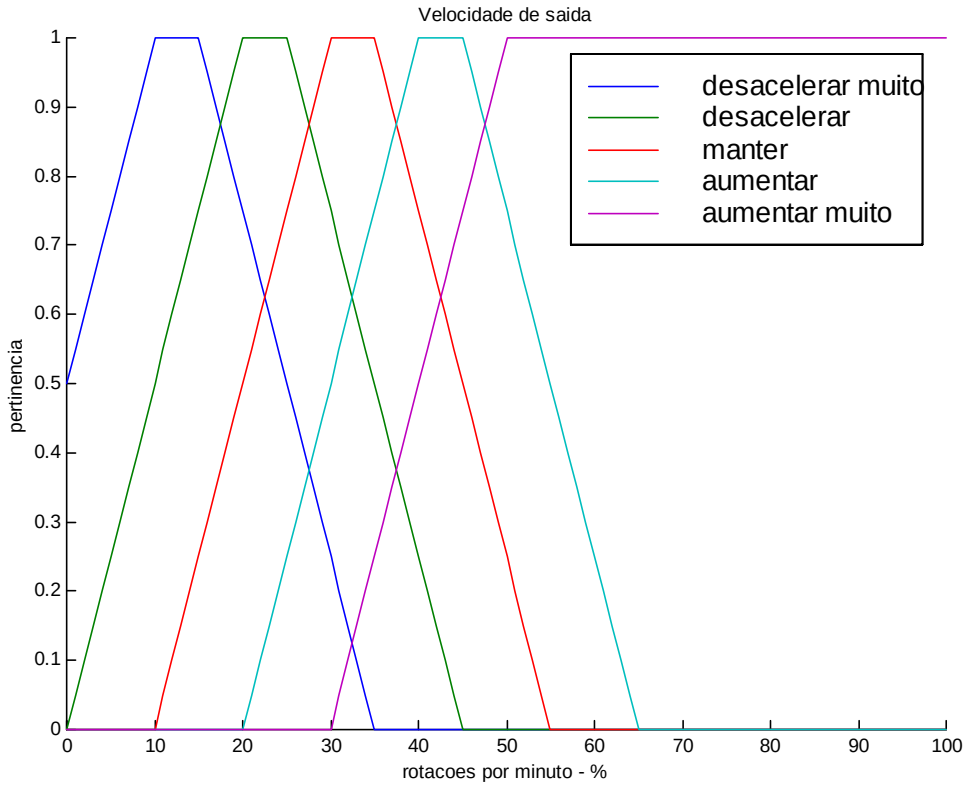


Figura 6-15 – Pertinência da rotação de saída para ensaio IV

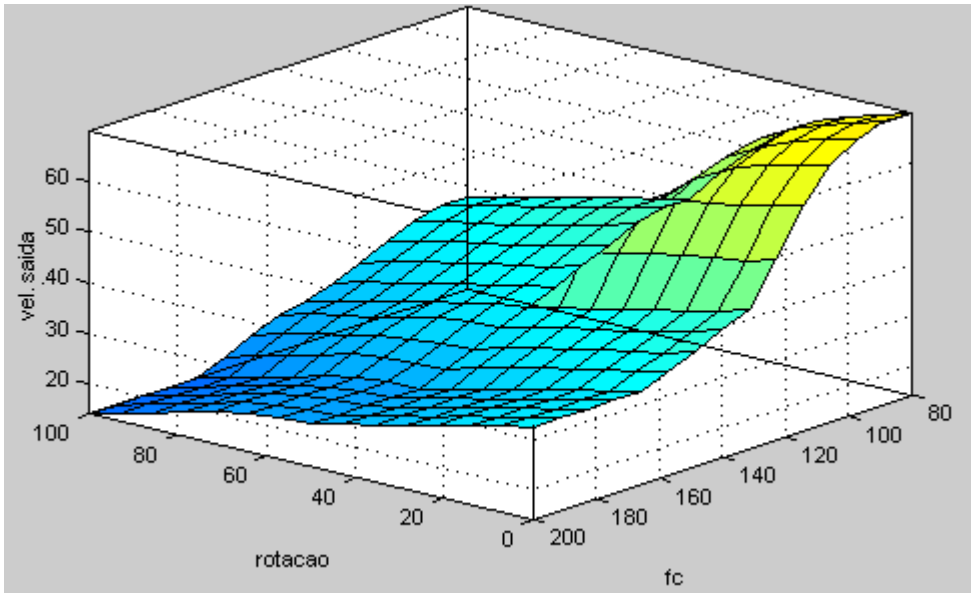


Figura 6-16 – Superfície gerada para perfil do usuário do ensaio IV

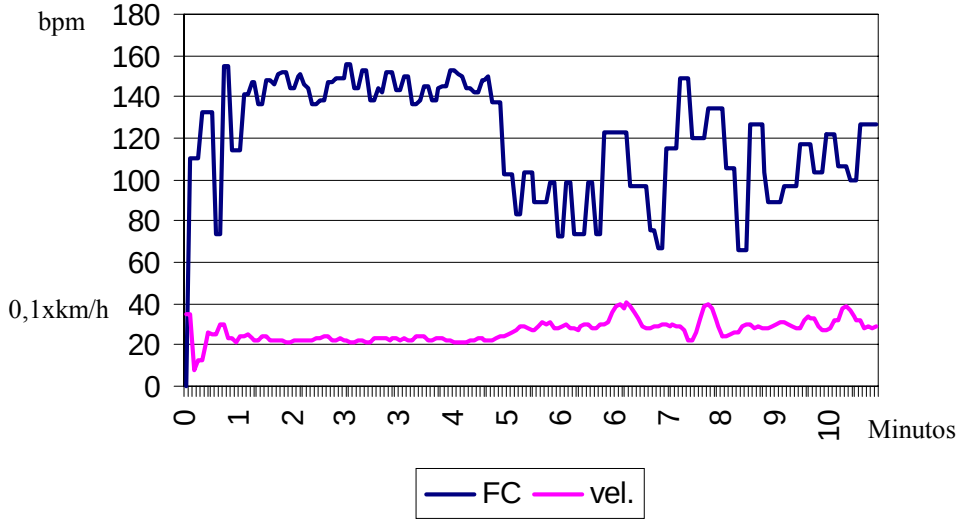


Figura 6-17 – Gráfico dos resultados obtidos a partir do ensaio IV

Tabela 6.9 – Valores de erro no ensaio IV

Ordem	Esteira	Matlab	Erro (%)
1	32	33,6	4,8
2	25	27,3	8,4
3	25	26,7	6,4
4	21	21,8	3,7
5	24	26,3	8,7
6	24	26,4	9,1
7	22	24,1	8,7
8	22	23,9	7,9
9	23	25,2	8,7
10	24	26,4	9,1
11	24	26,2	8,4
12	22	24,4	9,8
13	21	23,1	9,1
14	21	23,1	9,1
15	23	25,2	8,7

Para este ensaio pode ser constatado a partir da análise dos resultados, o controlador manteve a freqüência cardíaca média do ensaio no valor desejado com um erro de aproximadamente 6%, sendo que a freqüência máxima permitida era de 156 bpm e também foi a atingida. Em relação ao desempenho do controlador, a partir da Tabela 6.9, o erro máximo foi de 9.8%, sendo que na maior parte dos ensaios, este erro ficou em 8% e sempre em um valor de velocidade abaixo da rotação simulada.

Os resultados obtidos com o ensaio V estão ilustrados na Tabela 6.10, as funções de pertinência e base de regras estão ilustradas nas Figuras 6.18 a 6.20. A curva resultante do ensaio é mostrada na Figura 6.21 e trás a freqüência cardíaca e a velocidade da esteira em função da duração do experimento. Os valores de erro calculados neste ensaio são apresentados na Tabela 6.11.

Tabela 6.10 – Perfil do usuário para o ensaio V

Nome:	M.P.		
Nascimento:	17/03/1971	Idade:	33 anos
Altura:	169 cm	IMC	28
Peso	84 kg		
Sexo	Masculino		
Nível de atividade	Sedentário		
FC_{min} (60%)	FC (70%)	FCM (85%)	
112 bpm	131 bpm	159 bpm	
FCM no ensaio		151 bpm	
FC média no ensaio		106 bpm	
Velocidade média no ensaio		2,8 km/h	
Velocidade máxima no ensaio		4,4 km/h	

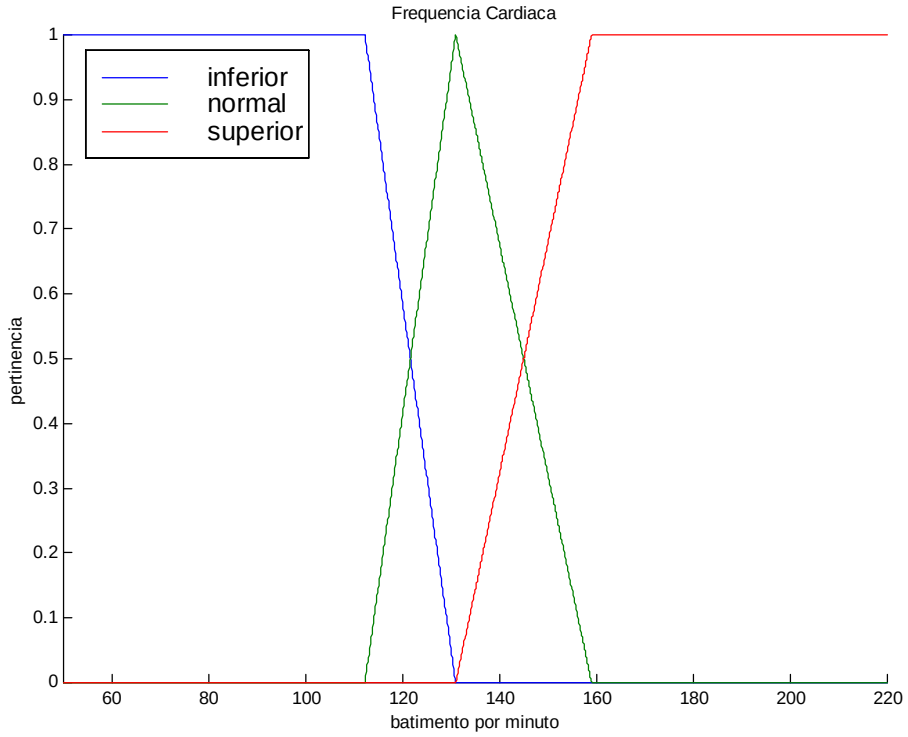


Figura 6-18 – Pertinência da freqüência cardíaca para ensaio V

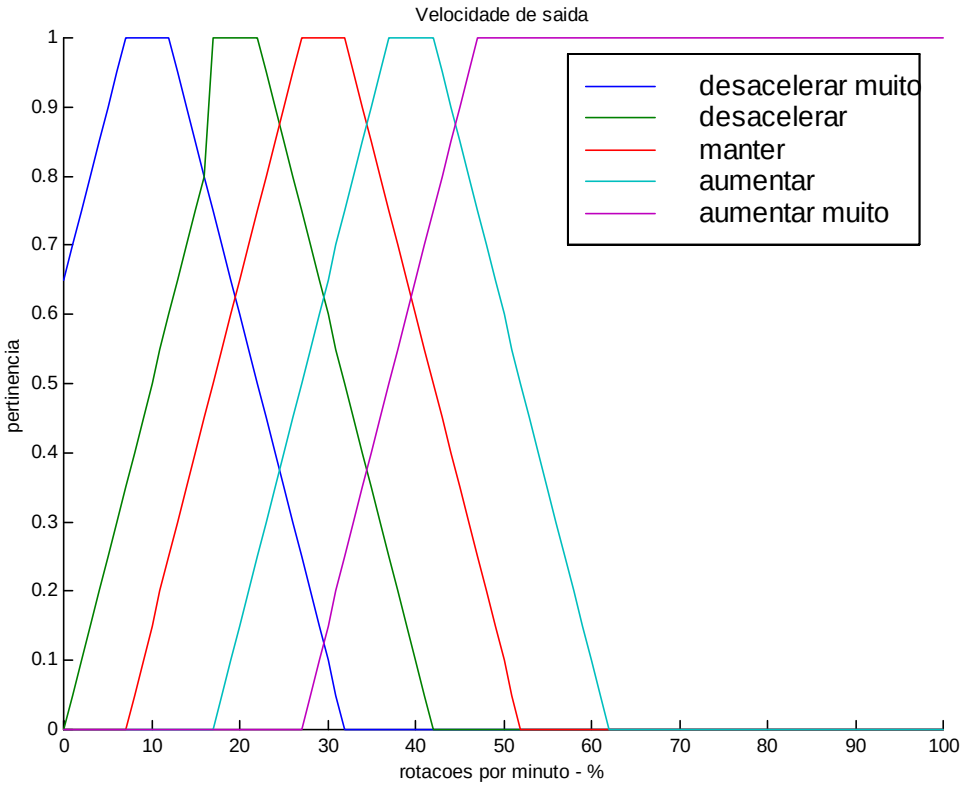


Figura 6-19 – Pertinência da rotação de saída para ensaio V

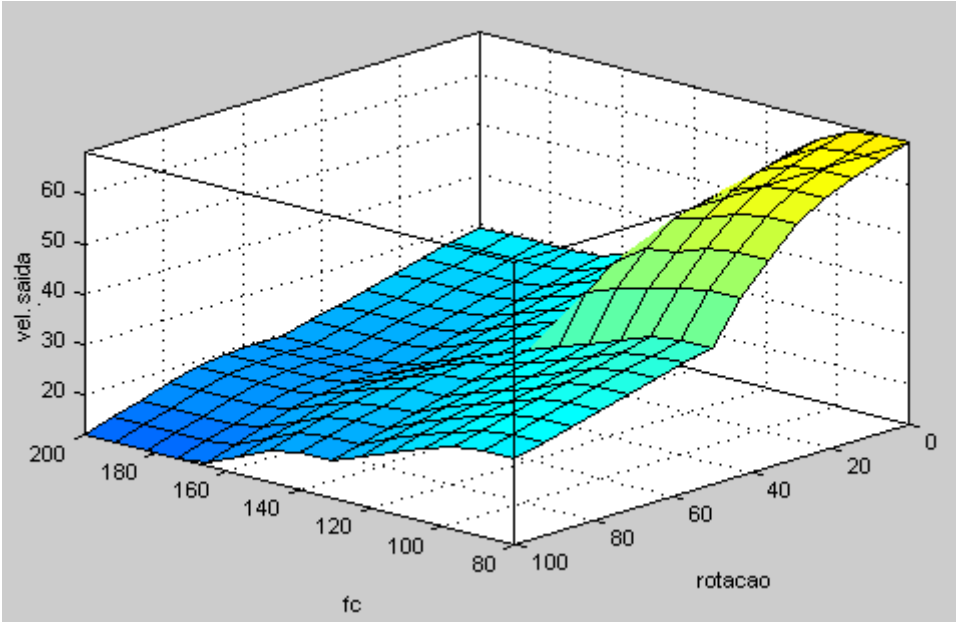


Figura 6-20 – Superfície gerada para perfil do usuário do ensaio V

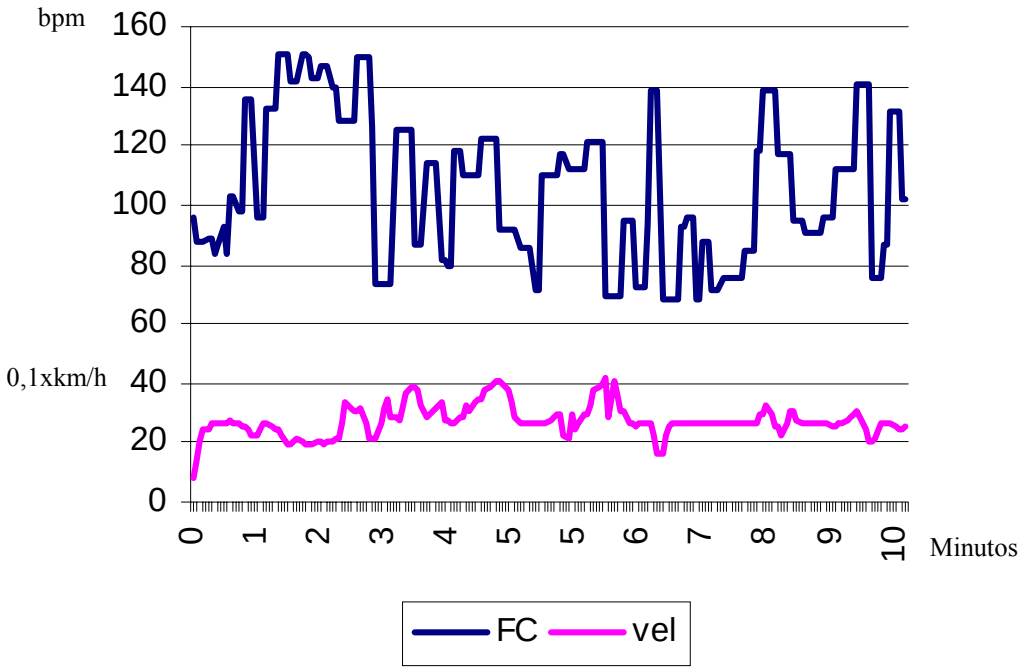


Figura 6-21 – Gráfico dos resultados obtidos a partir do ensaio V

Tabela 6.11 – Valores de erro no ensaio V

Ordem	Prático	Matlab	Erro %
1	24	25	2,8
2	27	28	4,6
3	21	20	-5,0
4	27	29	5,9
5	27	29	5,9
6	27	29	5,9
7	27	29	5,9
8	25	27	6,4
9	26	28	7,1
10	20	22	7,4
11	26	28	7,5
12	36	33	-9,4
13	21	19	-9,4
14	22	24	8,3
15	25	28	9,7

Neste último ensaio foi obtida uma condição inusitada pelo controlador da esteira, pois, a freqüência cardíaca média foi de 106 bpm, enquanto a esperada era de 131 bpm, gerando assim um erro maior do que 19% e ficando ainda abaixo da freqüência cardíaca mínima estipulada em 112 bpm. De qualquer maneira, a integridade física do usuário ficou garantida, já que a freqüência cardíaca máxima permitida era de 159 bpm enquanto no ensaio

foi obtida 151 bpm. Já na avaliação dos dados, fazendo a relação entre o valor simulado e o ensaio, pode se analisar a partir da Tabela 6.11, o erro máximo foi de 9.7%, sendo que na maior parte dos ensaios, este erro ficou em 7% e os valores de velocidade abaixo e acima da rotação simulada.

O último ensaio não pode ser repetido já que o usuário encontrava-se debilitado, para aprimorar os resultados e refazer a análise das razões que levaram o controlador a não obter o valor dentro da média esperado, mas como o objeto deste trabalho atua sobre o coração humano e não foi feito nenhum modelo matemático exato que garanta que o coração vá corresponder ao incremento e decremento de carga exatamente como esperado. Acredita-se que estes resultados possam ser explicados por um especialista da área. Porém, a consonância dos demais ensaios e mesmo, a repetição de alguns ensaios, ainda assim satisfizeram o resultado final que foi almejado desde o início.

Das velocidades apresentadas nos ensaios de todas as Tabelas: 6.2, 6.4, 6.6, 6.8 e 6.10, o menor valor médio obtido dos ensaios foi a do ensaio Tabela 6.6, no ensaio III, encontrando um valor de 2,6 km/h. O que vem a corroborar com o resultado, já que as condições mais propícias para este resultado são as características deste usuário, o maior IMC e idade.

CAPITULO 7

CONCLUSÃO

Neste trabalho, a técnica de controle *fuzzy* foi apresentada e aplicada em um protótipo de esteira ergométrica, fazendo o controle da velocidade do motor em função principalmente da freqüência cardíaca de seu usuário.

O circuito eletrônico de controle fez uso de microcontrolador da família PIC, o que o tornou um circuito simples, de fácil manipulação e de grande confiabilidade, além de simplificar transmissão de dados com o *software* aqui implementado.

O *software* de controle desenvolvido sobre um programador da BORLAND com muitos recursos permitiu elaborar as estratégias de controles com baixo custo em relação a sistemas dedicados a esta finalidade.

Considera-se que o sistema desenvolvida neste trabalho atingiu os seus objetivos de assegurar que a atividade física possa a ser um benefício à saúde, por dois motivos: o primeiro e mais significativo, o sistema não permite ao usuário fazer seus exercícios físicos de forma a extrapolar a freqüência cardíaca máxima recomendada, fazendo do exercício físico uma atividade de risco, e a segunda vantagem deste sistema, é a garantia da eficácia do treinamento, já que faz com que a esteira se mantenha numa velocidade pré-determinada que promove benefícios a saúde do seu usuário.

No protótipo até então desenvolvido, não há uma grande estabilidade da velocidade de saída, ocorrendo a variação num intervalo de tempo muito curto entre uma e outra velocidade, pois este sistema tem como meta comprovar inicialmente o desempenho e atuação do controlador. Mesmo assim a variação de velocidade não é abrupta, mantendo o usuário em uma variação de velocidade confortável para o ensaio. Porém, estes parâmetros podem ser facilmente alterados a fim de disponibilizar o equipamento tanto para uso doméstico quanto para ser adaptado a uma academia de treinamento, onde se faz uso deste tipo de equipamento.

Quanto ao *hardware* desenvolvido, apesar da resposta do sensor de batimento cardíaco, não ter comprometido o experimento, acredita-se que uma melhor filtragem do sinal de freqüência cardíaca melhoria a variabilidade do sinal de controle calculado e, em conseqüência, a variabilidade da velocidade de rotação da esteira. A explicação para esta oscilação do valor da freqüência cardíaca pode ser a qualidade do sensor e / ou localização do

ponto de medição pois durante o exercício na esteira o sensor no dedo sofre uma intensa vibração.

A principal contribuição do trabalho do ponto de vista de sistemas de controle, foi o desenvolvimento e implementação em *hardware* / *software* de um controlador *fuzzy* adaptativo. A estratégia de construção automática das funções de pertinência, onde o centro de cada um dos predicados das variáveis envolvidas se desloca sobre o suporte do conjunto *fuzzy* associado a esta variável, de acordo com o perfil físico do usuário, mostrou-se uma solução simples, eficiente e de baixo custo computacional. Esta estratégia pode ser estendida, para considerar novas características na construção deste controlador de velocidade, ou na construção de novos aplicativos.

7.1 RESULTADOS PRÁTICOS

Os resultados práticos obtidos neste trabalho estão de acordo com os dados obtidos comparando-se com um *software* comercial Matlab, que conforme Tabelas apresentadas para análise apresentam um erro menor do que 10%. Desta forma, o controlador aqui desenvolvido apresenta consistência para operar o sistema.

O controlador efetivamente garante durante a utilização da esteira a condição para que a freqüência cardíaca dentro da faixa de 60 a 85% da freqüência cardíaca máxima como pode ser observado nos valores médios dos ensaios realizados no capítulo 7. Com isto chega-se a conclusão que o sistema atendeu a expectativa para a qual foi desenvolvido.

A garantia que o programa de treinamento desenvolvido para cada usuário atenda à expectativa de perda de peso e manutenção do condicionamento, foge ao escopo deste trabalho, sendo necessário, neste caso, aplicar-se testes exaustivos e por um período de tempo mais longo, com vários usuários para comprovar a eficácia deste item.

7.2 DIFICULDADES E TRABALHOS FUTUROS

Várias dificuldades foram encontradas neste projeto, dentre elas pode se ressaltar a confecção dos circuitos para capturar a freqüência cardíaca a partir da utilização de sensores comerciais: a familiarização com a linguagem dos microcontroladores e também o uso de uma linguagem de programação que integrasse banco de dados, ferramentas para criação de telas e ainda a comunicação com uma interface física de saída.

O sistema certamente pode ser aprimorado, e ainda expandido para outros equipamentos para o desenvolvimento de atividades físicas, aproveitando se do controlador para que se obtenham o mesmo propósito, moldando a quantidade de carga em função do ritmo cardíaco do usuário. Outros aprimoramentos são possíveis, tais como, desenvolvimento de um sistema que leve em conta não só a freqüência cardíaca, mas simultaneamente a pressão arterial exercida pelo sangue, obtendo desta forma um controle mais amplo.

Ampliar a aquisição de dados e possuir não só um sistema de controle para atividades físicas mas ainda um gerenciador de cadastro de usuários, para ser usado numa academia por exemplo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADLASSNIG, K. P. (1986), **Fuzzy set theory in medical diagnosis**, IEEE Transaction on System, Man, and Cybernetics 16(2), March/April, 260-265.

BATES, J. H. T.; YOUNG M. P.. (2003). **Applying Fuzzy Logic to Medical Decision Making in the Intensive Care Unit,** American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine Vol 167. pp. 948-952.

BAUCHSPIESS, A. (2002)**. Mini-Curso: Sistemas Inteligentes - Redes Neurais e Lógica *Fuzzy***, URL: www.ene.unb.br/~adolfo/ISI/ (17/04/2004).

BOJADZIEV, G.; BOJADZIEV, M. (1995). **Fuzzy Sets, Fuzzy Logic, Applications**, Word Scientific, Singapore.

BONIFÁCIO JR., José M. (1998). **C++ Builder 3 Para Principiantes.** Axcell Books.

BURKE, M. J.; BOILSON, A. (1996) **A digital cardiotachometer ASIC.** Electronics, Circuits, and Systems, ICECS. Vol. 2. pp.1080-1083.

CAPODAGLIO, P. (2002). **The use of subjective rating of exertion in Ergonomics.** G Ital Med Lav Erg; 24:1, 84-89

COELHO, L. S., ALMEIDA, O. M. e COELHO, A. A. R. (2003) **Projeto e estudo de caso da implementação de um sistema de controle nebuloso**. SBA Controle & Automação, março, vol.14, n.1, p.20-29.

DIAS, A. de S. (2001). **Borland C++ Builder 5.0 Banco de Dados.** Editora Ciência Moderna Ltda.

DRIANKOV, D.; HELLENDOORN, H. E REINFRANK, M. (1996). **An Introduction to Fuzzy Control**, Springer-Verlag.

FABRO, J. A., (2003). **Uma abordagem neuro-nebulosa para controle preditivo de processos multi-estágios.** Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em Eng. Elétrica e Informática Industrial, CEFET-PR, Curitiba - PR.

FERNANDES FILHO, J. (1999). **A Prática da Avaliação Física**. Rio de Janeiro: Ed. Shape.

GUEDES, D.P. E GUEDES, J. E. R. P.. (1995) **Exercício físico na promoção da saúde**, Ed. Midiograf.

GUYTON, A. C. *Tratado de fisiologia médica.* 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

KIRYU, T.; SASAKI, I; SHIBAI, K. e TANAKA, K. (2001). **Providing appropriate exercise levels for the elderly.** IEEE Engineering in medicine and biology, November/December, Vol. 20, No. 6, 116-124.

KLIR, G.J. E YUAN, B. (1995). **Fuzzy Sets and Fuzzy Logic Theory and Applications**, Prentice-Hall.

LALANDE, A.; LEGRAND, L.; WALKER, P. M.; JAULENT, M. C.; GUY, F.; COTTIN,Y.; BRUNOTTE, F. (1997). **Automatic detection of cardiac contours on MR images using fuzzy logic and dynamic programming**, Proceedings of AMIA Ann. Fall Symp., pp. 474-478.

LINKENS, D. A.; ABBOD, M.. (1998). **Intelligent Control of anaesthesia,** The Institution of electrical engineers – IEE, pp. 2/1-4.

LIU, J. C. S.; SHIFFMAN, R. N.(1997). **Operationalization of clinical practice guidelines using fuzzy logic**, Proceedings of AMIA Ann. Fall Symp., 283-287.

LJUNG, L.(1999). **System Identification - Theory For the User**, 2nd ed, PTR Prentice Hall.

LUNA FILHO, F. M., BAUCHSPIESS, A., GOSMANN, H. L. (2002). **Controle *Fuzzy* para Sistema de Nível de Líquidos** In: CBA2002 - Congresso Brasileiro de Automática, Natal-RN.

MAEDA, M., NAKAYAMA, Y., MURAKAMI, S. (1999). **Navigation control of an intelligent wheelchair using fuzzy logic.** International Journal of Uncertainty, Fuzziness and Knowledge-Based Systems, Vol. 7, No. 4, 327-336.

MALVINO, A. P. (1987). **Eletrônica Volume 2**. 2º. Edição. São Paulo - SP. McGraw-Hill.

MARÇAL, Rui F. M. (2000) **Uma Metodologia para detectar Falhas Incipientes em Máquinas Rotativas baseada em Análise de Vibração e Lógica *Fuzzy*.** Tese de Doutorado UFRGS - Porto Alegre – RS.

MATEUS, C. A. (2002). **C++ Builder 5 Guia Prático.** 2º. edição, Editora Érica Ltda.

McARDLE, W.D.; KATCH, F.I. & KATCH, V.L..(1998). **Fisiologia do Exercício, Energia, Nutrição e Desempenho Humano**, 4a ed. Editora Ganabara Koogan S.A., Rio de Janeiro – RJ.

NASCIMENTO Jr., C. L. & T. YONEYAMA (2000). **Inteligência Artificial em Controle e Automação.** Edgard Blücher Ltda, São Paulo, Brasil.

OGATA, K. (1998). **Engenharia de Controle Moderno,** 3a. edição. Editora Prentice-Hall do Brasil LTDA Rio de Janeiro – RJ.

PASSINO, K. M.; YURKOVICH, S. (1997). **Fuzzy Control**, Adison Wesley Longman.

PEREIRA, F.(2002) **Microcontroladores PIC - Técnicas Avançadas.** Editora Érica Ltda. 1º. edição. São Paulo – SP.

POLLOCK, M. L.; WILMORE, J. H. (1993). **Exercício na saúde e na doença.** Editora Medsi. Belo Horizonte – MG.

REYERO, R.; NICOLÁS, C. F. (1995). **Sistemas De Control Basados Em Lógica Borrosa: Fuzzy Control,** Omron Eletronics S.A.**,** España.

ROSS, T. (1995). **Fuzzy Logic with Engineering Applications**, McGraw-Hill.

SAITO, H. e TOGAWA T.. (1998). **Open-loop control to achieve linear heart rate Increase in the treadmill exercise test.** IEEE – Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 20, No. 5. pp. 2442-2443.

SCOTT, E., R. et al. (1998). **A computer-assisted management program for anitbiotics and other antiinfective agents**, NEJM 338(4), 232-238.

SHAW, I. S.; SIMÕES, M. G. (1999). **Controle e Modelagem Fuzzy,** 1º. edição, Edgard Blücher Ltda, São Paulo, Brasil.

SIEMENS. **Micromaster Vector Midimaster Vector.** (1999). Catálogo de produtos.

SOUZA, D. J. de. (2000). **Desbravando o PIC.** Editora Érica Ltda. 2º. edição. São Paulo – SP.

—— (2003). **Desbravando o PIC Ampliado e Atualizado para PIC16F628.** Editora Érica Ltda. 6º. edição. São Paulo – SP.

SOUZA, D. J. de; LAVINIA, N. C. (2002). **Conectando o PIC Explorando Recursos Avançados.** 1º. edição, editora J.J.Carol.

STEIMANN, F. (2001). **On the use and usefulness of fuzzy sets in medical AI,** Artificial Intelligence in Medicine, vol. 21, 131-137.

THE, M.A.L., (2001). **Raciocínio baseado em casos uma abordagem fuzzy para diagnóstico nutricional.** Tese de Doutorado Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Produção da Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC, Florianópolis – SC.

VÄINÄMÖ, K.; MÄKIKALLIO,T.; TULPPO,M.; RÖNING, J.(1998). **A Neuro-Fuzzy Approach to Aerobic Fitness Classification: a multistructure solution to the context-sensitive feature selection problem.** International Joint Conference on Neural Networks, 1998 (IJCNN'98). pp. 4–9.

VIEIRA, R. S. (1999). **Protótipo de um sistema de monitoramento remoto inteligente**. Dissertação de mestrado UFSC.

VIRANT-KLUN, I.; VIRANT, J. (1999). **Fuzzy Logic Alternative for Analysis in the Biomedical Sciences,** Computers and Biomedical Research 32, pp. 305–321.

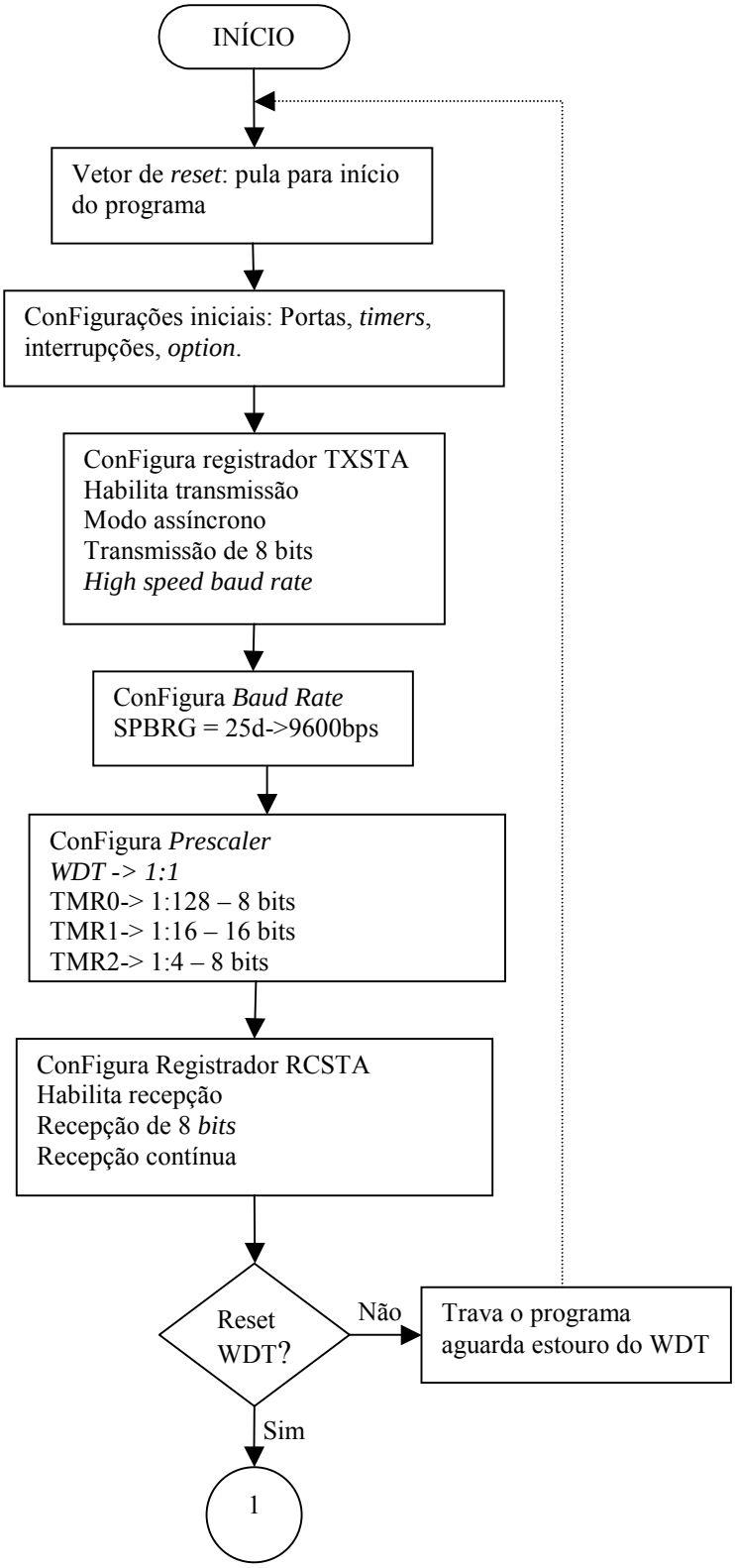
WANG, L-X (1997). **A Course in fuzzy systems and control.** Prentice-Hall, New Jersey, EUA.

WARREN, J.; BELIAKOV G.; ZWAAG, B. V. D. (2000). **Fuzzy logic in clinical practice decision support systems,** IEEE. pp. 04 – 07.

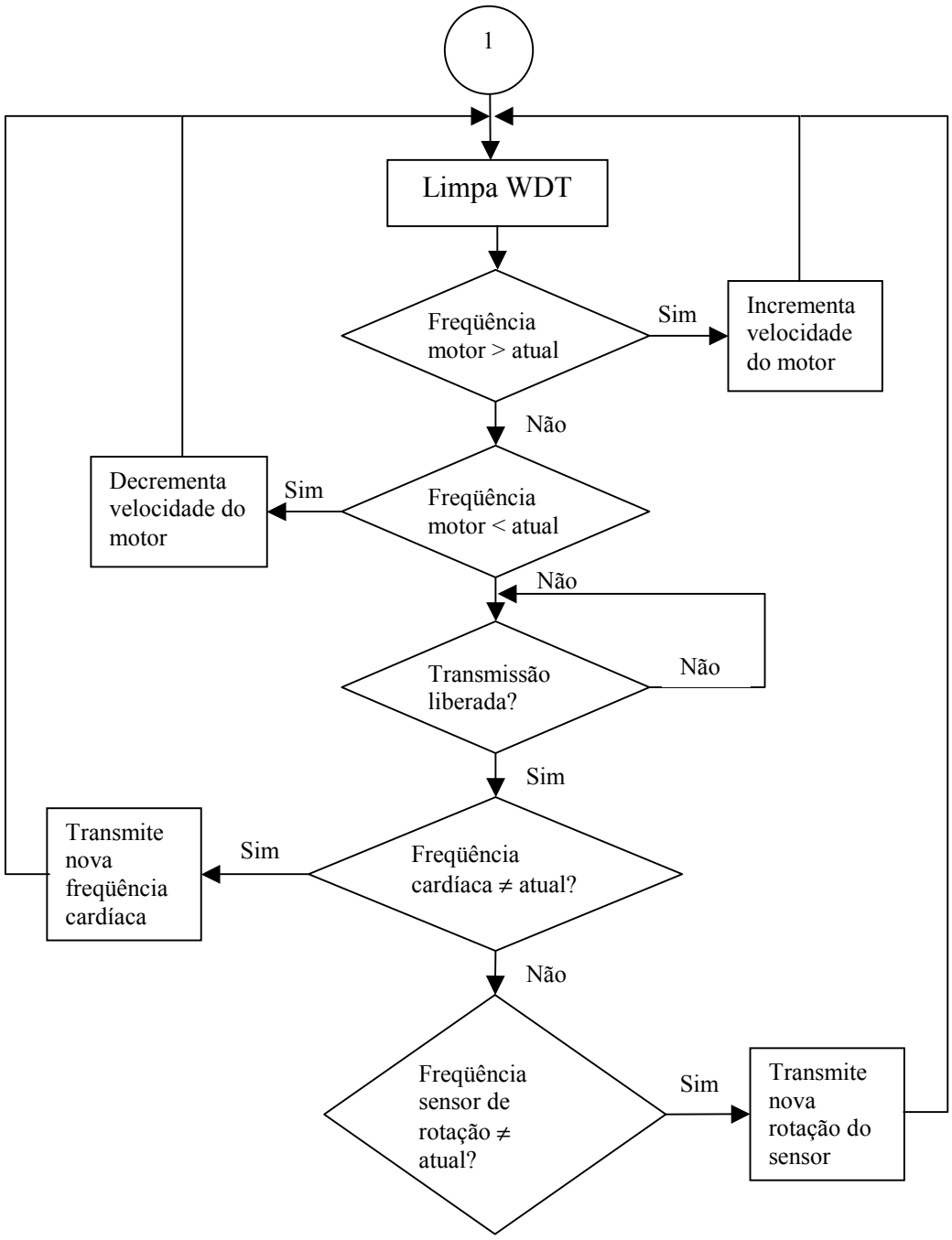
ZADEH, L.. A. (1965). **Fuzzy Sets. Information and Control**, pp. 338- 354.

ZAHLMANN, G.; SCHERF, M.; WEGNER, A. (1997). **A neurofuzzy classifier for a knowledge-based glaucoma monitor,** Proc. AIME'97, (E. Keravnou et al., eds.), Lecture Notes in Artificial Intelligence 1211, Springer-Verlag: Berlin, pp. 273-284.

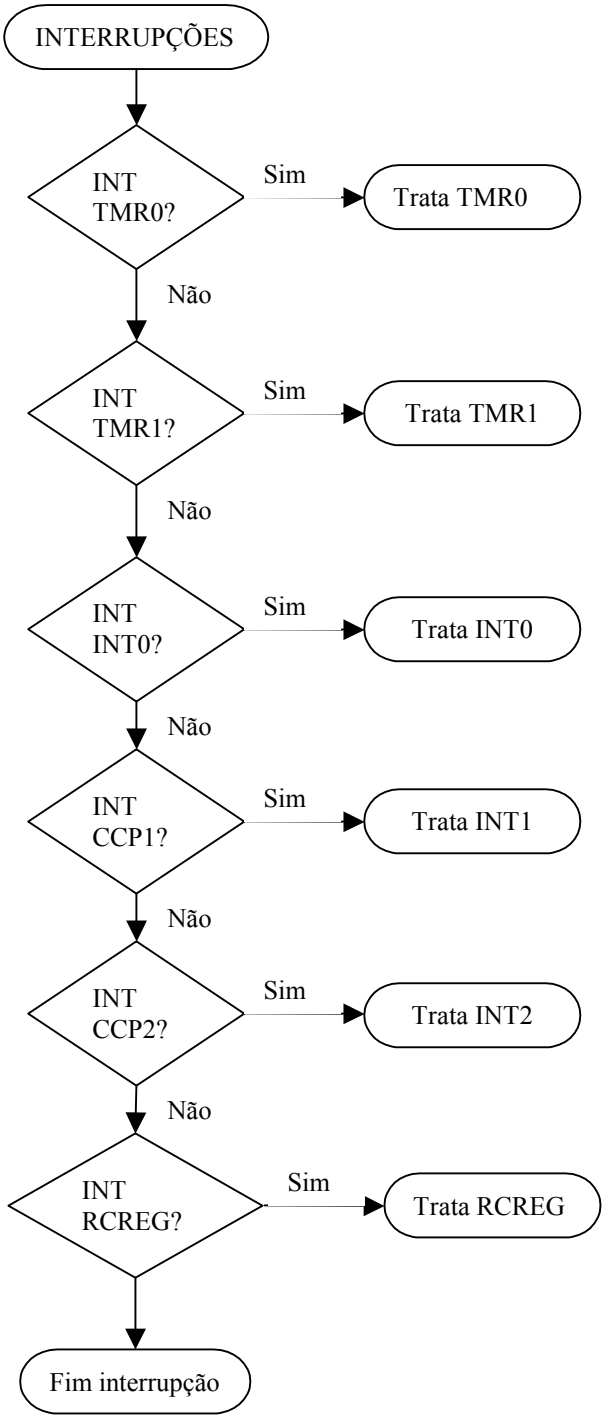
9.1 FLUXOGRAMA ROTINA DO PIC



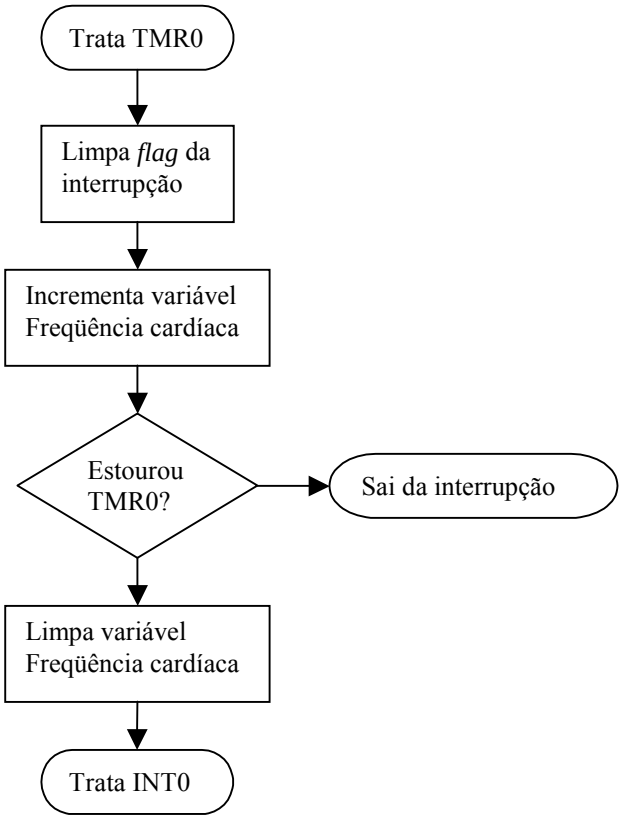
ROTINA PRINCIPAL

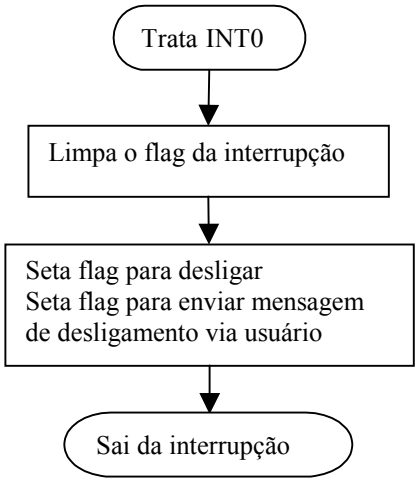


ROTINAS DE INTERRUPÇÕES

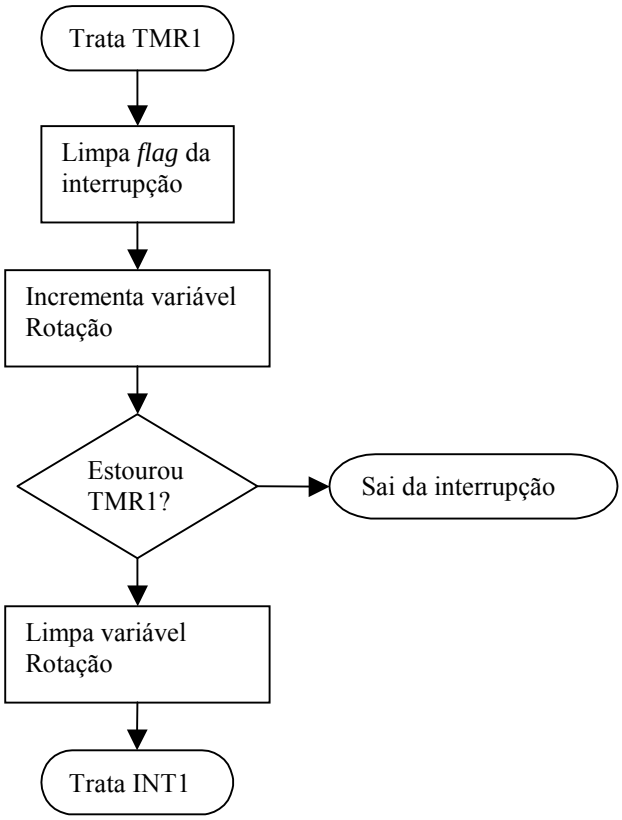


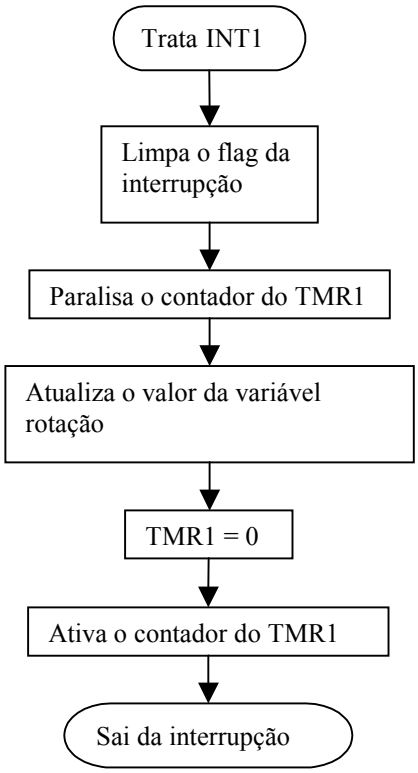
ROTINAS TIMER0 E INT0



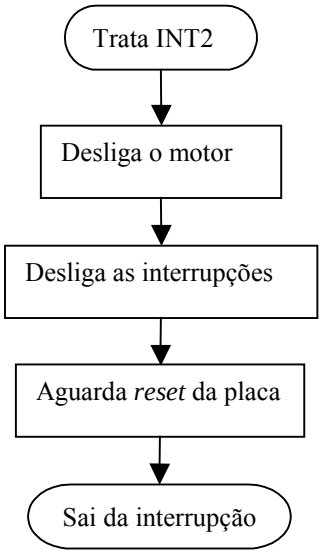


ROTINA TIMER1 E INT1

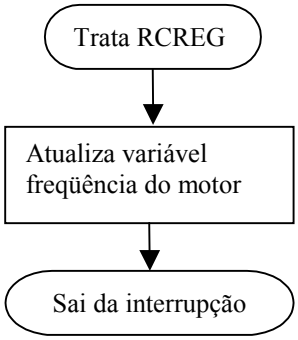




ROTINA INT2



TRATA DE RCREG



APÊNDICE B

10.1 CONFIGURAÇÃO DO INVERSOR

Descrição do Inversor SIEMENS: Micromaster Vector

CONEXÕES DE COMANDO

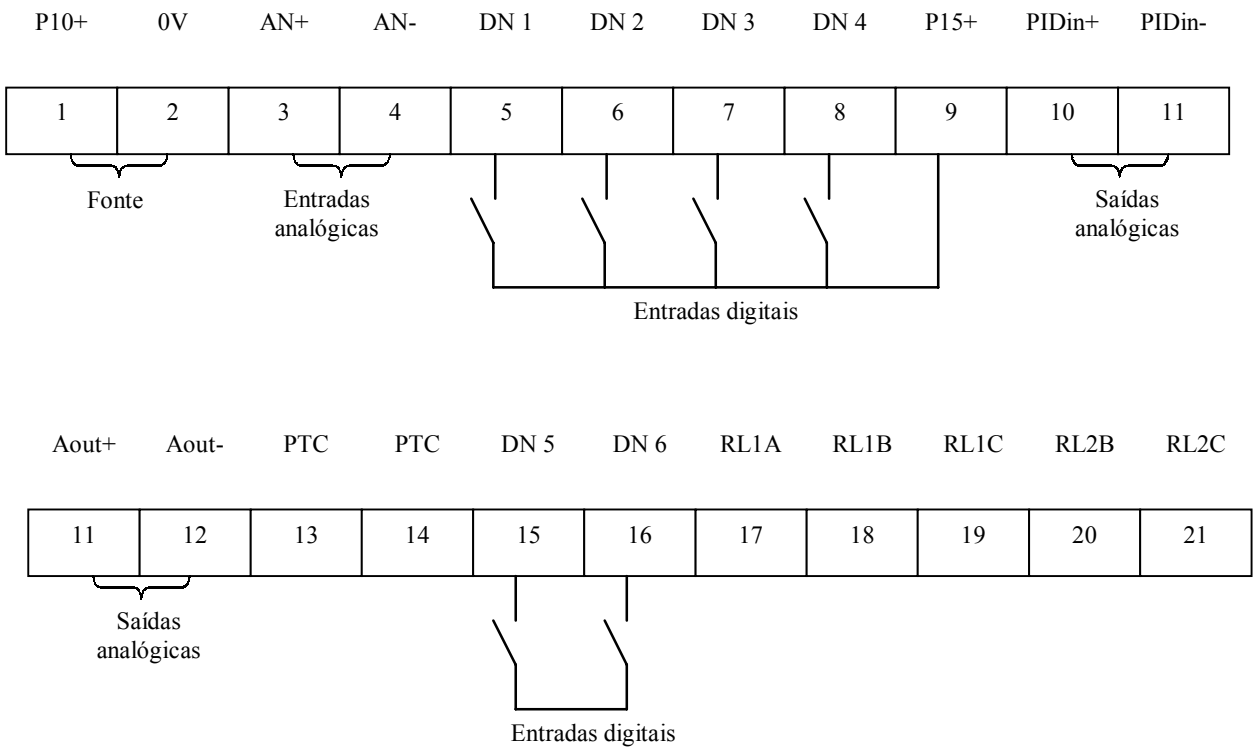


Figura 10-1 – Esquema de ligação do inversor de freqüência

PRINCIPAIS PARAMETROS DO SISTEMA

P005 – Referência de freqüência digital [0 – 650] [5]

Determina a velocidade de rotação do motor no caso de comando digital. Atua somente se P006 = 0 ou 3.

P006 – Tipo de referência de freqüência [0 – 3] [0]

Determina o comando para ajuste da freqüência do inversor.

0 – Potenciômetro motorizado digital. O inversor opera com a freqüência ajusta em P005 e pode ser controlado pelas teclas Δ e ∇ (potenciômetro motorizado). Outro modo, se P007 = 0, a freqüência pode ser incrementado ou decrementada ativando-se duas das entradas digitais (P051 a P055 ou P356) em 11 e 12.

P007 – Teclas de comando [0-1] 0

0 – Bloqueia as teclas partir, jog, e reversão. Comando é feito pelas entradas digitais.

P009 – Proteção de parâmetros [0 – 3]

P011 – Memorização da referência de freqüência [0-1]

0 – desabilitada;

1 - habilitada.

P012 – Freqüência mínima motor [0 – 500] [0]

P013 – Freqüência máxima motor [0.01 – 650] [50]

P051 – borne5 – DIN5 – Seleção da função de comando [0 -24]

P052 – borne6 – DIN6 – Seleção da função de comando [0 -24]

P053 – borne7 – DIN7 – Seleção da função de comando [0 -24]

1 – Partida no sentido horário;

2 – Partida no sentido anti-horário;

11 – Aumenta freqüência;

12 – Diminui freqüência.

RESUMO:

O trabalho apresenta o desenvolvimento de um sistema inteligente, baseado em lógica *fuzzy*, o qual controla a velocidade de uma esteira ergométrica com a finalidade de minimizar os riscos da atividade cardíaca do usuário, permitindo ainda maximizar os benefícios que a atividade física pode proporcionar ao usuário deste equipamento.

O controlador inteligente desenvolvido foi baseado na técnica de controle *fuzzy*, possuindo por isso um *software* simplificado. Além disto o *hardware* desenvolvido foi baseado em circuitos eletrônicos simples e de baixo custo, o que permite sua instalação nos mais diversos tipos de esteiras existentes no mercado.

A contribuição técnico cientifica do equipamento desenvolvido é um controlador adaptativo que é gerado de acordo com o perfil do usuário, isto é, para um conjunto de características tais como: idade, condicionamento físico, índice de massa corporal e zona de treinamento desejada. O sistema constrói automaticamente um controlador *fuzzy* capaz de manter a atividade cardíaca do usuário dentro da faixa de segurança indicada pelos médicos e / ou fisioterapeutas, de acordo com as características fornecidas.

O equipamento desenvolvido, *hardware* e *software*, são descritos detalhadamente e os resultados dos testes realizados com diversos usuários são comparados a valores simulados por um *software* dedicado a controle industrial, apresentando uma discrepância inferior a 10%.

O sistema também apresentou resultados de maneira a garantir a integridade física de quem fez uso do equipamento, não tendo, em momento algum, ultrapassado o valor de freqüência cardíaca máxima permitida para o usuário. E ainda, manteve a freqüência cardíaca numa faixa entre 60 a 85% da freqüência cardíaca máxima, constatando a eficiência do controlador.

PALAVRAS-CHAVE

Lógica *Fuzzy*; Esteira Elétrica, Freqüência Cardíaca, Controle de velocidade.

ÁREA/SUB-ÁREA DE CONHECIMENTO

1.03.03.00-6 - Metodologia e Técnicas da Computação
3.04.05.02-5 - Automação Eletrônica de Processos Elétricos e Industriais
3.13.01.01-0 - Processamento de Sinais Biológicos

2005

N°: 361