

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA
TESE DEFENDIDA POR DAGOBERTO GREGÓRIO

..... E APROVADA
PELA COMISSÃO JULGADORA EM 31.108.2006

Helder Aníbal Hermínio
ORIENTADOR

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

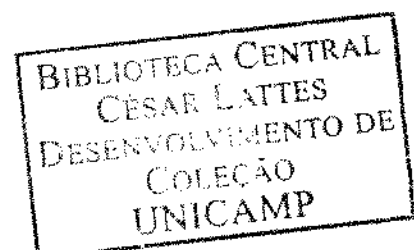
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Uma Contribuição da Automação no Desenvolvimento de Solução Hospitalar para Pacientes Obesos e Inértes

Autor: Dagoberto Gregorio

Orientador: Helder Aníbal Hermínio

79/2006



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO

**Uma Contribuição da Automação no
Desenvolvimento de Solução
Hospitalar para Pacientes Obesos e Inérges**

Autor: Dagoberto Gregorio
Orientador: Helder Anibal Hermi

Curso: Engenharia Mecânica
Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Dissertação de mestrado acadêmico apresentado à comissão de Pós-Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Campinas, 2006

S.P. - Brasil

UNIDADE BC
Nº CHAMADA UNICAMP
G861c
V EX
TOMBO BC/ 71412
PROC. 16-145-02
C D
PREÇO 11,00
DATA 13-02-07
BIB-ID 400 544

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

G861c Gregorio, Dagoberto
Uma contribuição da automação no desenvolvimento
de solução hospitalar para pacientes obesos e inertes
Dagoberto Gregorio. --Campinas, SP: [s.n.], 2006.

Orientador: Helder Anibal Hermini
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Reabilitação. 2. Instrumentos e aparelhos médicos.
3. Escara. 4. Robótica. 5. Automação. I. Hermini,
Helder Anibal. II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

Titulo em Inglês: A contribution of the automation in solution hospitalares's
development for patient obese and inert

Palavras-chave em Inglês: Rehabilitation, Physiotherapeutic equipments, Ulcers,
Mechatronics, Automation

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: Marco Lúcio Bittencourt e Luiz Carlos Sandoval Góes

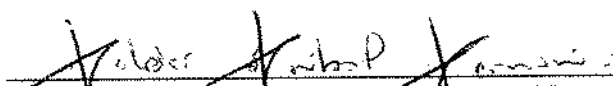
Data da defesa: 31/08/2006

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE PROJETO MECÂNICO

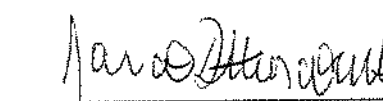
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

**Uma Contribuição da Automação no
Desenvolvimento de Solução
Hospitalar para Pacientes Obesos e Inértes**

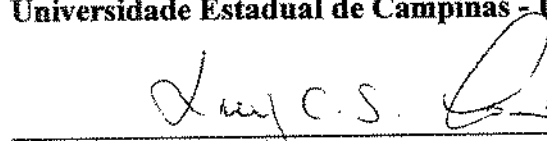
Autor: Dagoberto Gregorio
Orientador: Helder Anibal Hermini



Prof. Dr. Helder Anibal Hermini, Presidente
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP

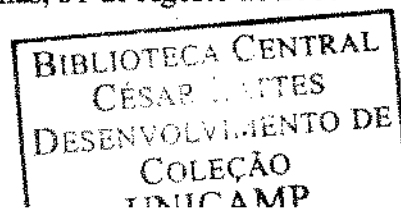


Prof. Dr. Marco Lúcio Bittencourt
Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP



Prof. Dr. Luiz Carlos Sandoval Góes
Instituto Tecnológico de Aeronáutica - ITA

Campinas, 31 de Agosto de 2006



Dedicatória:

Dedico este trabalho à minha querida esposa Elena qual me complementa e meus adoráveis filhos Érico e Pietro frutos da felicidade de existir.

Agradecimentos

Este trabalho não teria sido concluído sem a ajuda de diversas pessoas às quais presto minha homenagem:

Aos meus pais pelo incentivo na minha formação profissional.

À minha esposa pelo incentivo em todos os momentos da minha vida.

Ao meu orientador, que me mostrou os caminhos a serem seguidos.

Aos meus superiores e colegas de trabalho do SENAI Armando de Arruda Pereira, que cooperaram no desenvolvimento deste trabalho.

A preocupação nunca venceu o destino
faça deste seu sucesso

Resumo

GREGORIO, Dagoberto. Uma Contribuição da Automação no Desenvolvimento de Solução Hospitalares para Pacientes Obesos e Inértes. Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2006. 120p. Dissertação (Mestrado)

Este trabalho apresenta a utilização das tecnologias da automação no processo, de desenvolvimento, para uma solução na prevenção de úlceras de pressão em pessoas; inértes, obesas, mantendo sua integridade física durante o período de reabilitação hospitalar. Dentre as tecnologias da automação foram utilizados os sistemas integrados de CAD / CAE para: o modelamento ergonômico, o modelamento tridimensional, a montagem tridimensional virtual, as simulações de funcionabilidade com ferramentas digitais para a análise cinemática dos sistemas mecânicos e a análise estrutural dos componentes, criando-se assim o protótipo virtual do estudo; também foi desenvolvido e testado um sistema supervisor para a programação e controle da movimentação do equipamento com comunicação, via rede informatizada, ao controlador lógico programável de um protótipo funcional sensorizado, promovendo os movimentos de prevenção e garantindo a condição de segurança ao paciente durante o processo de reabilitação hospitalar. Os resultados obtidos podem ser aplicados, em estudos futuros, na utilização da automação de equipamentos hospitalares mecatrônicos para a reabilitação humana.

Palavras-chave

Reabilitação, equipamentos fisioterápicos, escaras, mecatrônica, automação.

Abstract

GREGORIO, Dagoberto. A Contribution of the Automation in Solution Hospitalares's Development for Patient Obese and Inert. Campinas, University of Mechanical Engineering, State University of Campinas, 2006. 120p. Dissertation (Master's degree)

This work presents the use of the technologies of the automation in the process, of development, for a solution in the prevention of pressure ulcers in people; inert, obese, maintaining his/her physical integrity during the period of hospital rehabilitation. Among the technologies of the automation the integrated systems of CAD were used / CAE for: the modeling ergonomic, the three-dimensional modeling, the virtual three-dimensional assembly, the operation simulations with digital tools for the cinematic analysis of the mechanical systems and the structural analysis of the components, growing up like this the virtual prototype of the study; it was also developed and tested a system supervising for the programming and control of the movement of the equipment with communication, through computerized net, to the programmable logical controller of a prototype functional sensing, promoting the prevention movements and guaranteeing safety's condition to the patient during the process of hospital rehabilitation. The obtained results can be applied, in future studies, in the use of the automation of hospital mecatronics equipment for the human rehabilitation.

Word-key

Rehabilitation, physiotherapeutic equipments, ulcers, mecatronics, automation.

Índice

Lista de Figuras.	xi
Lista de Gráficos.	xv
Nomenclatura	xvi
1 - Introdução.	1
Objetivo.	4
Metodologia.	4
2 - Levantamento Bibliográfico.	6
Trabalho, Organização e Ergonomia.	6
Obesidade.	9
3 - Desenvolvimento Teórico .	12
3.1 - Cenário da Obesidade.	12
3.2 – Úlceras de Pressão.	16
3.3 – Ferramentas de CAD / CAM / CAE.	19
3.3.1 – Modelamento Sólido .	20
3.3.2 – Montagem.	21
3.3.3 – Análise Virtual.	22

4 - Desenvolvimento Prático.	32
4.1 – Protótipo Virtual do Paciente Obeso.	33
4.2 – Proposta Inicial do Sistema Mecatrônico Inicial.	35
4.3 – Estudos dos Movimentos em um Protótipo da Estrutura.	37
4.4 – O Sistema Mecatrônico Baseado em Mecanismos de Barras.	39
4.5 – Indicação das Possibilidades de Análise CAD / CAE.	44
4.6 – Programação e Controle em um Sistema Supervisório.	57
5 - Implementação Experimental.	61
5.1 – Simulando o Supervisório.	61
5.2 – Simulando a Lógica de um Protótipo Funcional.	65
6 – Conclusão Final e Trabalhos Futuros.	78
7 - Referências Bibliográficas.	84
8 – Anexos.	90

Lista de Figuras

3.1 – Pressão exercida na região de uma proeminência óssea.	17
3.2 – Diagrama dos capilares sem excesso de pressão e com excesso de pressão.	17
3.3 – Localização dos pontos sujeitos à úlcera de pressão.	18
3.4 – Estágios de desenvolvimento da úlcera de pressão.	19
3.5 – Ciclo CAD / CAM / CAE.	19
3.6 – Esquema de formas de solução.	23
3.7 – Representação esquemática de M.E.F.	25
4.1 – Definição do manequim no software CATIA V5.	33
4.2 – Definição da posição sentado.	34
4.3 – Definição da posição sentado alto.	34
4.4 – Definição da posição deitado.	35
4.5 – Modelo tridimensional do pré-protótipo.	36
4.6 – Pré-protótipo na posição deitada.	37
4.7 - Pré-protótipo na posição sentado.	38
4.8 – Pré-protótipo na posição semi-elevado.	38
4.9 – Pré-protótipo na posição deitado com inclinação lateral.	39
4.10 – Modelo tridimensional modificado.	40
4.11 - Detalhes dos mecanismos de barras.	40
4.12 – Subconjunto do sistema mecânico da cama.	41
4.13 – Detalhe do acionamento do apoio das pernas.	41
4.14 – Detalhe do acionamento do apoio do tronco.	42

4.15 – Subconjunto de movimentação.	42
4.16 – Subconjunto de elevação.	43
4.17 – Subconjunto de inclinação lateral.	43
4.18 – Modelo tridimensional do subconjunto de acionamento de elevação.	44
4.19 – Análise cinemática em esboço, posição inicial.	45
4.20 – Análise cinemática em esboço, posição intermediária.	45
4.21 – Análise cinemática em esboço, posição elevada totalmente.	46
4.22 – Modelo tridimensional do sistema de inclinação lateral.	47
4.23 – Detalhe do subconjunto de inclinação lateral.	47
4.24 – Estudo cinemático do esboço do sistema de inclinação lateral na posição horizontal.	47
4.25 - Estudo cinemático do esboço do sistema de inclinação lateral, inclinação à esquerda	48
4.26 - Estudo cinemático do esboço do sistema de inclinação lateral, inclinação à direita.	48
4.27 – Análise cinemática do subconjunto tridimensional de elevação das pernas e costas.	49
4.28 - Análise cinemática do subconjunto tridimensional, posição horizontal.	50
4.29 - Análise cinemática do subconjunto tridimensional, posição intermediária.	50
4.30 – Análise cinemática do subconjunto tridimensional, posição elevada.	50
4.31 – Análise estática na condição inicial de solicitação.	51
4.32 – Análise estática na condição final de solicitação.	52
4.33 – Visualização do resultado da análise estática.	52
4.34 – Análise estática de um conjunto.	53
4.35 – Forma esquemática para o cálculo do motor.	54
4.36 – Esquema dimensional do motor utilizado.	54
4.37 – Frequências de vibração do componente.	55
4.38 – Componente vibrando a 154,428 Hz..	56
4.39 – Componente vibrando a 269,434 Hz.	56
4.40– Componente vibrando a 320,288 Hz.	56
4.41 – Proposta inicial da tela do supervisor.	57
4.42 – Movimento do apoio dos pés na tela do supervisor.	58
4.43– Movimento da cabeça na tela do supervisor.	58
4.44– Movimento do acento na tela do supervisor.	59

4.45 – Tela do supervisor final de controle e programação.	60
5.1 – Tela do supervisor de controle e programação.	61
5.2 – Tela de programação e controle da cabeceira.	62
5.3 – Tela de programação e controle do apoio dos pés.	62
5.4 – Tela de programação e controle do acento.	62
5.5 – Tela de visualização do movimento da cabeceira.	63
5.6 – Tela de visualização do movimento dos pés.	63
5.7 – Tela de visualização da inclinação do acento.	63
5.8 – Caixa de led's para simulação do supervisor.	64
5.9 – Simulando o sistema supervisor.	64
5.10 – Montagem do sistema mecânico do Protótipo Funcional.	65
5.11 – Esquema do sistema controlado pelo CLP e acionado pela botoeira.	65
5.12 – Montagem do módulo de motorização.	66
5.13 – Montagem do módulo de controle.	66
5.14 – Esquema elétrico da montagem do módulo de controle.	67
5.15 - Fluxograma da lógica implementada no controle da motorização de avanço e retorno da cabeceira do equipamento.	69
5.16 - Fluxograma da lógica implementada no controle da motorização de avanço e retorno das pernas no equipamento.	70
5.17 - Fluxograma da lógica implementada no controle da motorização da inclinação lateral do equipamento.	71
5.18 - Visualização da tela do funcionamento da lógica.	72
5.19 – Simulação da movimentação dos pés, posição inicial.	72
5.20 – Simulação da movimentação dos pés, posição intermediária.	73
5.21 – Simulação da movimentação dos pés, posição final.	73
5.22 – Simulação da movimentação da cabeceira, posição inicial.	74
5.23 – Simulação da movimentação da cabeceira, posição intermediária.	74
5.24 – Simulação da movimentação da cabeceira, posição final.	75
5.25 – Simulação da movimentação de inclinação lateral, posição inicial.	75
5.26 – Simulação da movimentação de inclinação lateral, posição intermediária.	76

5.27 – Simulação da movimentação de inclinação lateral, posição final.	76
5.28 – Esquema do sistema programado pelo supervisor.	77
5.29 – Esquema do sistema programado no supervisor com hardware dedicado.	77
6.1 - Mecanismo para transferência de pacientes entre macas.	82
6.2 - Sistema automático de transferência de paciente entre macas – posição inicial.	82
6.3 - Sistema automático de transferência de paciente entre macas – posição intermediária.	82
6.4 - Sistema automático de transferência de paciente entre macas – posição final.	83

Lista de Gráficos

Gráfico 3.1 – Percentual de obesidade entre adultos.	13
Gráfico 3.2 – Situação da desnutrição e obesidade entre adultos e regiões SE e NE.	13
Gráfico 3.3 – Distribuição da obesidade e desnutrição na população.	14
Gráfico 3.4 – Distribuição da obesidade segundo a renda.	15
Gráfico 4.1 – Característica do motor selecionado.	54

Nomenclatura

L.E.R. – Lesão por esforço repetitivo.

M.E.F – Método dos Elementos Finitos.

CAD – Desenho auxiliado por computador (Computer aided design).

CAE – Engenharia auxiliada por computador (Computer aided engeneering).

CAM – Manufatura auxiliada por computador (Computer aided manufacturing).

CLP – Controlador lógico programável.

Capítulo 1

Introdução

O ser humano desde tempos remotos tem desenvolvido artifícios para melhorar a qualidade de vida de pessoas deficientes, seja por causa natural ou acidental e de pessoas enfermas, as quais necessitam de cuidados especiais para uma sobrevivência digna. Com o passar do tempo, técnicas e tecnologias foram desenvolvidas com este propósito, sendo este campo de atuação muito amplo, abrangendo equipamentos que substituem membros ou órgãos humanos e equipamentos que auxiliam nos processos de tratamento fisioterapêutico.

O tema escolhido está relacionado com o crescente número de pessoas obesas, fruto do tipo de vida que os modernos recursos propiciam, levando ao sedentarismo e à forma incorreta de alimentação, atingindo números alarmantes de casos, com uma maior probabilidade de ocorrência de enfartes e desenvolvimento de diabetes, entre outras doenças; estas pessoas, quando impossibilitadas de movimentar-se, estão mais propícias a serem acometidas de úlceras de pressão. O desenvolvimento de uma proposta pode reduzir esta probabilidade com a movimentação periódica e automatizada, modificando os pontos de pressão sobre a epiderme e auxiliando nos processos fisioterapêuticos do paciente inerte ou que permanece longo tempo em determinada posição.

No desenvolvimento do tema, foram analisadas informações sobre acidentes ocorridos na movimentação de pessoas com equipamentos hospitalares e a necessidade fisioterapêutica de movimenta-los em posições de conforto e funcionabilidade. Quando tais equipamentos não são automatizados, a ação do ser humano é demasiadamente exigida, muitas vezes, de forma repetitiva e com desprendimento de esforços consideráveis, propiciando o desenvolvimento de

L.E.R. (lesão por esforço repetitivo). Outros fatores também foram considerados, ou seja, as condições de higiene e os cuidados com os pacientes para evitar a infecção hospitalar.

As possibilidades e as condições de cura das pessoas que necessitam de equipamentos especiais estão relacionadas com a sua qualidade de vida, pois, ao interagir com o equipamento e controlar a sua situação de conforto, o paciente melhora a sua auto-estima e seu nível de independência. Deve-se atentar, ainda, para que as pessoas que auxiliam no tratamento tenham facilidades para desenvolver suas funções.

Nesta interação, existe a possibilidade de uma programação à longa distância, a qual por meio de um sistema de rede interna ou externa, (intranet) e supervisionado eletronicamente, fornecendo ao paciente em coma ou impossibilitados de movimentação, uma mudança periódica em posições propiciem seu bem estar e minimizem as possibilidades de aparecimento das escaras de decúbito.

O trabalho está enfoca o desenvolvimento de uma automatização, para a utilização de obesos, sendo contemplada a redução das dificuldades encontradas pelo próprio usuário, com o propósito de melhorar sensivelmente as condições da qualidade de vida e, conseqüentemente aumentando os índices da evolução de cura.

Este projeto de automatização tem as seguintes condições, a serem atendidas, para o acionamento por moto-redutores, independentes, para cada grau de liberdade, limitados pelos sensores de posição e de segurança, programados em um painel digital baseado em uma seqüência de movimento, inserido pelo enfermeiro.

O equipamento possibilita as seguintes combinações de movimentos:

- posição sentado com inclinações de conforto de (0° a 80°);
- posição sentado para posição deitado (a 0°) e vice-versa;
- posição deitado(a 0°) com o corpo Inclinado (até 80°) em pé;
- posição deitado na horizontal com inclinação lateral máxima de 8° para a esquerda ou direita.

Estas variações de posição podem ser utilizadas para as necessidades abaixo:

Posição de conforto:

o paciente tem a possibilidade de controlar a posição desejada, no equipamento, de forma a melhorar a postura, conseqüentemente, o desconforto de estar estático em uma determinada posição será reduzido.

Inclinações fisioterápticas:

a possibilidade do equipamento mudar a posição do paciente pode também ser utilizada como um auxílio no processo de fisioterapia, pois o paciente pode ser colocado em posições que favoreçam a circulação sanguínea, nas extremidades dos membros e nas regiões do corpo onde ocorrem maior pressão da estrutura óssea com a derme, reduzindo a probabilidade de aparecimento de lesões.

Inclinações para reduzirem os esforços na movimentação do paciente:

as mudanças de inclinação, no corpo do paciente, provocam a mudança do centro de gravidade, facilitando a movimentação do mesmo para que sejam executadas a limpeza e a aplicação de medicação em locais de acesso menos acessíveis, reduzindo os esforços, possibilidades de incidentes e a redução da possibilidade de uma infecção hospitalar.

Acesso ao equipamento:

devido ao grau de mobilidade do equipamento, o acesso do paciente será facilitado de forma que o usuário utilize o método de menor esforço, podendo ser utilizadas as seguintes possibilidades:

- posição vertical do corpo que vai para a posição horizontal sem que seja dobrado nas juntas;
- posição horizontal: o paciente passa para a posição sentado de forma a facilitar a saída do equipamento, dentre outras combinações possíveis.

Controle Remoto e Local:

Controle total do equipamento por meio de um supervisor que, através da saída paralela e por meio da rede intranet, aciona as diversas posições e a questão temporal destas posições do equipamento. Controle local do equipamento por meio de um painel onde o paciente, ou o atendente, poderá controlar o equipamento.

Objetivo

Através da tecnologia da Automação, utilizada neste trabalho criar fatores que propiciem, ao processo de cura, a redução da probabilidade do surgimento das escaras de decúbito e conseqüentemente a redução da probabilidade do surgimento de uma infecção hospitalar.

Metodologia

Este trabalho de dissertação será dividido da seguinte forma:

o capítulo 2 com o levantamento bibliográfico;

o capítulo 3 trata desenvolvimento teórico, abrangendo a pesquisa e estudo da obesidade, sua disseminação no Brasil entre as faixas etárias, entre as faixas sociais e entre as regiões Nordeste e Sudeste. Os problemas da obesidade perante a Saúde Pública, os fatores que propiciam e os fatores que podem colaborar no sua prevenção. A obesidade em um panorama mundial e a atuação da indústria de equipamentos hospitalares neste segmento trata também, da pesquisa e estudo da Escara de Decúbito, seu desenvolvimento, fatores que propiciam seu aparecimento, processos para a sua prevenção, a ainda da pesquisa de sistemas de CAD / CAE, sua capacidade, suas ferramentas e vantagens perante a globalização.

o capítulo 4 desenvolve o projeto abrangendo a apresentação de uma proposta inicial desenvolvida em um sistema de CAD / CAE e dimensionada através de uma ferramenta ergonômica virtual, assim como, a preparação de um pré-protótipo para estudo das posições e possibilidades de movimentos que serão implementados à proposta deste estudo, definindo

os movimentos, os ângulos de inclinação, o sistema mecânico, seu sensoramento e controle por intermédio de um sistema supervisor com o propósito de programar e controlar o posicionamento das partes deste projeto, auxiliado por um controlador lógico programável, sensores de posição e de segurança para o paciente.

o capítulo 5 refere-se à implementação experimental do sistema supervisor por meio da saída paralela do computador a um sistema de led's, os quais indicam, quando aceso, os sinais recebidos do controle do supervisor, refere-se também à simulação do sistema lógico programável por meio de um protótipo funcional com o acionamento dos mecanismos de movimentação e do sensoramento de posição administrado por um controlador lógico programável.

o capítulo 6 abrange as conclusões finais e a proposta de trabalhos futuros.

Capítulo 2

Levantamento bibliográfico

Para o desenvolvimento desta proposta alguns conceitos foram revisados, para que novos paradigmas possam ser idealizados à uma real utilização social.

Ao conceituar o Trabalho, (Silva Filho e Montedo 1996), dividiu historicamente o trabalho em três períodos: do século XIX até a Primeira Guerra, demonstrado pela luta da sobrevivência, onde a preocupação com a saúde era não morrer. Após a Primeira Guerra, até 1968, num segundo período, o qual caracteriza-se, preponderantemente pela saúde do corpo, é iniciada por Taylor e as influências da forma de trabalhar e a produtividade. Já num terceiro período, iniciado após 1968, começa a percepção da deterioração da saúde mental como fator prejudicial do trabalho, passou a se valorizar questões relativas ao conteúdo da tarefa, a flexibilidade, o ritmo da velocidade de trabalho e a participação real do operário.

Com este advento, surgiram movimentos de resistência, estudos para novas formas de organização do trabalho, mais voltada para o ser humano, pois o trabalho humano "é uma atividade originalmente social, fundada sobre a cooperação dentre indivíduos, a qual supõe uma divisão técnica", assim as condições de vida e do trabalho, ao longo do tempo, vêm sofrendo reivindicações por parte dos trabalhadores.

O contexto de trabalho leva diretamente à necessidade de obter a Produtividade, (Spink 1979), nada mais é do que a capacidade de produzir; de forma mais ampla, pode ser expressa pela relação entre o que foi produzido e os recursos gastos nesta produção.

As organizações buscam permanentemente serem competitivas, (Silva Filho 1995), de tal forma que este objetivo requer um acompanhamento constante dos chamados "mecanismos responsáveis pela dinâmica da produtividade". Estes devem estar ligados com conceitos de qualidade, inovação tecnológica, qualidade de vida, entre outras.

A qualidade de vida no trabalho (Fernandes e Gutierrez 1988), pode ser conseguida por uma filosofia humanista, transformar o ambiente de trabalho de acordo com as expectativas dos trabalhadores, mantendo uma ligação real entre a melhoria da qualidade de vida no trabalho e o aumento da produtividade.

A Organização do Trabalho é um tema discutido continua e, provavelmente, eternamente, pois (Orssatto 1995, p.07) afirma que "as organizações são tão antigas quanto a história do homem (...), como também são as idéias sobre como administrá-las (...) Ao longo do tempo, as pessoas se reuniam para alcançar determinadas metas, primeiras em famílias, depois em tribos e, posteriormente, em unidades políticas mais sofisticadas", estes processos participativos proporcionam ao homem maior interação entre equipes, possibilitam melhorar o exercício de suas capacidades intelectuais, favorecem um ambiente de trabalho mais agradável, propiciando uma melhor condição de vida, influência esta relacionada ao aumento da produtividade, o que torna a empresa mais competitiva. Para (Pizzinato 1988, p.85), "o homem só se realiza integralmente se participar efetivamente das decisões que vão afetá-lo enquanto trabalhador, membro de uma organização".

A ergonomia foi caracterizada, formalmente, como ciência a partir deste século, tendo seus primórdios, no final do século passado, a partir da preocupação de alguns estudiosos em analisar as situações de trabalho nas empresas. Historicamente, recebeu vários conceitos, tais como: a ergonomia é a disciplina que estuda as leis naturais do trabalho humano (Barros, 1991); o estudo do homem em suas relações com o ambiente de trabalho; o conjunto dos conhecimentos científicos relativos ao homem e necessários para a concepção de ferramentas, máquinas e dispositivos que possam ser utilizados com o máximo de conforto, de segurança e de eficácia.

A ergonomia, enquanto ciência busca promover a máxima ambientação do trabalhador, através da adequação a estas condições físicas, psíquicas e emocionais, a fim de levar as pessoas a enxergarem o trabalho como algo capaz de gerar satisfação e realização, os gregos já concebiam o trabalho como "ergon, que designa, a criação, a obra de arte" e não como "Ponos, que se refere ao esforço e à penalidade" (Fialho e Santos, 1995, p.17).

Utilizar a ergonomia para analisar situações de trabalho, tentando interferir em algumas situações e modificar outras, no sentido de obter uma maior racionalização e otimização, com o máximo de conforto, rendimento e eficiência, além de outras questões cognitivas do trabalho, almejando avaliar e considerar a carga mental exigida para o desempenho de uma determinada atividade e o grau de sofrimento psíquico a que se submete o ser humano no trabalho.

Na atual reestruturação da organização social traduz-se por uma necessidade de abertura econômica, que leva à criação de grandes mercados livres, onde a competitividade exerce papel fundamental para a manutenção das empresas, as quais, oportunizam melhores condições de vida à sociedade, esta tendência também é encontrada em empresas hospitalares, a procura de melhores condições de assistência médica, faz com que os hospitais tornem-se cada vez mais eficientes.

Para a obtenção de tais condições de produção e qualificação, faz-se necessário uma nova concepção de organização, traduzida pela flexibilidade, controle e regulação, princípios citados, aqui como fundamental em uma gestão participativa baseada em uma metodologia chamada análise ergonômica do trabalho, (Fialho e Santos 1995), compreende três etapas: a primeira é a análise da demanda, cujo objetivo é a definição do problema a ser analisado; a segunda fase comporta a análise da tarefa, na qual é o trabalho que deve ser realizado pelo trabalhador; e, finalmente, a análise das atividades, representando o que realmente o trabalhador realiza para executar a tarefa e compreende, desta forma, a análise do comportamento do homem no trabalho.

O hospital pode ser considerado como um sistema aberto, permitindo a interação de inúmeros fatores intervenientes, o trabalho do enfermeiro torna-se muito complexo, pois, além

de toda o conhecimento científico e técnico, este profissional enfrenta dificuldades relacionadas com paradigma de cuidar de outro ser humano, envolvendo toda a peculiaridade existente neste processo, atento a uma permanente mudança, na forma individual de cada pessoa atendida, necessitando, geralmente, de diversos agentes e elementos interferindo direta e indiretamente em seu trabalho.

Existe também uma pressão em relação ao tempo para a sua intervenção, implicando, sem dúvida, no estado desta pessoa a ser cuidada, interferindo, necessariamente, na responsabilidade, no estresse, na dúvida, na insegurança e na necessidade de tentar salvaguardar a vida de outro ser humano, com toda a cientificidade que deve ter o enfermeiro.

Lembrar que uma falha em relação ao cuidado poderá acarretar, em diferentes graus, variando da piora até a morte de outra pessoa, muito embora as tarefas executadas por este profissional sejam determinadas pelo código da categoria, existe em cada instituição, atribuições específicas ou não a este profissional independente dos pacientes ali internados e toda a ordem na execução destas tarefas.

Outro ponto a ser considerado, com o intuito de realizar a análise ergonômica do trabalho, diz respeito à carga de trabalho, resultante de inúmeras variáveis que dependem de cada indivíduo e das condições de trabalho. Para tal, devemos ressaltar a existência de três aspectos: físicos, cognitivos e psíquicos (Wisner, 1994). Na busca da minimização dos efeitos nocivos, relacionados aos fatores determinantes da sobrecarga do trabalho, a ergonomia deve voltar-se para as questões que envolvam hipóteses de trabalho acerca da situação e da organização do mesmo, tendo como objetivo, subsidiar medidas alternativas para a melhoria das condições do trabalho.

A obesidade é atualmente um dos mais graves problemas de saúde pública, sua prevalência vem crescendo acentuadamente nas últimas décadas, inclusive, nos países em desenvolvimento, o que levou a doença à condição de epidemia global.

Estudos epidemiológicos, em populações latino-americanas, têm relatado dados alarmantes, à medida que se consegue erradicar a miséria entre as camadas mais pobres da

população, a obesidade desponta como um problema mais freqüente e mais grave que a desnutrição.

É o fenômeno da transição nutricional, que sobrecarrega nosso sistema de saúde, com uma demanda crescente de atendimento a doenças crônicas relacionadas com a obesidade, como o diabetes tipo 2, a doença coronariana, a hipertensão arterial e diversos tipos de câncer.

É provável, que 200.000 pessoas morram, anualmente, em decorrência destas complicações na América Latina. O tratamento da obesidade, entretanto, continua produzindo resultados insatisfatórios, em grande parte por estratégias, equivocadas, e pelo mau uso dos recursos terapêuticos disponíveis; no Brasil, 40% dos brasileiros estão acima do peso. Segundo a instituição, estudos recentes sugerem que até 8% de todos os gastos com saúde nos países ocidentais podem ser atribuídos à obesidade. Estudos mostram que o excesso de gordura é diretamente responsável por 30% das mortes de pessoas com menos de 45 anos. Neste contexto, os produtos para obesos é na atualidade um mercado em ascensão, uma série de equipamentos e acessórios adotados nos hospitais americanos que tratam de obesos mórbidos - pessoas que estão 45 quilos ou mais acima do peso ideal.

Podemos então afirmar que, com o crescimento da obesidade mundial, e suas doenças relativas estarão projetando para um futuro próximo a complexidade de manuseio de tais pacientes, os quais devido à sua imobilidade, poderão ser acometidos por escaras de decúbito e por infecção. Segundo estudos de Tatiana Ferreira, *Jornal da Paulista*, ano 14, nº 156 junho / 2001 foram analisados pacientes inértes, portadores de lesão na medula espinhal que necessitam de cuidados básicos durante o período de internação hospitalar ou mesmo quando estão em casa. Um ponto comum entre os participantes da pesquisa é que mais da metade tinha escaras, feridas profundas adquiridas em função da falta de movimentação no leito, esses pacientes ficam impedidos de fazer a reabilitação enquanto essas feridas não estiverem curadas. As escaras surgiram, em 68% dos casos, durante a internação hospitalar. Cerca de um terço dos pacientes começou a desenvolver as feridas quando já estava em casa. “Esse transtorno pode ser evitado com higiene e com a troca de posição da pessoa no leito”, existe a possibilidade de ser evitado este transtorno; “Por isso mesmo esses pacientes deveriam ser

tratados com mais cuidado por toda a equipe da área de saúde. Os pacientes chegam à reabilitação muito mais chances de evoluir”.

Pesquisar novos planos terapêuticos, mais eficazes faz-se necessário que sejam adotadas medidas de prevenção para conter o surgimento de casos novos e evitar que, a prevalência da doença, continue crescendo a despeito de todos os esforços com seu tratamento.

Em documento produzido pelo trabalho conjunto de dezenas de especialistas, de 12 países latino-americanos, das áreas de Medicina, Nutrição, Psicologia e Educação Física, representa, uma revisão dos diversos aspectos relacionados com a obesidade e seu tratamento, foram apresentados dados sobre a prevalência, os riscos e os custos associados com a obesidade, são sugeridas, medidas que possam contribuir para a prevenção da doença e, finalmente, são analisados os métodos, atualmente disponíveis, para a avaliação e o tratamento do paciente obeso, registrado no Documento do Consenso Latino-Americano em Obesidade é destinado, a todo profissional que possa contribuir, direta ou indiretamente, para o combate a este grave problema que é a obesidade.

A utilização da mecatrônica está associada, à substituição do homem em tarefas repetitivas, não interessantes, susceptíveis de erro, degradantes das suas capacidades e sensibilidade, inclusive, à assistência de pessoas inválidas ou idosas ou ainda à vigilância ou operação em ambientes diversos.

Dispositivos mecatrônicos têm sido desenvolvidos, com várias configurações e objetivos. Os mais comuns são sem dúvida, os manipuladores robóticos que começaram por ganhar popularidade, nas linhas de montagem de automóveis. Estes manipuladores de base fixa, no entanto, são limitados no seu volume de trabalho, para o alargamento deste volume, vem sendo realizado com "robos móveis", que consistem em uma plataforma móvel integrada, de forma inteligente, ao sistema de percepção e ação sobre o mundo que rodeia, e guia o controle do sistema mecatrônico durante o seu movimento, a "percepção" recolhe os dados dos sensores, interpreta-os, de modo a melhorar a compreensão do mundo, e propõe "ações" controladas dentro de uma lógica estipulada pelo homem.

Capítulo 3

Desenvolvimento Teórico

3.1 Cenário da obesidade

O Homem sofre de um novo mal, oriundo da necessidade fisiológica da sobrevivência da espécie em se alimentar para armazenar energia, precavendo se para tempos de escassez, uma necessidade instintiva que entra em conflito com os tipos de alimentos industrializados, mais energéticos, calóricos e vitamínicos, de forma, que pequenas quantidades são suficientes para a necessidade de seu corpo, assim a grande maioria dos seres humanos acaba consumindo, muito mais, do que realmente necessita à sua sobrevivência, somada ainda, a redução paulatina do gasto de energia na sobrevivência moderna, onde, a automação executa, diariamente, tarefas criadas com o propósito de facilitar e gerar conforto.

A somatória, destes dois fatores, propicia ao homem um acúmulo de energia exagerado em forma de gorduras gerando um novo problema, chamado de obesidade, a qual está em ênfase, tratada em diversas matérias e congressos, e considerada como uma das grandes doenças da população.

A obesidade está na mira de especialistas do mundo, para discutir, os problemas decorrentes do excesso de gordura, estimam que mais de 300 milhões de pessoas em todo o planeta podem ser qualificadas como obesas, os casos de gordura exagerada estão se multiplicando entre homens, mulheres e crianças nos países em desenvolvimento (WHO - 1997). No Brasil, o cenário não é diferente, conforme estudos apresentados no Congresso Latino-Americano em Obesidade a obesidade vem crescendo nos últimos anos, de forma preocupante, em 1975 a média de adultos brasileiros, considerados com sobrepeso ou obeso,

era em torno de 20% da população, já em 1996 este índice ultrapassa os 40% da população (gráfico 3.1) e a diferença entre homens e mulheres praticamente desapareceu.

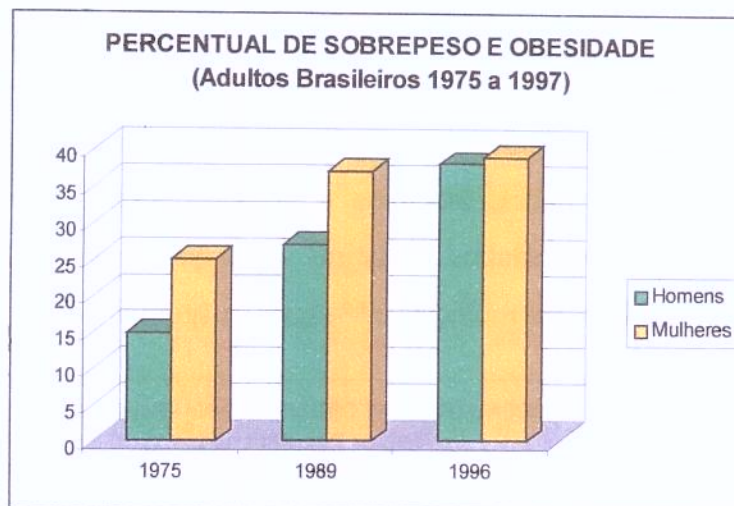


Gráfico 3.1 – Percentual de obesidade entre adultos.

O problema da obesidade está ultrapassando; os casos de desnutrição e de doenças infecciosas, no caso da desnutrição entre adultos, no Brasil, o estudo entre as regiões Nordeste e Sudeste, mostra a igualdade da região ao problema, e vem crescendo, dados mostram que na região Nordeste, em 1975, existia 9% de adultos desnutridos e pouco mais de 2% de obesos, já em 1996, passamos a quase 6% de subnutridos e mais de 8% obesos, o mesmo estudo mostra que na região Sudeste a situação é similar, pois, em 1975, quase 10% dos adultos eram desnutridos e 5% obesos, já em 1996, foi observado que pouco mais de 4% dos adultos eram subnutridos e mais de 10% considerados obesos (gráfico 3.2).

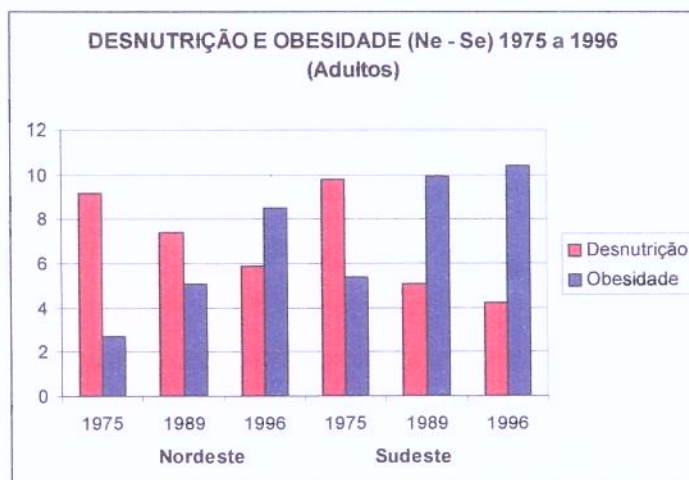


Gráfico. 3.2 – Situação da desnutrição e obesidade entre adultos.

Num estudo recente do CDC (Centro de Controle de Doenças), observou-se o crescimento significativo da obesidade infantil, no Brasil, passou de 3% para 14% da população infantil nos últimos vinte anos; deste grupo de crianças de 5 a 10 anos cerca de 60% delas já têm pelo menos um tipo de doença cardiovascular, sendo a alimentação considerada um dos responsáveis por estes índices, em geral, o brasileiro consome atualmente mais comida industrializada, congelada, doces, laticínios e gorduras; estes índices também não são diferentes entre adolescentes e adultos brasileiros sendo que cerca de 40% destes estão acima do peso ideal, dos quais 12% são mulheres e 8% homens (gráfico 3.3).

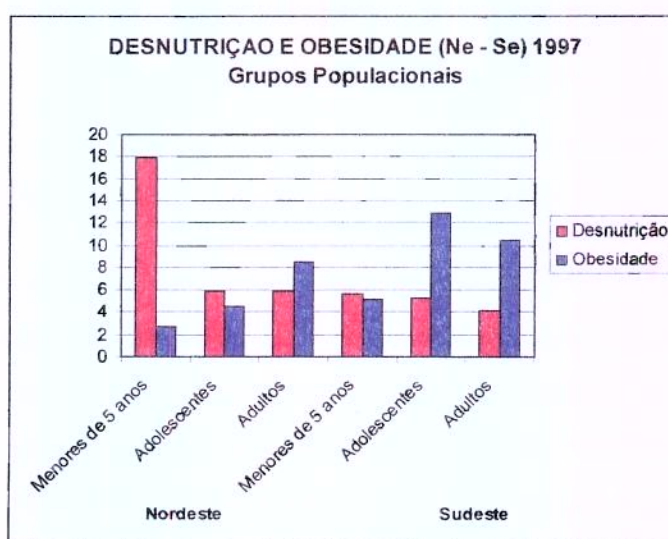


Gráfico 3.3 – Distribuição da obesidade e desnutrição na população.

Cerca de 200.000 pessoas morrem a cada ano de problemas causados pelo excesso de peso, no Brasil. Estudos recentes sugerem que até 8% de todos os gastos com saúde, nos países ocidentais, pode ser atribuído à obesidade, já pela estimativa do governo federal se elevam para R\$ 1,5 bilhão ao ano os gastos de saúde pública no país. Outros estudos mostram também que o excesso de gordura é diretamente responsável por 30% das mortes de pessoas com menos de 45 anos.

Para a redução destes índices, é necessária uma conscientização da população através de uma campanha contra obesidade já na infância, feita também nas escolas, existe a intenção do governo de "antecipar" eventuais problemas com o aumento de peso da população; durante a mesma pesquisa, foi observado, que o crescimento da obesidade ocorre em qualquer grupo

de renda, dados mostram que o problema vem aumentando, em 1975 entre a população de menor renda eram 1% de homens adultos obesos na região Nordeste e 2% na região Sudeste, já em 1997 estes valores passaram a 2% na região Nordeste e 4% na região Sudeste. Para a população, de homens adultos, com maior poder aquisitivo o quadro é ainda mais significativo, pois em 1975, eram 3% de obesos, na região Nordeste e 5% na região Sudeste, já em 1997, observa-se uma aproximação dos índices (gráfico 3.4) sendo 8% dos homens adultos considerados obesos na região Nordeste e 9% na região Sudeste.

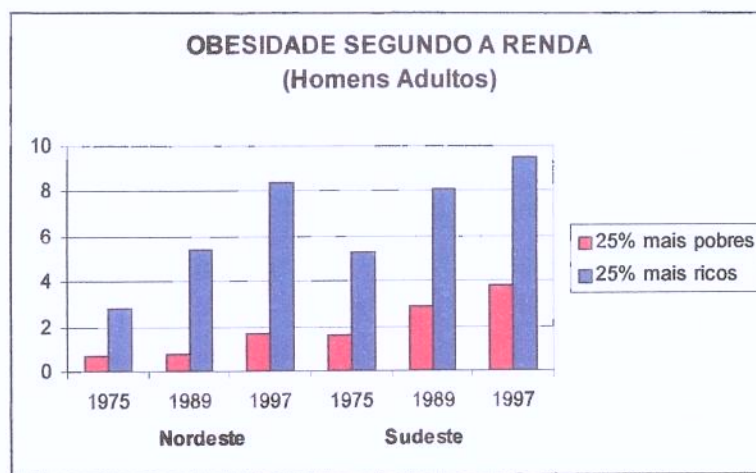


Gráfico 3.4 – Distribuição da obesidade segunda a renda.

Com o crescimento da obesidade mundial, cresce também, a indústria para este mercado, uma grande variedade de produtos alimentícios voltados a este problema, estão no mercado, são os produtos diet, light, produtos de baixa caloria e gordura que prometem auxiliar na prevenção e redução da obesidade. Um novo mercado vem ganhando destaque, são os produtos para obesos, nos Estados Unidos, surgiu uma indústria milionária de produtos para o conforto dos obesos, uma série de equipamentos e acessórios, adotados nos hospitais americanos que tratam de obesos mórbidos - pessoas que estão 45 quilos ou mais acima do peso ideal. Só a indústria especializada em equipamentos médicos para obesos, que inclui camas mecanizadas e cadeiras de rodas reforçadas, movimenta 150 milhões de dólares por ano e cresce ao ritmo de 15% anuais.

Com o crescimento da obesidade mundial, e suas doenças relativas, teremos um futuro próximo à complexidade de manuseio de tais pacientes, os quais, devido à sua imobilidade

poderão ser acometidos por escaras de decúbito e por infecção. A relação entre a obesidade e a escara é de 68% dos casos de internação de obesos, cerca de um terço dos pacientes começam a desenvolver as feridas em casa mesmo antes de serem hospitalizados.

3.2 Úlceras de Pressão

As alterações da integridade da pele resultam em lesões denominadas úlceras de pressão (U.P.), escaras ou úlceras de decúbito, são objeto de preocupação da enfermagem, a maior parte do problema pode ser evitado através do uso de materiais e equipamentos adequados para alívio da pressão de contato em certas regiões do corpo, cuidados adequados com a pele e considerações com os aspectos nutricionais. A presença da úlcera de pressão tem sido considerada um indicador de qualidade de serviços de saúde na América do Norte e Europa e esforços têm sido feitos para o estabelecimento de diretrizes que norteiem a prática, visando à redução do problema.

Dados da literatura internacional estimam que, entre 3% a 14% de todos os pacientes hospitalizados, atualmente desenvolvem U.P. Nos portadores de problemas crônicos e residentes em asilos para idosos, a incidência estimada é de 15% a 25%, no Brasil, não conhecemos dados que indiquem a incidência e prevalência em hospitais, mas sabemos empiricamente que o problema existe e é bastante freqüente. Estas informações foram baseadas na AHCPR, um órgão do governo americano que visa a divulgar o conhecimento existente baseado em pesquisas ou em consenso de especialistas para mudar a situação existente nos serviços de saúde, incluindo pacientes cuidados em domicílio para reduzir o problema, são recomendações feitas por um grupo de especialistas apoiado pelo serviço de saúde pública americano e tem como alvo quatro metas gerais:

- 1) Identificar o indivíduo em risco, que necessite de prevenção e os fatores específicos que o coloca em risco;
- 2) manter e melhorar a tolerância dos tecidos à pressão para prevenir a lesão;
- 3) proteger contra os efeitos adversos das forças mecânicas externas (pressão, fricção, cisalhamento);
- 4) reduzir a incidência de úlcera de pressão através de programas educacionais.

A úlcera de pressão, conhecida também como escara ou úlcera de decúbito, é definida como qualquer lesão causada por pressão não aliviada (fig.3.1) que resulta em danos nos tecidos subjacentes (tecido subcutâneo, músculo, articulações, ossos) e geralmente ocorrem nas regiões de proeminências ósseas (fig.3.2).



Fig 3.1 - Pressão exercida na região de uma proeminência óssea.



Fig 3.2 - Diagramas dos capilares sem excesso de pressão e com excesso de pressão.

Para a prevenção, o indivíduo em risco (restritos no leito ou na cadeira ou aqueles com dificuldade de se posicionar) deve haver uma inspeção sistemática, com uma atenção particular às regiões de proeminência ósseas; estes pontos característicos (fig 3.3) devem ser aliviados periodicamente das pressões atuantes. Pacientes restritos a cadeiras de roda ou ao leito possuem maior dificuldade de se posicionar, devem ser avaliados com fatores adicionais de risco ao desenvolvimento de úlceras de pressão.

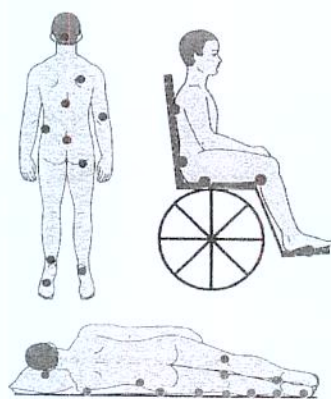


Fig 3.3 – Localização dos pontos sujeitos a úlceras de pressão.

O alívio da carga mecânica para proteger contra os efeitos adversos de forças mecânicas externas como pressão, fricção, cisalhamento é de grande importância à prevenção das escaras, o paciente deverá ser posicionado pelo menos a cada duas horas se não houver contra-indicações relacionadas às condições gerais do paciente; espaçador de espuma deve ser usado para manter as proeminências ósseas (como os joelhos ou calcanhares) longe de contato direto um com o outro ou com a superfície da cama.

Quanto ao Indivíduo completamente imóvel, deve existir, um plano de cuidados que inclua o uso de equipamentos para controle da posição, evitando posicionar diretamente sobre o trocânter do fêmur, mas sim, em uma posição lateralmente inclinada de 30°. Nesta posição, a maior pressão corporal estará na região glútea que poderá agüentar melhor o excesso de pressão. O controle da cabeceira da cama, num grau mais baixo de elevação possível, que seja consistente com as condições clínicas do paciente. Se não for possível manter a elevação máxima de 30°, deve-se limitar a quantidade de tempo em que a cabeceira da cama fica elevada. Incluir considerações com o alinhamento da postura, a distribuição do peso, o balanço e a estabilidade e o alívio de pressão. É aconselhável um plano para o uso de aparelhos de posicionamento e os horários de mudança para o favorecimento do alívio de pressão.

Pode ser dito, que as escaras de decúbito, se apresentam em quatro estágios (fig 3.4), sendo que ao passo que o paciente alcança estágios mais avançados maior será a possibilidade de ocorrências de infecções e mais difícil à possibilidade de cura.



1º Estágio

Apresentação da derme avermelhada ou endurecida.



2º Estágio

Úlcera superficial como uma abrasão, Bolha ou cratera rasa.



3º Estágio

Perda da pele na espessura total ou necrose do tecido subcutâneo, como uma cratera profunda.



4º Estágio

Destruição ou necrose dos músculos, ossos e tendões.

Fig. 3.4 – Estágios de desenvolvimento da úlcera de pressão.

3.3 Ferramentas de CAD/ CAM/ CAE

As ferramentas integradas de CAD/ CAM/ CAE, podem ser representadas pela composição de pacotes (fig 3.5), chamados módulos, numa forma integrada de trabalho, permite uma grande flexibilidade de aplicação, conforme a necessidade do usuário sendo representado, esquematicamente, da seguinte forma:

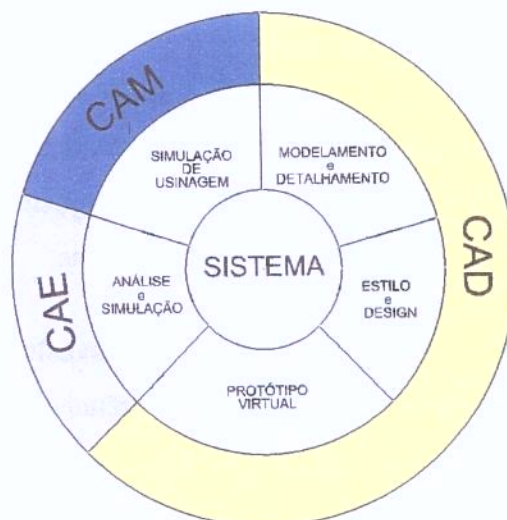


Fig 3.5 – Ciclo CAD/ CAM/ CAE.

3.3.1 Modelamento Sólido

As ferramentas dos sistemas de CAD possibilitam modelar as peças de três formas: estrutura de arame, superfície ou em sólido. Para a escolha do método, deve-se analisar a geometria a ser obtida somada às necessidades do processo de manufatura, da aplicação de material e da utilização da característica físico-mecânica da peça.

O modelamento tridimensional por estrutura de arame, não é mais utilizado com tanta intensidade como foi nos anos 80, quando a tecnologia disponível não permitia construir modelos complexos em sólido, mas os conceitos de construção são os mesmos usados para a construção de modelos em superfície, neste método se faz a construção de linhas, arcos, curvas no espaço tridimensional representando as arestas da peça, mas apresenta alguns inconvenientes:

- Não permite calcular propriedades físicas como área, volume, massa, momento de inércia, centro de gravidade, etc;
- A ambigüidade de interpretação do modelo transmite, não raramente, uma interpretação de duas ou mais formas diferentes.

O modelamento sólido permite construir peças com visualização e características de um sólido real. Considerada a maneira mais mecânica de modelar, devido à facilidade de construir, modificar, visualizar e fazer análises é o método mais utilizado entre os usuários de CAD.

Um sólido, de maneira geral, é sempre definido a partir de um esboço bidimensional e então aplicado um comando que lhe confere terceira dimensão, desta forma, ficam claramente definidas as arestas e faces da peça, além de seu volume, e complementando o modelo virtual com a implementação de seus furos, chanfros, raios, extrusões, etc.

Deste modelo sólido virtual é possível extrair propriedades físicas, como volume, momento de inércia, centro de gravidade, análise de interferência na montagem de conjunto, além de fornecer dados que serão exportados para aplicativos de CNC e análise estrutural pelo método de elementos finitos.

O modelamento em Superfície é utilizado para a criação de faces complexas da peça, por definição, as superfícies possuem espessura zero e o modelo final pode ser entendido como uma “casca”, sem as partes internas da peça, sendo possível construir uma grande gama de formas, sendo muito utilizado para peças com formas curvas e sinuosas. Os comandos de construção de superfícies necessitam de entidades como linhas, arcos, curvas, para servirem de base na construção das superfícies, neste processo o modelamento por estrutura de arame pode ser uma etapa preliminar.

No modelamento híbrido, as peças são modeladas parte em sólido, parte em superfície, e é utilizado na obtenção de ferramental de produção, tais como, modelos de injeção plástica ou metálica, fundição, forjamento e conformações metálicas.

3.3.2 Montagem

Pode ser descrito como o processo no qual temos um grupo composto por várias peças que obedecem a uma estrutura hierárquica em relação aos outros componentes de montagem (peças e subconjuntos). O critério de criação desta estrutura hierárquica pode variar, devendo seguir a seqüência real de montagem dos componentes, sendo o planejamento desta estrutura hierárquica é muito importante para esta montagem. Em cada montagem de conjunto são definidas duas importantes funções:

- a orientação física dos componentes e as suas restrições de montagem;
- a hierarquia lógica de montagem das peças e dos subconjuntos.

A construção de um conjunto permite listar as seguintes vantagens:

- definir uma lógica de organização das peças e dos subconjuntos;
- definir a posição e a relação dimensional de montagem entre as peças;
- criar novas peças e modificação peças existentes dentro da montagem;
- analisar das interferências ou dimensiona as tolerâncias entre as peças;
- criar animações (cinemática) do conjunto;
- calcular o centro de gravidade do conjunto dentre outros parâmetros;
- preparar o modelo para análise de elementos finitos e outras simulações

O planejamento da estrutura da montagem é muito importante e estratégico para a empresa, pois conjuntos complexos com uma grande quantidade de peças, sem uma organização hierárquica dos componentes, fatalmente irá se tornar um caos, portanto a hierarquia de montagem do conjunto tem um papel fundamental. Existem basicamente duas estratégias para a montagem da estrutura de um conjunto:

a) Estratégia de criação de baixo para cima:

- conjuntos que possuem uma quantidade pequena de peças ou subconjuntos;
- o processo de construção da montagem envolve um pequeno número de pessoas;
- exista um único responsável por todo o desenvolvimento do produto;
- o trabalho começa pelo desenvolvimento das peças até atingir a montagem do conjunto, ou seja uma execução de baixo para cima.

b) Estratégias de criação de cima para baixo:

- conjuntos que possuem uma grande quantidade de peças ou subconjuntos, geralmente é pré-definido uma lista de peças;
- conjuntos que incluem grande número de peças ou subconjuntos;
- processo de construção da montagem é complexo e tem um grande número de pessoas envolvidas;
- necessidade em definir a estrutura de produto antes que as peças estejam disponíveis para a montagem;
- primeiramente começa com a definição da hierarquia de montagem para depois definir cada uma das peças que envolvam o conjunto, ou seja , uma execução de cima para baixo.

3.3.3 Análises Virtuais

As ferramentas integradas de CAD/ CAM/ CAE fornecem a possibilidade de ser executar alguns tipos de análises, tais como a análise estrutural, a análise de vibração e a análise cinemática.

Tem como base o Método dos Elementos Finitos (MEF), é um procedimento para resolver equações diferenciais através de um sistema discreto de equações matriciais sem restrições com relação à complexidade da estrutura, utilização pela primeira vez em 1950, na indústria aeronáutica (Turner, MJ), e só com a evolução dos sistemas informatizados iniciou uma difusão em maior escala.

Nas suas atividades, engenheiros e projetistas, são colocados diante de problema técnico tendo que ser resolvido de forma satisfatória, devendo garantir que seu projeto não esteja sujeito à falhas devido as condições de operação. Em casos simples a Resistência dos Materiais, os teoremas da Mecânica Geral e a Estática são ferramentas úteis para uma solução analítica, mas é necessário implementar também o fenômeno físico atuantes que somado a geometria complexa e carregamento diferenciado torna necessário a utilização do método dos elementos finitos. Esquemáticamente, podemos representar as formas de solução:

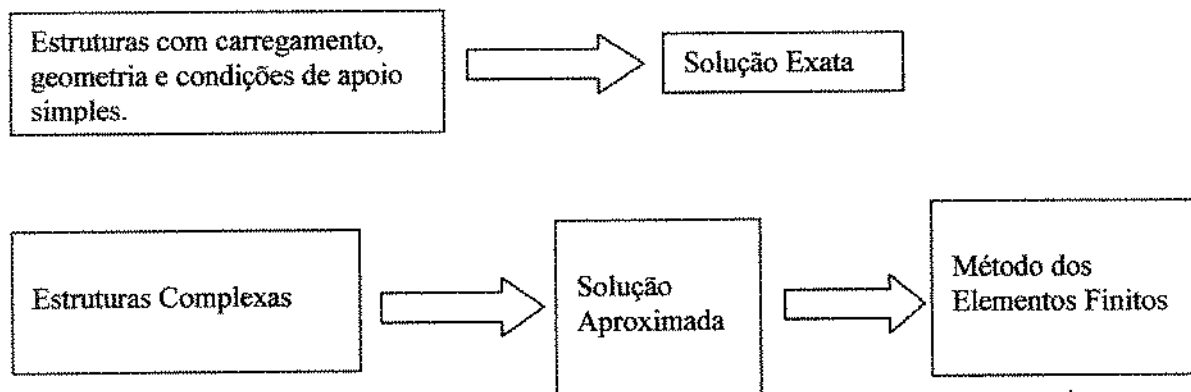


Fig 3.6 – Esquema de formas de solução.

O importante para a aplicação do método dos elementos finitos de um sistema discreto é saber montar o modelo, pois a solução é função da máquina na resolução das equações, o uso prático da análise por elementos finitos é baseado em álgebra matricial, sendo o uso de computadores de forma eficiente e compacta na solução de n equações para n incógnitas.

Na discretização de um problema, existem duas formas de se estudar uma estrutura:

- estruturas reticuladas – a identificação dos elementos é uma tarefa quase que óbvia, geralmente estrutura constituída de vigas e conectadas por nós estruturais;
- elementos estruturais – é uma estrutura constituída por componentes (eixos, carcaças, componentes de máquinas), sendo corpos contínuos que são artificialmente subdivididos em um número finito de elementos conectados por nós, esta subdivisão é chamada de malha de elementos finitos.

No estudo do Método dos Elementos Finitos, é fundamental a determinação da Matriz Rigidez do Elemento, durante qualquer deslocamento virtual imposto ao elemento; o Trabalho Externo Total, realizado pelas Forças Nodais, deve ser igual ao Trabalho Interno Total, realizado pelas forças internas, deve ser notado que, enquanto o deslocamento virtual é imposto, todas as forças internas e externas são constantes.

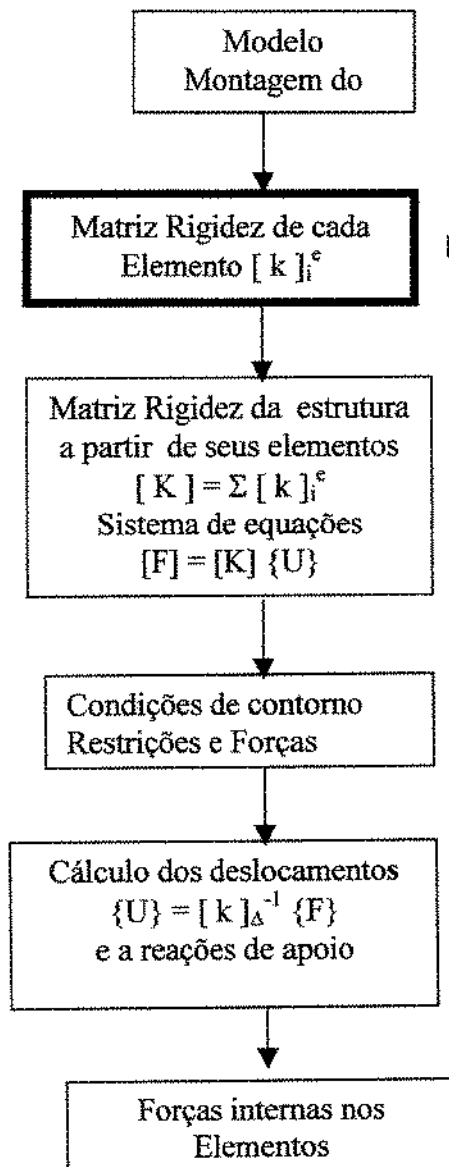
A formulação dos elementos finitos tridimensionais segue os passos definidos para a formulação de qualquer elemento finito, as funções de interpolação definem o comportamento de cada elemento e a determinação do valor das constantes é uma função da máquina para a execução dos cálculos na obtenção dos valores dos Deslocamentos, Deformações e das Tensões, logo, os três pontos-chave são:

- a) definição das funções de interpolação;
- b) cálculo das deformações;
- c) cálculo das tensões.

Esquemáticamente o procedimento aplicado em uma análise pelo método dos elementos finitos, está representado na figura 3.7.

Seqüência do procedimento de Montagem do Modelo da estrutura a partir dos Elementos até o cálculo das forças internas dos elementos.

Seqüência dos procedimentos adotados na determinação da Matriz Rigidez de qualquer elemento finito.



1) Função de interpolação. Aproximação para o campo de deslocamento dentro do elemento.

2) Determine os coeficientes desconhecidos da função

a partir dos deslocamentos Nodais são calculados os deslocamentos dentro do elemento por meio da função de forma $[N_{(x)}]$

$$\delta_{\text{dentro elemento}} = [N_{(x)}] \delta_{\text{nodal}}$$

3) Determine as forças dentro do Elemento

a partir dos deslocamentos nodais são calculadas as deformações dentro dos elementos por meio da Matriz Deslocamento – Deformação $[B_{(x)}]$

$$\varepsilon_{\text{dentro elemento}} = [B_{(x)}] \delta_{\text{nodal}}$$

4) Determine as Forças Internas no Elemento e as Tensões

5)

$$\sigma_{\text{dentro elemento}} = [S] \delta_{\text{nodal}}$$

6) Determine a Matriz de rigidez do Elemento aplicando a condição de equivalência de Energia, igualando os trabalhos externo e interno

$$\{k\}^e = \int_{\text{volume}} [B]^T [D] [B] dv$$

Fig 3.7 – Representação esquemática do M.E.F.

Análise Cinemática

A teoria das máquinas e mecanismos é uma ciência aplicada e utilizada para entender as relações entre a geometria e os movimentos de peças de uma máquina ou mecanismo e as forças que produzem estes movimentos. O projeto de uma máquina moderna geralmente é muito complexo, é necessário lidar com várias questões inter-relacionadas, deve-se conhecer qual a relação entre os movimento dos componentes, suas velocidades, sincronismos e controle para produzir um projeto de produto adequado.

Dois aspectos devem ser contemplados no estudo de sistema mecânico, o projeto e a análise, o conceito incorporado na palavra projeto pode ser mais apropriadamente definido como Síntese, o processo da invenção de um esquema ou método, obtendo um dado resultado.

Projeto é o processo de prescrever os tamanhos, formas, materiais e disposições de peças que resultam numa máquina que irá desempenhar uma tarefa preestabelecida. As várias fases no processo de projeto abordadas de forma ordenada, de modo científico, é necessária imaginação, intuição, criatividade, julgamento e experiência para seu desenvolvimento. O papel da ciência no processo do projeto é meramente fornecer ferramentas que serão utilizadas pelos projetistas para praticar sua arte.

É no processo de avaliação das várias alternativas inter-relacionadas que os projetistas acham a necessidade para uma vasta quantidade de ferramentas científicas e matemáticas, que aplicadas corretamente, podem fornecer mais precisão e mais informações seguras na avaliação do projeto do que um desenvolvido pela intuição ou estimativa, auxiliando na decisão entre as alternativas existentes, entretanto, as ferramentas científicas não podem tomar decisões pelos projetistas, eles precisam exercer suas habilidades de imaginação e criatividade, mesmo para sobrepor as considerações matemáticas.

Provavelmente, a maior quantidade de métodos científicos disponíveis aos projetistas está englobada na categoria chamada análise, são técnicas que permitem ao projetista examinar criticamente um projeto existente ou proposto de maneira a julgar sua capacidade para executar determinada tarefa, a análise não é uma ciência criativa, mas uma avaliação e classificação de coisas imaginadas. Embora a maior parte de nossos esforços sejam gastos na

análise, o objetivo real do projeto é a síntese, a análise é simplesmente uma ferramenta vital e inevitavelmente será usada como um passo no processo de projeto. A análise científica que lida com o movimento, o tempo e a força é chamada de mecânica e está dividida em duas partes, a estática e a dinâmica.

A estática lida com a análise de sistema estacionário e a dinâmica lida com o sistema que variam com o tempo; a dinâmica está dividida em duas disciplinas maiores, primeiramente, reconhecida como entidades separadas, por Euler (1775): “A investigação do movimento do corpo rígido pode ser convenientemente separado em duas partes, uma geométrica e outra mecânica, na primeira à transferência do corpo de uma dada posição para uma outra deve ser investigada sem respeitar as causas do movimento, e devem ser representadas por uma formulação analítica, na qual define a posição de cada ponto do corpo, esta investigação será, entretanto, referenciada apenas pela geometria”.

A separação das partes pertence propriamente à Mecânica, assim a determinação do movimento pelos princípios da dinâmica será mais fácil se as duas partes forem entendidas em conjunto. Estes aspectos da dinâmica foram reconhecidos mais tarde como duas ciências distintas da cinemática (do grego kinema, significando movimento) e a cinética que trata do movimento e das forças produzidas pelo movimento.

O problema inicial do projeto de um sistema mecânico é o entendimento de sua cinemática (o estudo do movimento) totalmente à parte das forças que produzem este movimento. Particularmente, a cinemática é o estudo da posição, deslocamento, rotação, velocidade e aceleração. Euler baseou a separação da dinâmica em cinemática e cinética na suposição de que eles devam lidar com corpos rígidos, este pressuposto permite que os dois sejam tratados separadamente, embora todas as peças de máquinas são flexíveis em algum grau, máquinas são usualmente projetadas com materiais relativamente rígidos, mantendo as deflexões das peças em um mínimo. É comum assumir que as deflexões são insignificantes e as peças são rígidas quando analisado o desempenho cinemático de uma máquina, e então, na análise dinâmica, quando as cargas são conhecidas, projetar as peças justifica esse pressuposto.

Uma máquina pode ser definida como uma combinação de corpos resistentes arranjados de tal forma que suas forças mecânicas principais podem ser obrigadas a fazer um trabalho acompanhado por certos movimentos determinados, define também um mecanismo como uma montagem de corpos resistentes, conectados por juntas móveis, para formar uma cadeia cinemática fechada com uma ligação fixa e com o propósito de transformar o movimento. Deve-se observar o termo estrutura, uma estrutura também é uma combinação de corpos resistentes (rígidos) conectados por juntas, mas não com o objetivo de produzir trabalho ou transformar movimento. Uma estrutura (por exemplo, uma treliça) é para ser rígida, ela pode ser talvez movimentada de um lugar para outro e é móvel no senso da palavra, entretanto, não tem mobilidade interna, sem movimentos relativos entre seus vários componentes, considerando ambos máquinas e mecanismos fazem, na verdade, o maior propósito de uma máquina ou mecanismo é utilizar seu movimento interno relativo, transmitindo potência ou transformando movimento. Uma máquina é uma combinação de peças para fazer um trabalho, é um dispositivo para aplicação de potência ou mudança de sua direção, temos a força, torque, trabalho e potência descrevendo os conceitos predominantes.

Para efetuarmos a análise cinemática de um mecanismo devemos compreender algumas definições; a palavra ligação (link), define a peça de uma máquina ou o componente de um mecanismo, é assumido como totalmente rígido. Os componentes de máquinas que não se encaixam neste pressuposto de rigidez, como molas, normalmente não têm efeito na cinemática de um dispositivo, mas desempenham um papel nas forças fornecidas. Os links são, normalmente, ignorados durante a análise cinemática e os efeitos de suas forças são introduzidos durante a análise dinâmica, algumas vezes, como uma correia ou corrente, um componente de uma máquina pode possuir uma rigidez em uma só direção, tal componente seria considerado um link quando em tração não em compressão.

As ligações de um mecanismo devem ser conectadas em conjunto, de tal forma a transmitir movimento de um direcionador, ou um link de entrada, para um seguidor, ou link de saída, estas conexões, juntas entre ligações, são chamadas de pares cinemáticos (ou somente pares) porque cada junta consiste de um par de superfícies casadas, dois elementos, uma superfície de casamento ou um elemento, sendo uma peça de cada junta de ligação, assim,

podemos definir uma ligação como uma conexão rígida, entre um ou mais elementos, de diferentes pares cinemáticos.

Na suposição de que a rigidez é aquela que não pode haver movimento relativo (mudança de distância) entre dois pontos escolhidos arbitrariamente na mesma ligação, ou seja, a posição relativa dos elementos em pares em uma dada ligação não muda, assegurando uma relação espacial constante entre os elementos em seus pares. Como resultado da suposição de rigidez, os detalhes complexos da forma da peça verdadeira não são tão importantes quando estudamos a cinemática de uma máquina ou mecanismo, assim é comum desenhar, de forma muito simplificada, os diagramas esquemáticos, que contenham características importantes da forma de cada ligação, tais como as localizações relativas, mas completamente subjugado a geometria real da peças manufaturadas.

Tais simplificações esquemáticas são de grande ajuda na medida em que elas eliminam fatores confusos que não afetam a análise, eles dão a impressão que representam apenas construções acadêmicas ao invés da máquina real. Sempre devemos lembrar que este diagrama simplificado têm a intenção apenas de conter o mínimo de informação necessária para não confundir a questão com todos os detalhes não importantes (para a análise cinemática) ou complexidade das peças reais de uma máquina.

Quando várias ligações são móveis conectadas por juntas, dizemos que formam uma cadeia cinemática; estas ligações podem conter apenas dois pares de conexões de elementos que são chamados de ligações binárias; aquelas que têm três ligações são chamadas de ligações ternárias, e assim por diante. Se cada ligação na cadeia está conectada por pelo menos duas outras ligações, a cadeia forma um ou mais circuitos fechados e é chamada de cadeia cinemática fechada, se não a cadeia é considerada como aberta.

Na definição de um mecanismo de Reuleaux, é necessário ter uma cadeia cinemática fechada com uma ligação fixa. Quando dizemos que um elo está fixo, representa que é escolhido como uma forma de referência para todos os outros elos, que os movimentos de todos os outros pontos da ligação serão medidos com referência a este elo, que deve estar fixo. O elo, em uma máquina, geralmente tem a forma de uma plataforma estacionária ou base (ou

um alojamento rigidamente associado a tal base) e é chamado de corpo ou elo de base. Se este corpo de referência está estacionário realmente (no sentido de ser um corpo de referência inercial) é indiferente no estudo da cinemática, mas torna-se importante na instigação da cinética, onde as forças são consideradas.

Em qualquer caso, uma vez que um corpo é escolhido (ou outras condições são alcançadas), a cadeia cinemática torna-se um mecanismo e, como um direcionador, é movido por várias posições, chamadas fases; todos os outros elos têm movimentos bem definidos com relação ao corpo de referência escolhido, assim é utilizado o termo cadeia cinemática para especificar um arranjo específico de elos e juntas quando não está claro qual elo será tratado como o corpo. Quando o corpo de ligação é especificado, a cadeia cinemática é chamada de mecanismo e para que este seja útil, os movimentos entre os elos não podem ser completamente arbitrários, precisam ser restringidos para produzir os movimentos relativos apropriados, estes movimentos relativos desejados são obtidos por uma escolha adequada do número de elos e tipos de juntas utilizadas para conectá-los.

O fator de controle que determina o movimento relativo permitido por uma dada junta é a forma das superfícies ou elementos de encaixe. Cada tipo de junta tem sua característica própria formada por elementos, e cada um permite um dado tipo de movimento, que é determinado pelas formas possíveis nas quais estas superfícies elementares podem mover-se entre si e limitando a totalidade do movimento arbitrário a algum tipo predefinido de movimento relativo e formando as condições de restrição ou as restrições do movimento do mecanismo.

Quando um problema cinemático é formulado, é necessário reconhecer o tipo de movimento permitido em cada par e assinalar algum parâmetro para média ou cálculo do movimento, haverá tantos parâmetros quantos forem os graus de liberdade da junta em questão, e elas serão referenciadas com as variáveis dos pares. Os pares cinemáticos foram divididos por Reuleaux em pares mais altos e pares mais baixos, a última categoria consiste em seis tipos pré-determinados; ele distinguiu as categorias pela notação em pares mais baixos, (existência de uma superfície de contato entre os pares) e pares mais altos (existe uma linha ou ponto entre as superfícies elementares).

Os mecanismos podem ser classificados de diferentes maneiras para enfatizar suas similaridades e suas diferenças, um grupo divide os mecanismos nas categorias (planar, esférico e espacial) caracterizados pelos movimentos do link.

A articulação de quatro barras é um o mais simples e útil mecanismo, este tipo de articulação, pode ser classificado nos seguintes tipos: articulação manivela - oscilador, oscilador duplo, manivela dupla e articulação paralelogramo. A definição de cada tipo depende da faixa de movimento entre dois elos conectados em relação ao elo fixo.

A determinação do grau de liberdade do mecanismo é vital para a análise cinemática e pode ser entendida como o número de entradas independentes necessárias para determinar a posição de todos os elos do mecanismo com relação a uma referência (fixa). E existem centenas de milhares de diferentes tipos de articulações que alguém pode inventar e existe uma montagem de "n" elos; que possuem um total de $3n$ graus de liberdade antes que eles sejam montados e unidos para formar um sistema articulado. As correções entre os links resultam em perda de graus de liberdade do sistema total de elos. Na montagem do sistema, cada conexão entre os elos irá remover dois graus de liberdade do movimento relativo entre estes elos sucessivos, sugerindo uma equação que irá determinar os graus de liberdade de uma cadeia de n - elos conectada por juntas pinos (fl) conhecida como Equação de Greubler.

Capítulo 4

Desenvolvimento Prático

Utilizando a Automação

O desenvolvimento desta proposta de automação de um equipamento hospitalar é solução aos pacientes obesos e inertes, objetivando fornecer a possibilidade da mudança de posição periódica e controlada, por intermédio de um sistema mecatrônico, para este paciente seja assistido nas necessidades de tratamento na prevenção do surgimento das escaras de decúbito.

As fases deste desenvolvimento são específicas, na aplicação de cada tecnologia da automação utilizada, sendo elas:

- a) criação do protótipo virtual do paciente obeso;
- b) proposta inicial do sistema mecatrônico virtual;
- c) montagem e estudo dos movimentos de um protótipo da estrutura do sistema mecatrônico;
- d) proposta virtual do sistema mecatrônico utilizando sistemas de movimentação por mecanismos de barras;
- e) indicação das possibilidades de análise quando utilizado no estudo um sistema integrado de CAD / CAE;
- f) proposta de um sistema supervisor para a programação e controle do sistema mecatrônico;

4.1 Protótipo Virtual do Paciente Obeso

Utilizando um software integrado de CAD /CAE, módulo de análise ergonômica, foi possível criar um manequim (fig. 4.1) com as características desejadas de estatura e peso, criando uma situação de um paciente obeso, ou seja, sua altura e peso acima da média populacional, tendo altura de 1878mm e peso de 123Kg, valores estes limitados ao máximo, para a criação do manequim, neste modelo estamos considerando, uma pessoa obesa, aquela em que seu peso está acima de 120 Kg, pois, com este peso a movimentação do paciente em uma maca é muito difícil, desta forma o desenvolvido do equipamento hospitalar fisioterapêutico é visto pelos médicos como uma solução de grande valia.

Baseado no manequim modelado foi possível, obter as dimensões básicas da cama do equipamento, determinando-se as dimensões de comprimento, largura total da cama, e de seus setores dimensionais objetivando a variação das posições até a posição sentada.

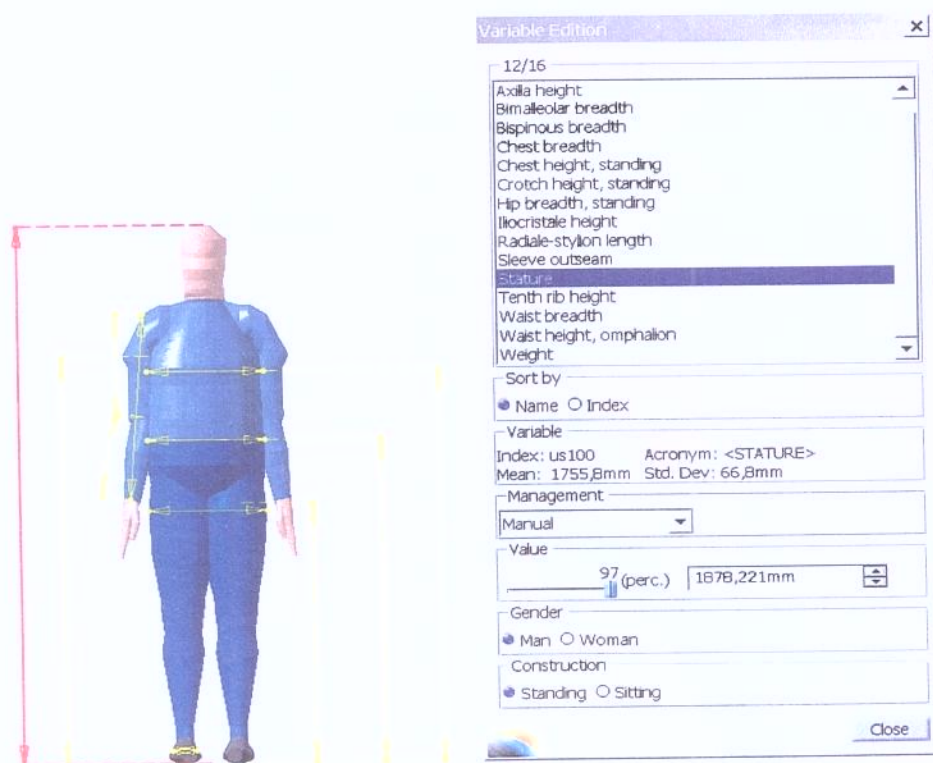


Fig. 4.1 – Definição do manequim no software CATIA V5.

Para o estudo de movimentação da proposta, o paciente poderá permanecer nas posições sentado (fig. 4.2), semi-elevado (fig. 4.3) e deitado na horizontal (fig 4.4), sendo esta última posição útil para facilitar que o paciente fique de pé, reduzindo os esforços para tal; com o auxílio do software foi possível determinar as dimensões básicas dos posicionamentos.

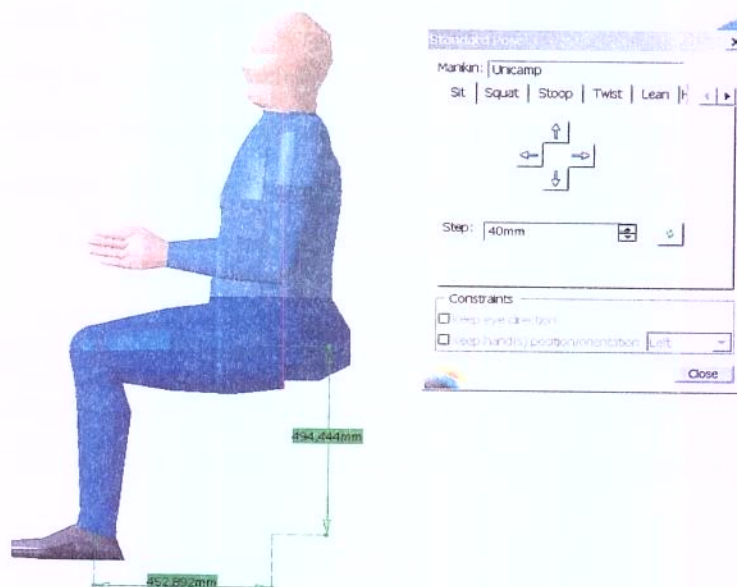


Fig. 4.2 – Definição da posição sentada.

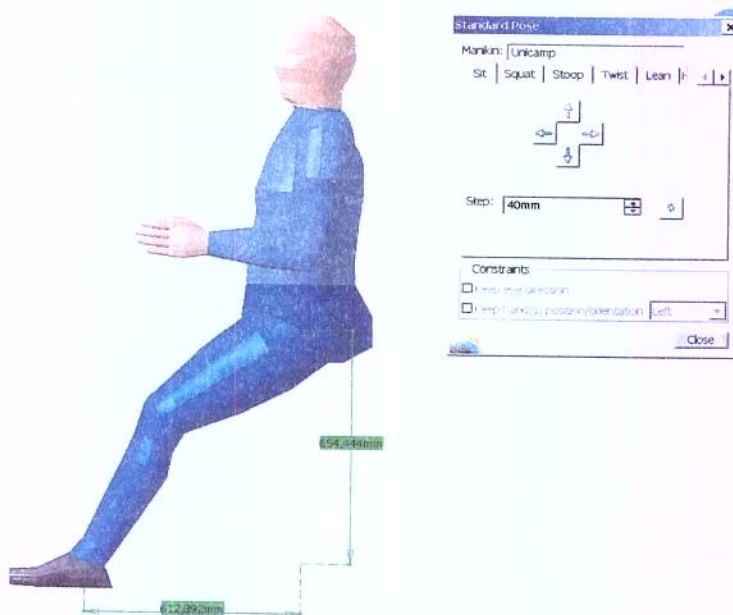


Fig. 4.3 – Definição da posição sentada alto.



Fig.4.4 – Definição da posição deitada

4.2 Proposta Inicial do Sistema Mecatrônico Virtual

O funcionamento, deste sistema mecatrônico, está baseado em mecanismos de barras, para cada grau de liberdade, acionado por moto-redutor independente, e sensoramento específico de posição e segurança, programado e controlado por um supervisor.

Os sistemas mecânicos de barras têm como objetivo possibilitar as seguintes combinações de movimentos:

- posição sentada com inclinações de conforto para as costas e pernas;
- variação da posição sentada para posição deitada (horizontal) e o respectivo reverso;
- variação da posição deitada (horizontal) para a posição inclinada vertical (inclinação máxima de 60°);
- variação na posição deitada (horizontal) com inclinação lateral máxima de 8° para a esquerda ou direita.

Estas variações de posição visam fornecer aos pacientes as possibilidades:

- a) *posição de conforto* - possibilidade de controlar a posição de melhor postura, conseqüentemente a redução do desconforto de estar estática em uma determinada posição.
- b) *inclinações fisioterápicas* - obter posições que favoreça uma circulação sanguínea mais eficiente; nas extremidades dos membros, e nas regiões do corpo onde ocorre maior

pressão da estrutura óssea com a derme, reduzindo a probabilidade de aparecimento de lesões, pode também, ser utilizada como um auxílio de um processo de fisioterapia.

- c) *inclinações para reduzir os esforços na movimentação do paciente* – por meio da modificação do centro de gravidade do corpo do paciente, é facilitado, a execução de procedimentos hospitalares de higienização e a aplicação de medicação em locais de acesso menos acessíveis.
- d) *acessibilidade ao equipamento* - devido ao grau de mobilidade do equipamento o acesso do paciente, será facilitado, de forma que seja utilizado o método de menor esforço.

Definidas as variações de posição e suas respectivas movimentações, foi desenvolvida uma proposta inicial, com o intuito de verificar virtualmente as sistemáticas dos mecanismos de posicionamento (fig. 4.5) e a determinação dos pontos de sensoriamento. Nesta proposta, foi definida, a utilização de sistemas mecânicos simples e de baixo custo produtivo, pois, é objetivo deste estudo o baixo custo de produção.

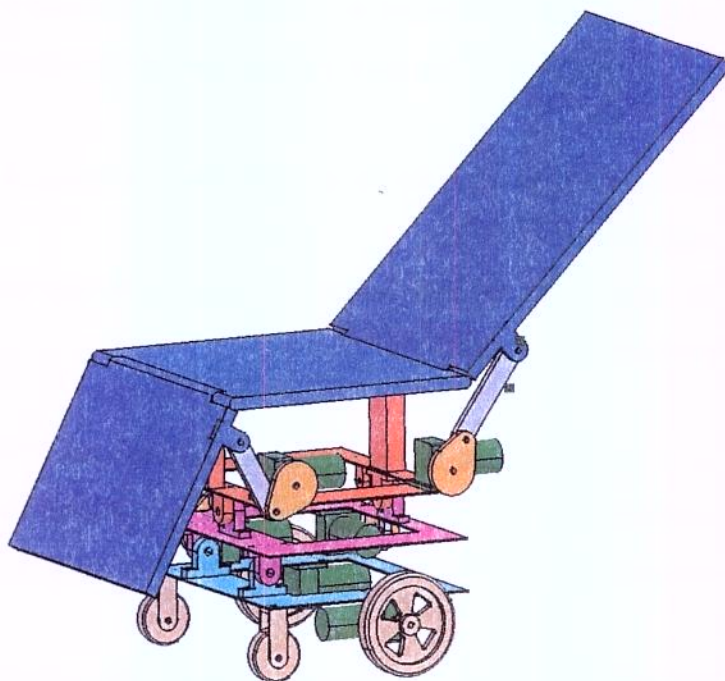


Fig. 4.5 – Modelo tridimensional do pré-protótipo.

4.3 Estudo dos Movimentos em um Protótipo da Estrutura

Após um estudo minucioso da proposta inicial virtual ficou posta a necessidade de ser montado um protótipo em escala reduzida, possuindo as funções básicas de movimentação especificadas no estudo, analisadas as seguintes posições:

4.3.1 Paciente Deitado (fig. 4.6), com o objetivo de verificar se as dimensões estavam coerentes com as características do paciente e a possibilidade dos movimentos dentro de ambiente hospitalar ou residencial;



Fig. 4.6 – Pré-protótipo na posição deitada.

4.3.2 Posição Sentada (fig. 4.7), analisar as possibilidades de inclinação das pernas e do tronco do paciente sobre o sistema mecatrônico proposto, fornecendo um grande número de possibilidade, para que o paciente encontre a posição que forneça a sensação de conforto necessário a seu bem estar.

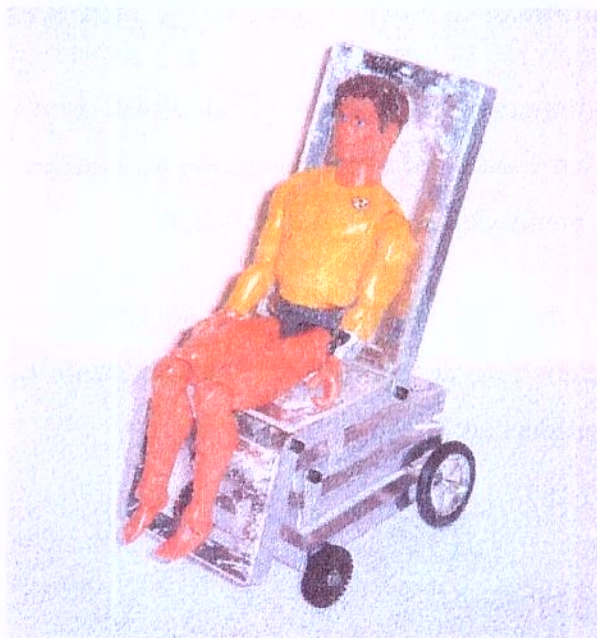


Fig. 4.7 - Pré-protótipo na posição sentado.

4.3.3 Posição Semi Elevado (fig. 4.8), nesta posição o paciente deve encontrar, fatores favoráveis, às tarefas de se erguer e sair do equipamento, assim como para a tarefa de subir no mesmo; hoje estas tarefas, que um paciente tem que efetuar é muito complicado devido os fatores de saúde e psicológicos envolvidos na situação, somado às dimensões (altura) de equipamentos hospitalares similares.



Fig.4.8 – Pré-protótipo na posição semi-elevado.

4.3.4 Inclinação Lateral (fig.4.9), a inclinação-lateral, à esquerda ou à direita do equipamento do equipamento, em um ângulo pré-definido, visa minimizar as pressões sobre certas partes do corpo quando se permanece longos períodos em determinada posição, de modo a reduzir as possibilidades de aparecimento de escaras, também, pode ser utilizado em procedimentos de higienização e aplicação de procedimentos médicos.



Fig. 4.9 – Pré-protótipo na posição deitado com inclinação lateral.

Da à análise comparativa entre os sistemas de inclinação visualizados entre a proposta virtual e as simulações executadas no protótipo, foi possível detectar a possibilidade de implementação de melhorias para o desenvolvimento uma nova proposta, da mesma forma que ficou definido a lógica a ser implementada no sistema de sensoriamento.

4.4 O Sistema Mecatrônico Baseado em Mecanismos de Barras

Baseado nos novos parâmetros obtidos da análise do protótipo da estrutura, foi possível propor os sistemas mecânicos de movimentação do equipamento a ser modelado tridimensional em um software integrado de CAD / CAE. Os componentes foram modelados concomitantemente à montagem dos subconjuntos, desta forma o erro dimensional e geométrico foi minimizado e a parametrização entre os componentes, otimizado o processo com a redução do tempo de projeto.

O conjunto deste projeto (fig. 4.10), passou a ter um aspecto diferenciado em relação ao pré-protótipo, observando-se a redução de um módulo de movimentação e a implementação de mecanismos de barras (fig. 4.11) com menor grau de complexidade e custo de produção.

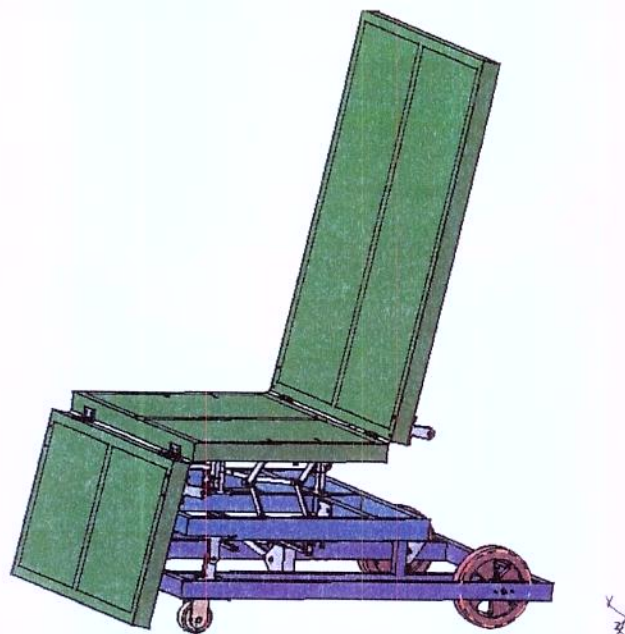


Fig. 4.10 – Modelo tridimensional modificado.

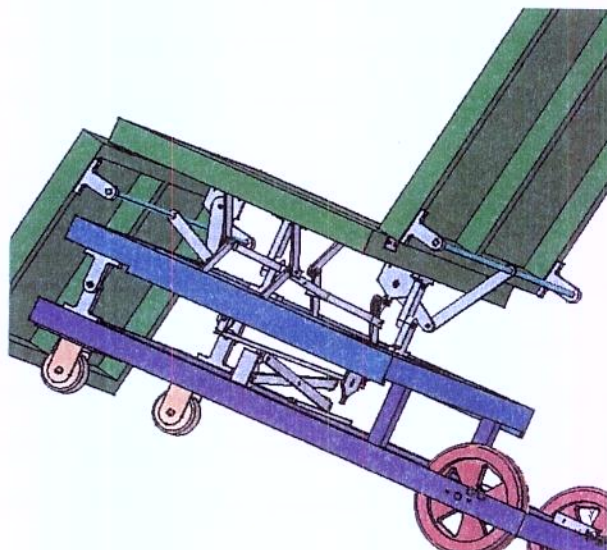


Fig. 4.11 - Detalhes dos mecanismos de barras.

Esta nova proposta está dividida em quatro subconjuntos; conforme as necessidades de movimentação, e dos sistemas de controles a serem implementados.

4.4.1 Subconjunto da cama (fig. 4.14), composto das três partes da cama, encosto, acento e apoio das pernas (fig. 4.12) os quais são acionados e controlados por moto-reductor fixos no acento e através de um sistema de barras podem acionar independentemente a inclinação do apoio das pernas (fig. 4.13) e do encosto.

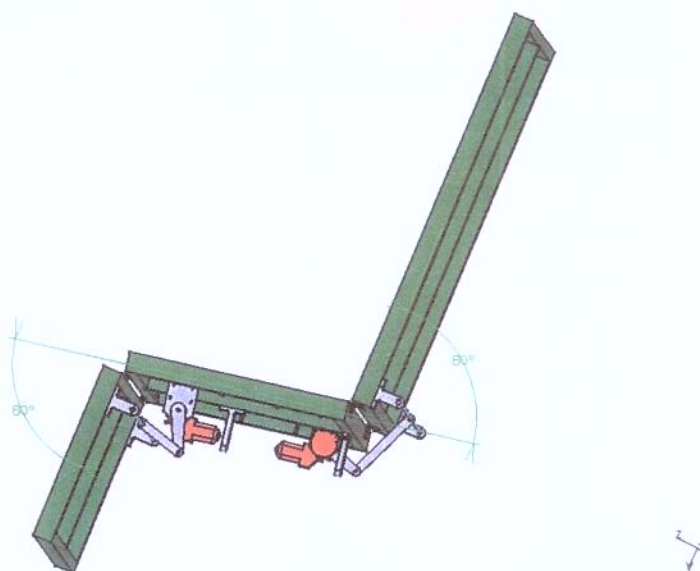


Fig. 4.12 – Subconjunto do sistema mecânico da cama.

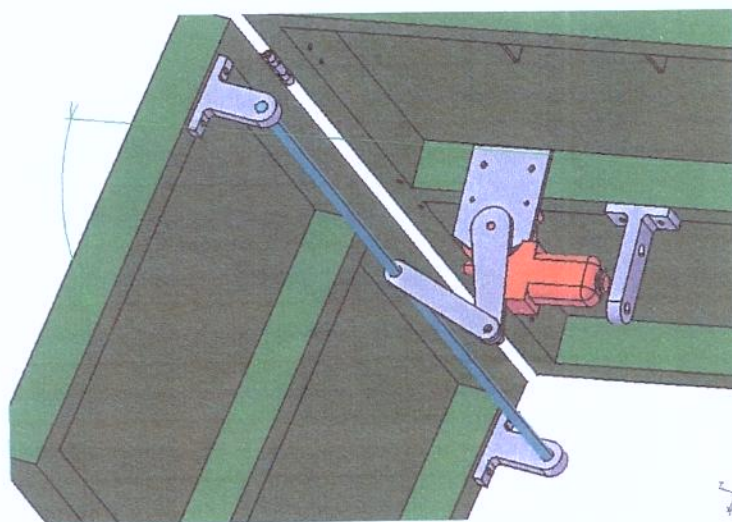


Fig. 4.13 – Detalhe do acionamento do apoio das pernas.

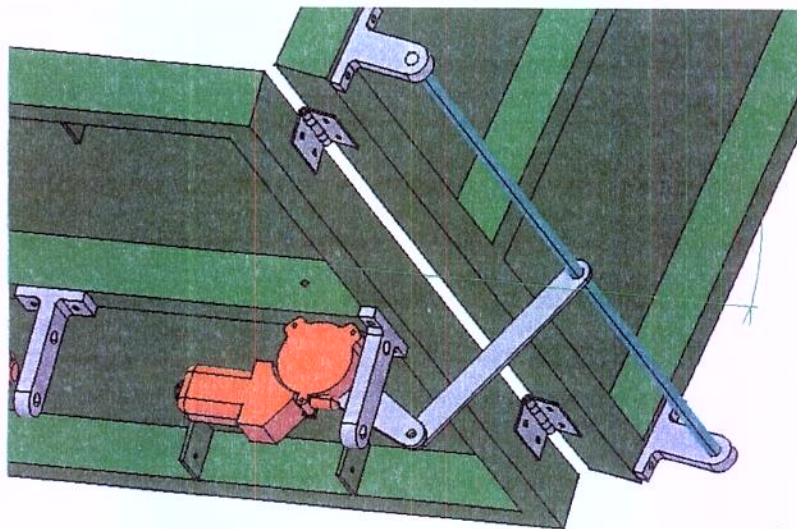


Fig. 4.14 – Detalhe do acionamento do apoio do tronco.

- 4.4.2 Subconjunto de movimentação (fig. 4.15), constituído por uma base, na qual, estão fixados dois rodízios e duas rodas motoras, acionadas por dois motos-redutores independentes, numa proposta, de também fornecer ao equipamento a flexibilidade de movimentação como o de uma cadeira de rodas.

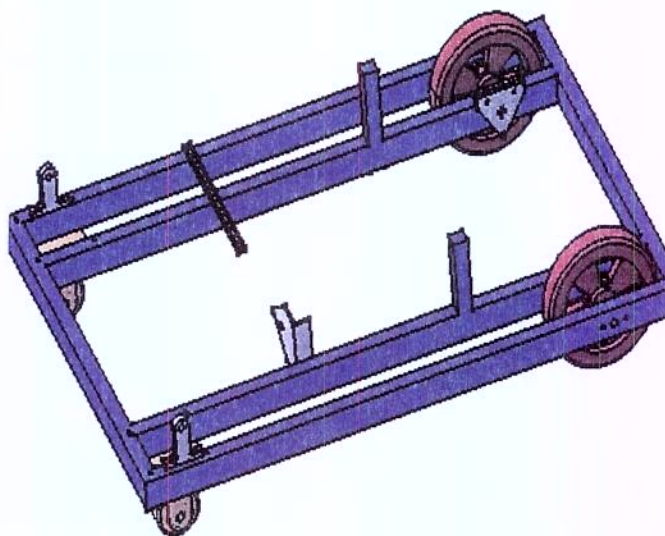


Fig. 4.15 – Subconjunto de movimentação.

4.4.3 Subconjunto de elevação (fig. 4.16), tem a função de elevar o acento, gerando fatores propícios de acessibilidade ao equipamento, pode também, colocar o paciente em uma posição inclinada em relação ao solo. É constituído de um mecanismo de barras e acionado por um moto redutor.

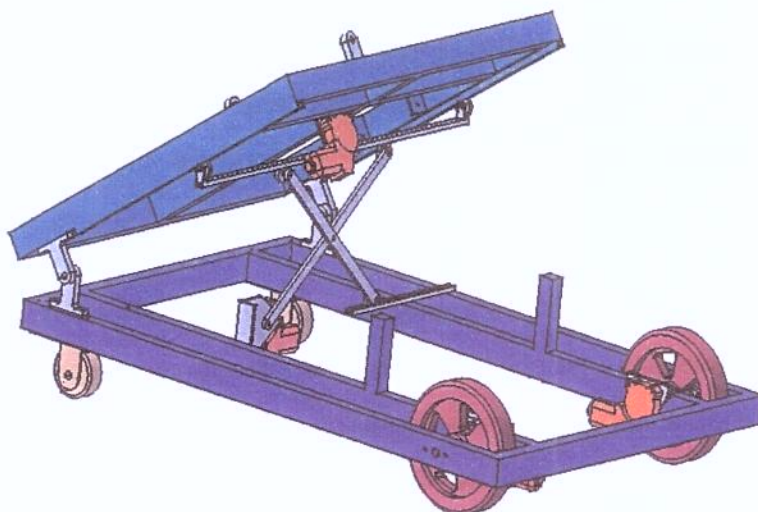


Fig. 4.16 – Subconjunto de elevação.

4.4.4 Inclinação Lateral (fig. 4.17), a inclinação lateralmente, para a direita ou esquerda, de um ângulo, estipulado dentro de um range de segurança ao paciente, gera fatores propícios à modificação dos pontos de concentração de pressão no corpo do paciente, assim como, favorece o tratamento. É constituído de um mecanismo de barras e acionado por um moto redutor.

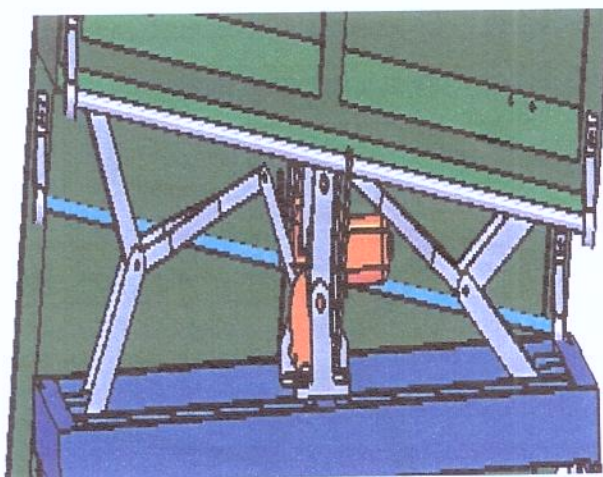


Fig. 4.17 – Subconjunto de inclinação lateral.

4.5 Indicação das Possibilidades de Análise CAD / CAE

4.5.1 Proposta para a Análise Cinemática dos Sistemas Mecânicos

Na montagem dos subconjuntos, se adotou as restrições, e seus graus de liberdade possibilitando a simulação da movimentação dos componentes, estas restrições impostas aos subconjuntos são a base para o estudo cinemático de montagens mais simples (fig. 4.17). Já nos conjuntos em que os movimentos requerem um sistema mecânico mais complexo (fig.4.21) foi utilizado o recurso de análise baseado no estudo cinemático do esboço do mecanismo.

Foi utilizado em no software integrado de CAD / CAE – CATIA V5, a ferramenta de protótipo virtual, sendo, é possível importar o arquivo da montagem, e através da análise das restrições de montagem comparadas com os graus de liberdade, necessários ao estudo cinemático, em cada junta do mecanismo a ser efetuado o estudo cinemático. Para este estudo o equipamento foi dividido em três sistemas mecânicos, são eles:

- a) o subconjunto de elevação;
- b) o subconjunto de inclinação lateral;
- c) o subconjunto de elevação e o subconjunto da cama.

Todos estes subconjuntos são acionados por moto-redutor em um mecanismo de barras.

O subconjunto de acionamento de elevação (fig. 4.18), foi simulado inicialmente em esboço (fig. 4.19 a fig. 4.21), observando o comportamento do sistema comparado as dimensões implementadas às barras posteriormente modelado tridimensionalmente.

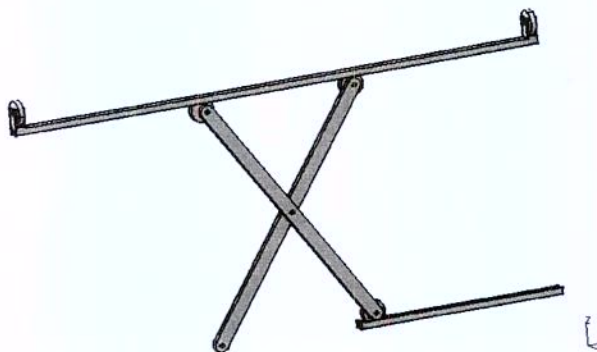


Fig. 4.18 – Modelo tridimensional do subconjunto de acionamento de elevação.

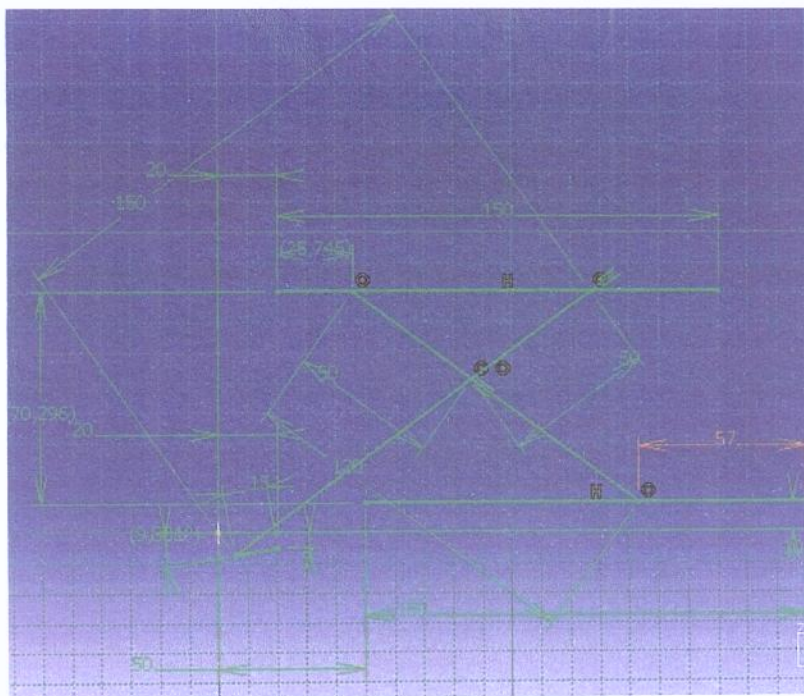


Fig. 4.19 – Análise cinemática em esboço, posição inicial.

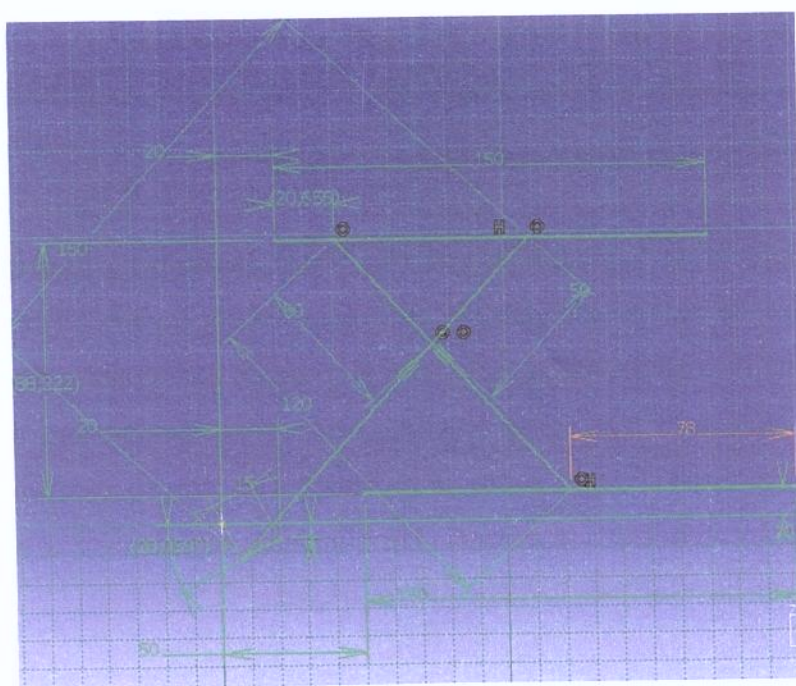


Fig. 4.20 – Análise cinemática em esboço, posição intermediária.

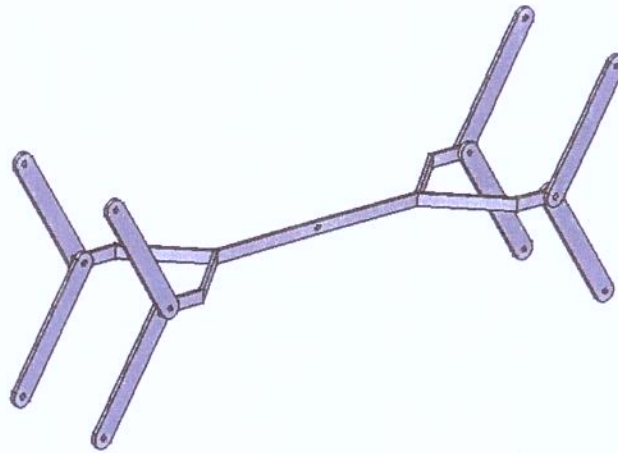


Fig. 4.22 – Modelo tridimensional do sistema de inclinação lateral.

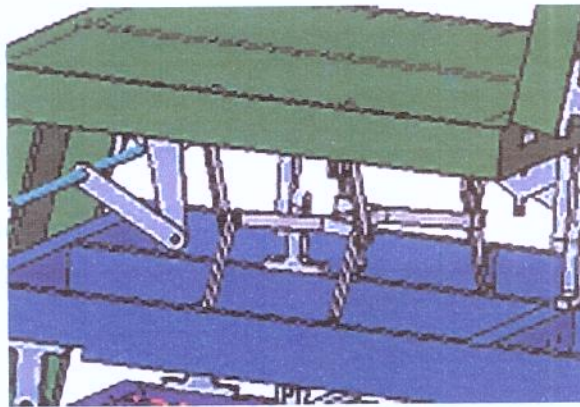


Fig. 4.23 – Detalhe do subconjunto de inclinação lateral.

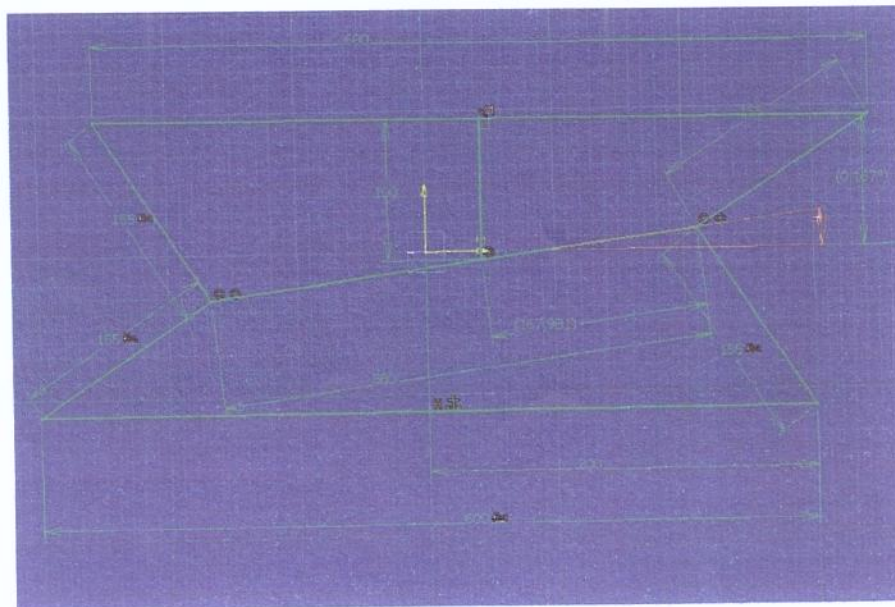


Fig. 4.24 – Estudo cinemático do esboço do sistema de inclinação lateral na posição horizontal.

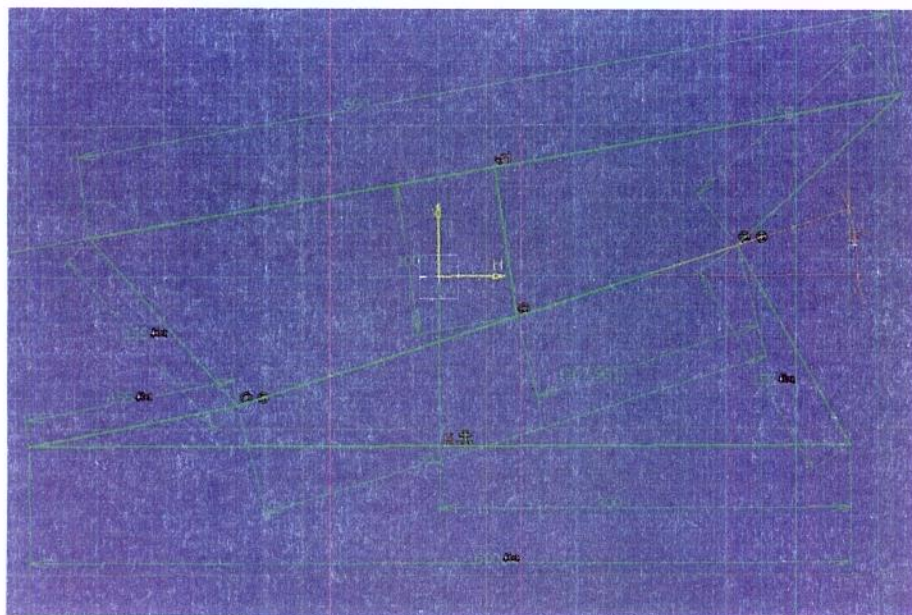


Fig. 4.25 – Estudo cinemático do esboço do sistema de Inclinação lateral, inclinação à esquerda.

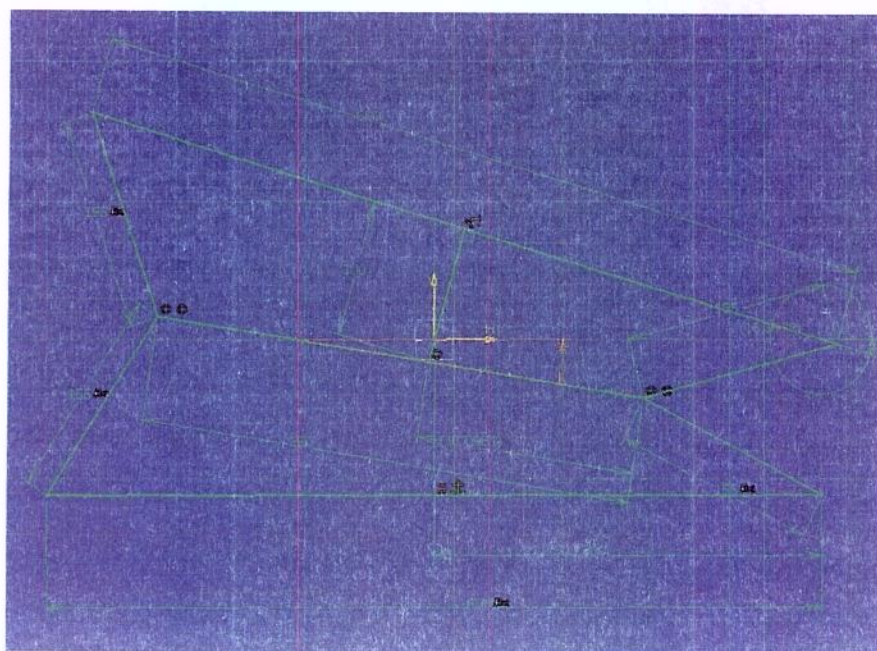


Fig. 4.26 – Estudo cinemático do esboço do sistema de Inclinação lateral, Inclinação à direita.

Após a análise cinemática do sketch do sistema e observado o correto funcionamento do mesmo foram modelados, os componentes e montados o subconjunto de elevação, de inclinação lateral e da cama, este, constituído do acionamento de elevação, do apoio das pernas e também do sistema de elevação do encosto.

A figura 4.27, mostra a análise cinemática tridimensional do subconjunto da cama, responsável pelos movimentos de inclinação encosto e do apoio de pernas da cama, para este caso, a complexidade do sistema mecânico é menor, não sendo necessário à simulação em esboço de linhas, pois o dimensionamento e as restrições aplicadas na montagem, são informações suficientes para a determinação dos tipos e números de graus de liberdade das juntas em estudo.

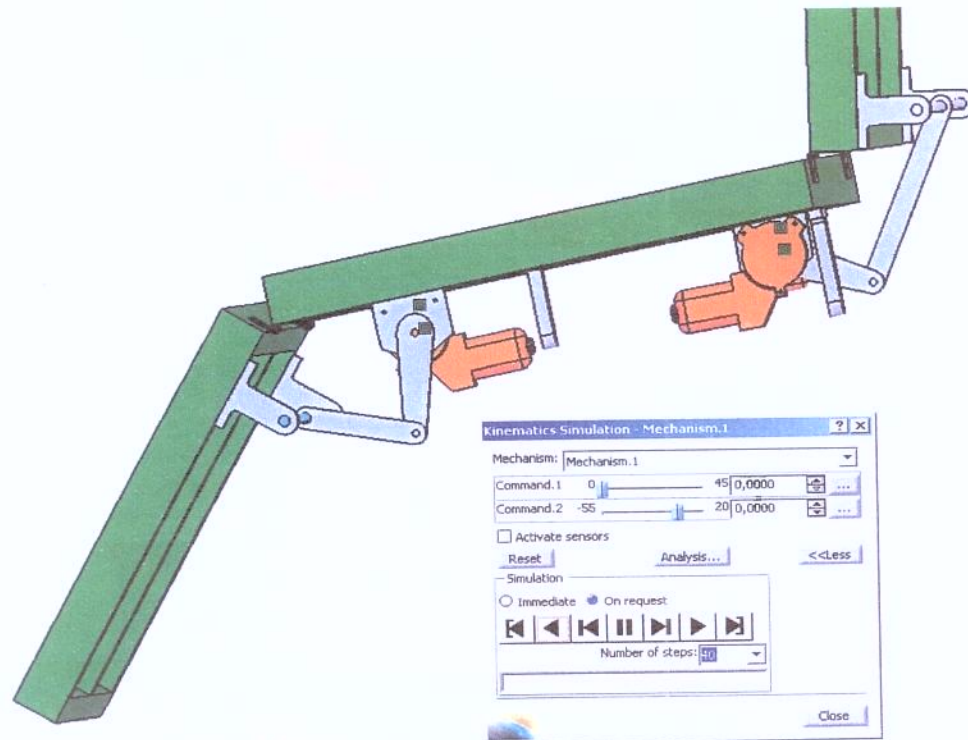


Fig. 4.27– Análise cinemática do subconjunto tridimensional de elevação das pernas e costas

Nas figuras 4.28 a 4.30, estão representadas a sequência dos movimentos visualizados na análise cinemática tridimensional.

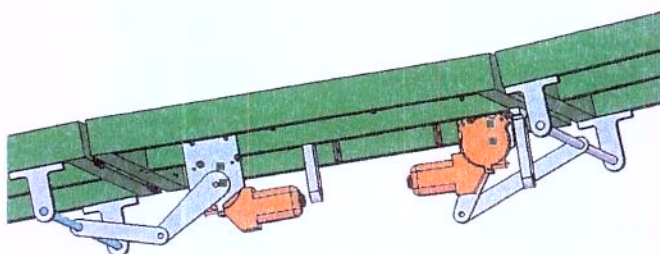


Fig. 4.28– Análise cinemática do subconjunto tridimensional
posição horizontal.

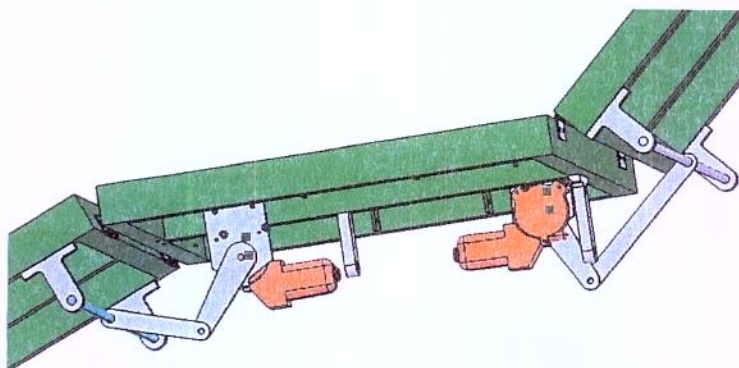


Fig. 4.29– Análise cinemática do subconjunto
posição intermediária.

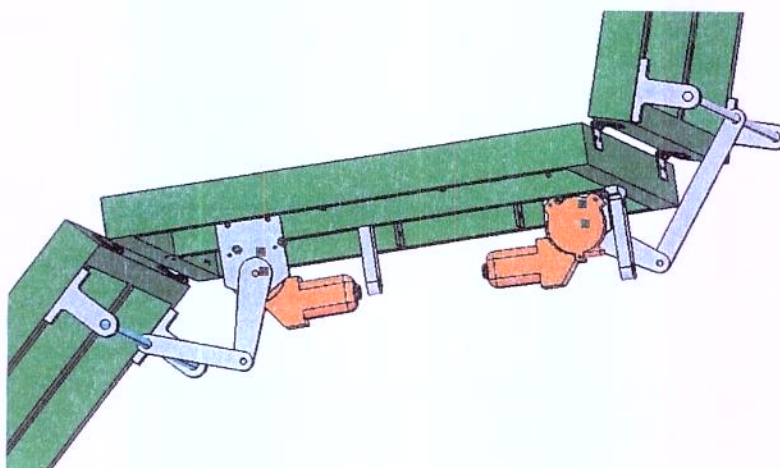


Fig. 4.30– Análise cinemática do subconjunto tridimensional
posição elevada.

4.5.2 Proposta para a Análise Estrutural dos Sistemas Mecânicos

A análise estrutural foi elaborada sobre o modelo do conjunto e seus componentes criados no software CATIA V5. A ferramenta é apropriada a projetos de componentes e conjuntos, onde, o projetista conhecendo as situações básicas de funcionamento, a geometria, o carregamento e o material utilizado, poderá verificar, a possibilidade de ocorrer falha. Dado um componente modelado no projeto, para desenvolver a análise, o módulo de análise estrutural irá importar o componente modelado devendo ser especificado; o material, as restrições de contorno (carregamentos e apoio), definir a malha e seu respectivo tipo de elemento, de posse destes parâmetros o software executará cálculo dos esforços e deformações pelo método dos elementos finitos. Observar-se que para a execução da análise estrutural, foi utilizado, somente, componentes considerados críticos, quanto aos esforços submetidos. Na análise aqui descrita, no componente, “Barra Y” (fig. 4.31), foi implementado o material, aço 1020, cuja tensão admissível descrita no software é de $2,5 \times 10^8 \text{ N/mm}^2$, e para efeito de otimização estrutural, ou seja, para que tenhamos a máxima resistência com o mínimo material, a resistência de trabalho deve ser de 80% da tensão admissível. Como carga aplicada, estaremos adotando o peso do paciente somado o peso da estrutura superior do equipamento (153 Kg) e uma aceleração de 1 g sobre a cama da maca. Esta carga aplicada, será transmitida, basicamente, sobre os mancais, barras e hastes de transmissão.



Fig. 4.31 – Análise estática na condição inicial de solicitação.

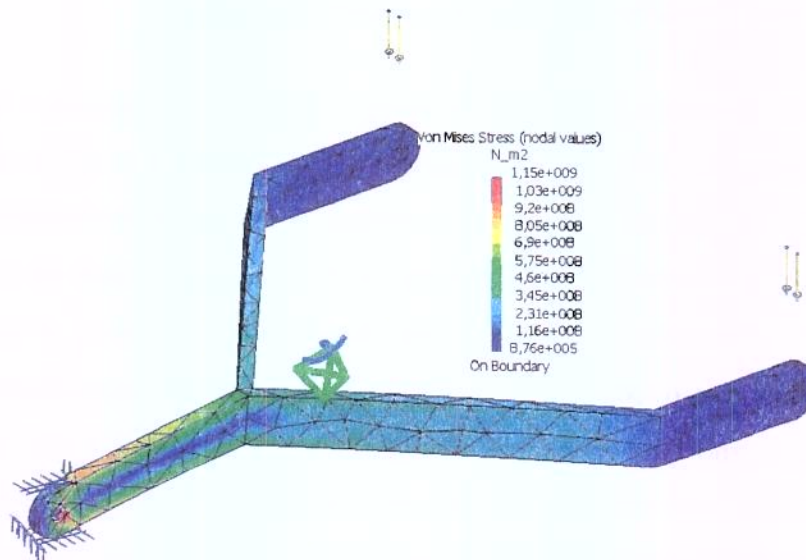


Fig. 4.32 – Análise estática na condição final de solicitação.

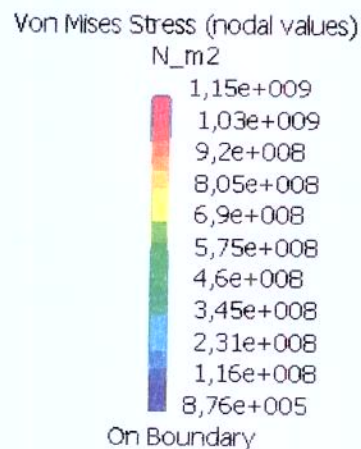


Fig. 4.33 – Visualização do resultado da análise estática.

A interpretação do resultado, obtido na paleta de cores (fig. 4.33), deve ser analisado cuidadosamente, pois, a primeira impressão é que o valor obtido supera o valor estipulado, conseqüentemente, poderia ser afirmado que o componente não resiste aos esforços solicitados, mas, para que esta afirmação possa ser feita a análise deverá ser refeita de forma comparativa com análises anteriores, durante um processo de melhoria da malha estipulada, seus elementos de suas respectivas dimensões; nesta comparação, quando os valores tenderem ao um valor observado é quando se poderá dar o parecer da análise.

O processo de análise estática, de um determinado conjunto, é similar ao descrito para o componente, diferenciando na necessidade de identificar as restrições de montagem para que sejam transformadas em restrições de conexão, levando em conta; as restrições de contato, seus graus de liberdade e os esforços atuantes nos componentes. A figura 4.34, mostra a análise da tensão atuante em um conjunto.

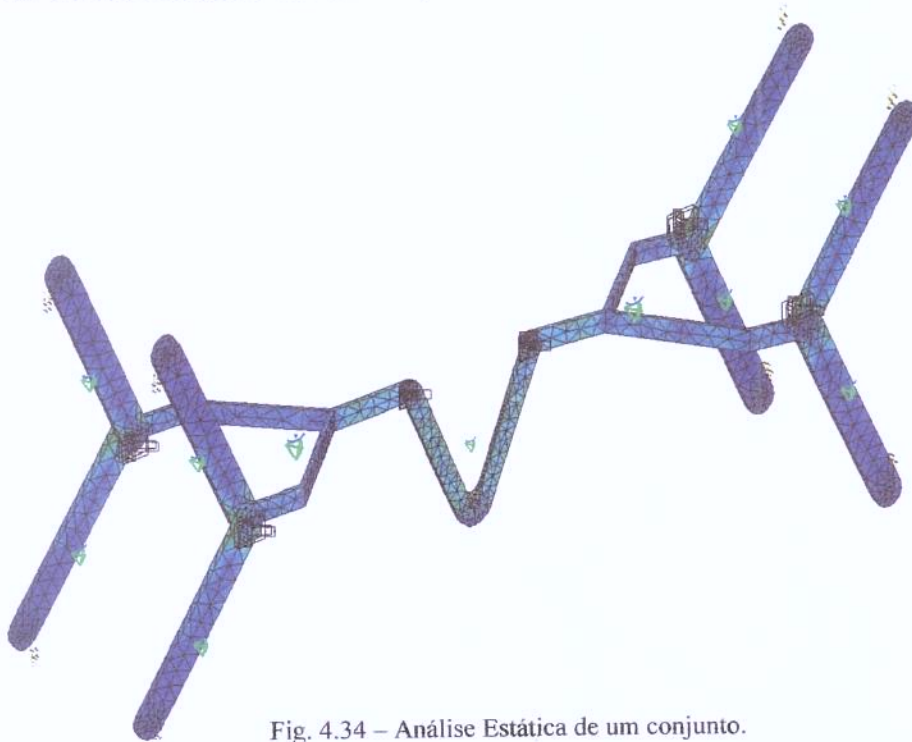
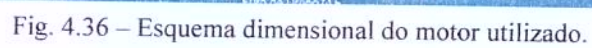
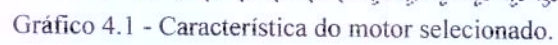


Fig. 4.34 – Análise Estática de um conjunto.

A movimentação dos componentes determina os esforços atuantes no eixo do moto-reductor, então, obtemos os valores necessários para a seleção do moto-reductor, existente no mercado, observando as seguintes informações; potência do motor, rotação do motor, coeficiente de redução ou rotação de saída do reductor, ou o torque de saída. A figura 4.35 representa a forma esquemática para o cálculo da componente de maior valor no dimensionamento do motor, ficou adotado neste projeto, que para a redução do custo de fabricação o motor utilizado será o mesmo modelo para o acionamento da elevação dos pés, da elevação do encosto e do sistema de inclinação lateral. As figuras 4.36 mostram o esquema das dimensões do motor e o gráfico 4.1 a curva característica do motor selecionado. Através dos cálculos de dimensionamento do motor foi selecionado o modelo BOSCH CEP de 24V de tensão, 85W de potência máxima, 48,0 Nm de torque máximo, 55 rpm e sentido de giro bidirecional.



4.5.3 Proposta para Análise das Freqüências Naturais

A análise das freqüências naturais de componentes é uma necessidade real nos projetos atuais que devido à otimização dos mesmos, ou seja, o mínimo material utilizado com a máxima resistência, leva à possibilidade destes componentes possuírem freqüências naturais de valores baixos, logo, dentre seus modos de vibração, poderemos observar valores que devem ser evitados, pois caso ocorram o componente entrará em ressonância e, provavelmente, irá ocorrer a falha por fadiga. Para este caso, utilizou-se o software CATIA V5, para o referido cálculo, e buscamos somente as 10 primeiras freqüências naturais de vibração de alguns componentes considerados críticos. Para a análise de vibrações, foi necessário apenas indicar as restrições de fixação similar à aplicação real, indicando os pontos onde o equipamento estará apoiado e a identificação do material do componente assim como a geometria do mesmo. A figura 4.37 mostra os dez primeiro modos de vibração do componente e suas respectivas freqüências; já as figuras 4.38 a 4.40, mostram a representação esquemática tridimensional dos três primeiros modos de vibração, estando indicada por uma paleta de cores as regiões de concentração de tensão devido à vibração, ou seja, são as regiões onde provavelmente ocorrerá a fratura por fadiga.

Number of modes	Frequency (Hz)
1	154,428
2	269,434
3	380,288
4	428,083
5	1035,65
6	1806,59
7	1927,69
8	2092,82
9	2101,63
10	4011,12

Fig. 4.37 – Freqüências de vibração do componente.

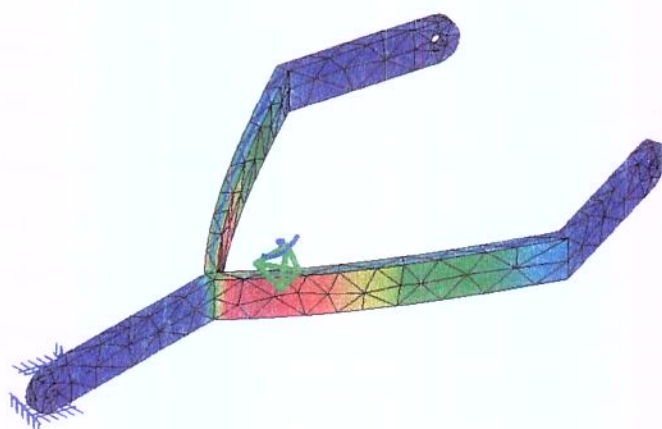


Fig. 4.38 – Componente vibrando a 154,428 Hz.

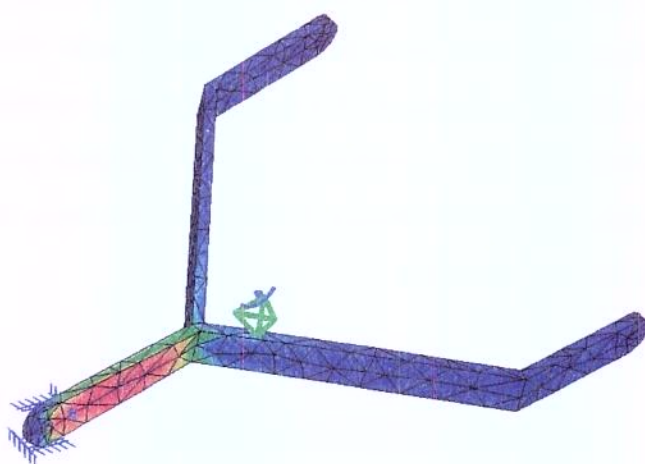


Fig. 4.39 – Componente vibrando a 269,434 Hz.

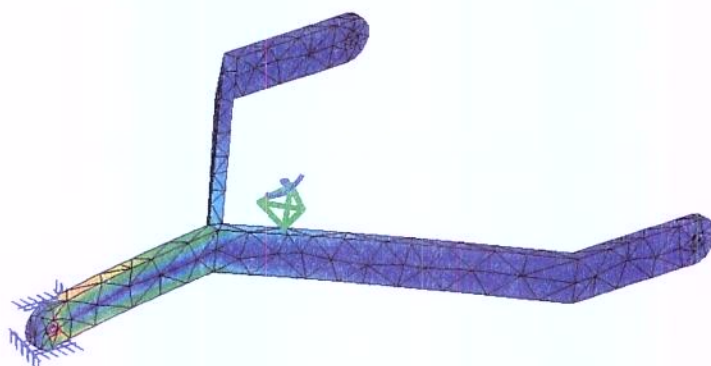


Fig. 4.40 – Componente vibrando a 380,288 Hz.

4.6 Programação e Controle Utilizando um Sistema Supervisório

A implantação de um supervisor configura a aplicação de outras ferramentas de controle que a automação pode proporcionar no desenvolvimento tecnológico do sistema proposto. Analisando a proposta inicial, fica clara a necessidade de controlar o equipamento proposto nos itens: posição, inclinação e tempo de permanência; este controle pode ser executado no próprio equipamento, ou ainda, por meio de uma rede interna (intranet), dada uma certa programação o sistema executa uma função fisioterapêutico sendo a mudança periódica da posição do paciente e, conseqüentemente, o deslocamento dos pontos de carga sobre o corpo, evitando o aparecimento de escaras. O controle trabalha sobre o sistema motor dos subconjuntos distintos, fornecendo mobilidade necessária para:

- inclinação do encosto da cama da maca;
- inclinação do apoio de perna da cama da maca;
- inclinação lateral nos sentidos horário e anti-horário da cama da maca.

Em uma proposta inicial (fig 4.41), foi desenvolvido um sistema supervisor em Buidier C++, e criado um sistema de instalação, utilizando-se o Visual Basic.net.

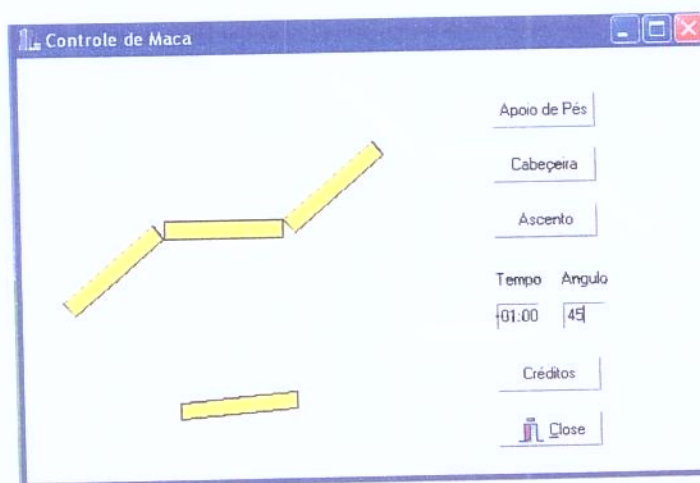


Fig. 4.41 – Proposta inicial da tela do supervisor.

O controle dos movimentos é executado individualmente, com somente uma operação de controle do tempo e da inclinação de cada parte Figuras (4.42 a 4.44).

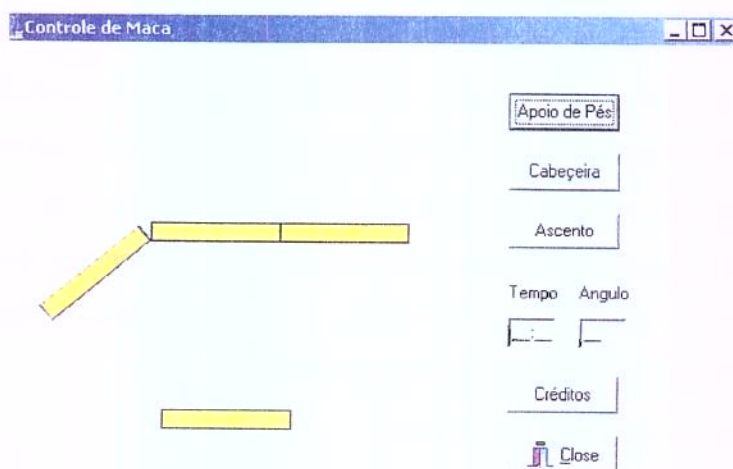


Fig. 4.42 – Movimento do apoio dos pés na tela do supervisorio.

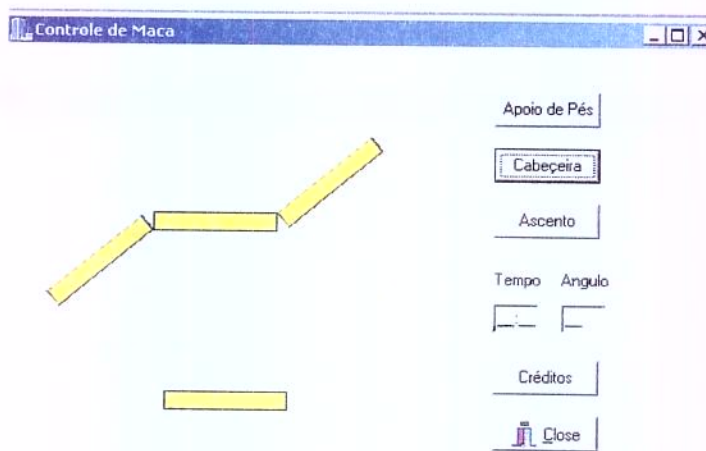


Fig. 4.43 – Movimento da cabeceira na tela do supervisorio.

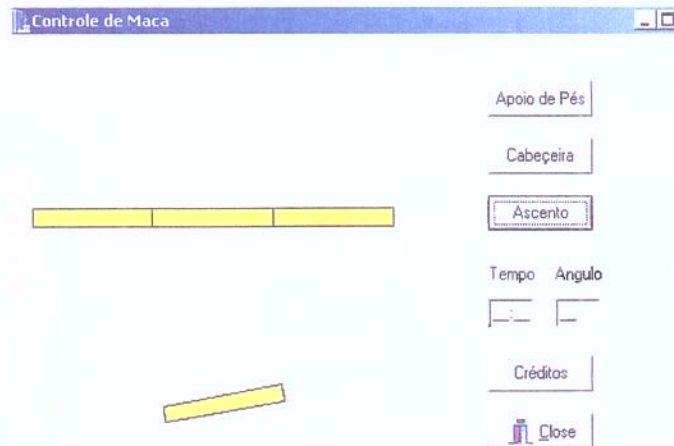


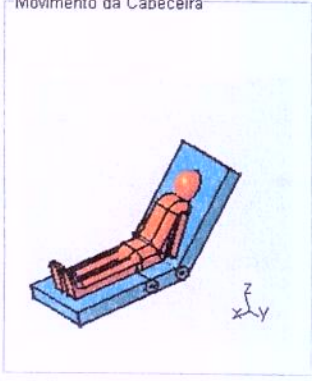
Fig. 4.44 – Movimento do acento na tela do supervisor

O recurso gráfico deste estudo, quando utilizado por um usuário qualquer, não atende às necessidades mínimas de compreensão do funcionamento do sistema proposto, assim, como a impossibilidade de ser efetuada a programação múltiplas tarefas, ou seja, varias programações independentes para os três componentes de movimentação, desta forma, ficou definida a elaboração de uma nova janela para o supervisor (fig. 4.45), melhorando a parte gráfica e estipulando campos múltiplos de programação a cada componente, individualmente, possibilitando inserir diversos parâmetros simultâneos. Na construção do gráfico do supervisor foram utilizados, além do Buider C++ e do Visual Basic.net, além de filmes gerados no próprio em software integrado de CAD / CAE, CATIA V5.

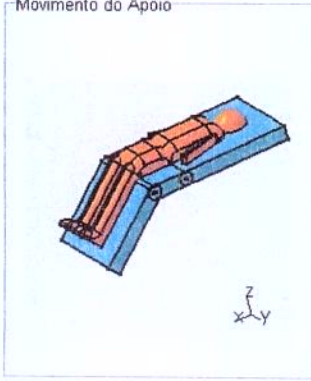
A programação proposta neste supervisor controla a inclinação dos componentes, dentro da faixa pré-estabelecida, em suas inclinações máximas e mínimas, assegurando o movimento do paciente em seus limites. As seqüências de inclinações são executadas em conformidade com tempo programado para o inicio do evento e o tempo de permanência na posição, e interfere na execução do próximo evento, pois, existe uma lógica a ser obedecida na seqüência de operações sem que haja problemas ao paciente. O sensoramento do equipamento irá indicar à programação os limites de movimentação e a situação de segurança do paciente sobre o equipamento, ou de pessoas próximas em situação de risco de acidente. Quando acusado uma situação de risco pelos sensores o programa de movimentação não é executado sendo indicado ao enfermeiro, a situação e a necessidade de ser tomada uma providência para que a programação de movimentação tenha continuidade.

Controle Hospitalar da Maca

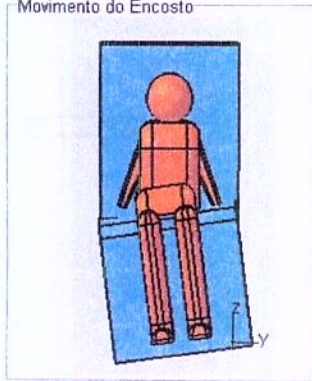
Movimento da Cabeceira



Movimento do Apoio



Movimento do Encosto



Controles

Controle da Cabeceira			
Hora	Min	Angulo	Duração (Min)
07	53	45	15
0	0	0	0
0	0	0	0

Controle do Apoio			
Hora	Min	Angulo	Duração (Min)
07	53	45	15
0	0	0	0
0	0	0	0

Controle do Encosto			
Hora	Min	Angulo	Duração (Min)
07	53	10	15
0	0	0	0
0	0	0	0

Iniciar

Fig. 4.45 – Tela do supervisório final de controle e programação.

Capítulo 5

Implementação Experimental

5.1 Simulando o Supervisório

Ao ser definido e implementado o de um supervisório (fig. 5.1), é também necessário, implementar outras ferramentas de controle da automação para atender as exigências propostas no projeto em desenvolvimento, tais como; controles e sensores, de posição, inclinação e tempo de permanência, sendo a transmissão, entre o supervisório e o equipamento, efetuado via rede interna (intranet) com a conexão possível nas saídas USB, serial ou paralela, esta última, adotada no projeto, do computador. Desta forma, dada uma certa programação o sistema executará a função fisioterapeúticas de mudança periódica da posição do paciente evitando o aparecimento de escaras devido o deslocamento sistemático dos pontos de concentração de carga sobre as proeminências ósseas.

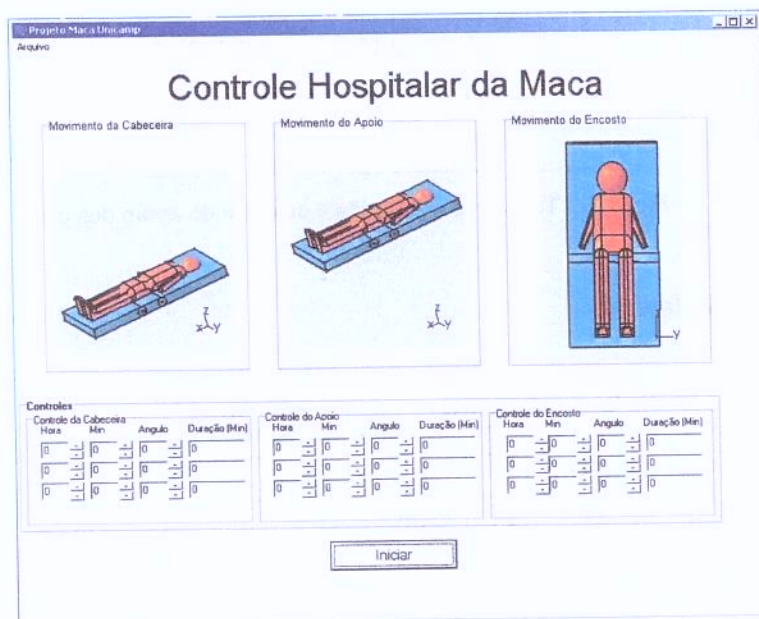


Fig. 5.1 – Tela do Supervisório de controle e programação.

O supervisor controla distintamente o acionamento do moto-redutor existente em cada subconjunto fornecendo mobilidade necessária ao tratamento fisioterapêutico, o controle de acionamento permite que seja efetuada uma programação do movimento para os itens de:

- horas e minutos do início do movimento;
- ângulo de inclinação;
- tempo, em minutos, da permanência na posição.

A programação é individual para cada uma das partes a serem acionadas, sendo elas:

- inclinação da cabeceira;

Controle da Cabeceira			
Hora	Min	Angulo	Duração (Min)
07	53	45	15
0	0	0	0
0	0	0	0

Fig. 5.2 – Tela de programação e controle da cabeceira.

- inclinação do apoio dos pés;

Controle do Apoio			
Hora	Min	Angulo	Duração (Min)
07	53	45	15
0	0	0	0
0	0	0	0

Fig. 5.3 – Tela de programação e controle do apoio dos pés.

- inclinação lateral.

Controle do Encosto			
Hora	Min	Angulo	Duração (Min)
07	53	10	15
0	0	0	0
0	0	0	0

Fig. 5.4 – Tela de programação e controle do acento.

A tela do supervisor e suas informações gráficas visuais identificam a posição assumida por cada uma das partes movidas, desta forma uma pessoa que administra o supervisor, rapidamente, identificará da posição do paciente devido o movimento ocorrido, as figuras 5.5 a 5.7 ilustram este tipo de informação visual.

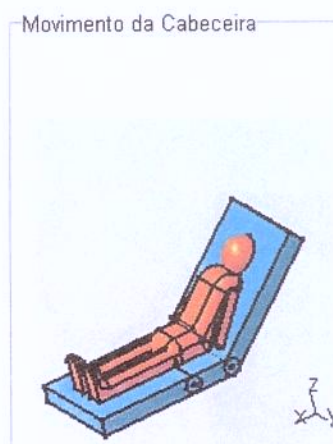


Fig. 5.5 – Tela de visualização do movimento da cabeceira.

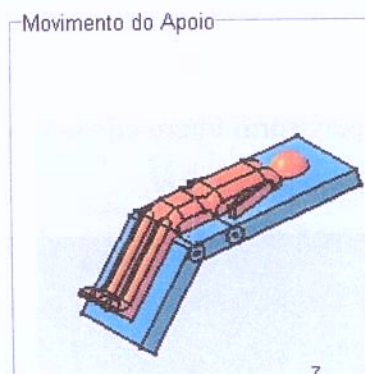


Fig. 5.6 – Tela de visualização do movimento do apoio dos pés.

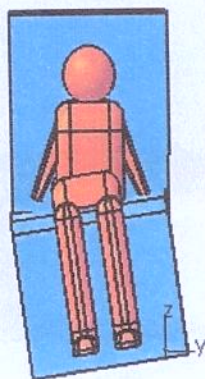


Fig. 5.7 – Tela de visualização da inclinação do acento.

Para a simulação do supervisor, foi montada uma caixa simuladora (fig. 5.8), a qual contém led's que identificam o tipo de movimento do subconjunto movimentado, e um cabo paralelo de comunicação que possibilita a simulação do sinal emitido ao moto-reductor, a recepção deste sinal é identificado acionamento do led via protocolo de comunicação entre o supervisor e a caixa simuladora, este protocolo foi escrito utilizando o software Biuder C++ (Anexo I).

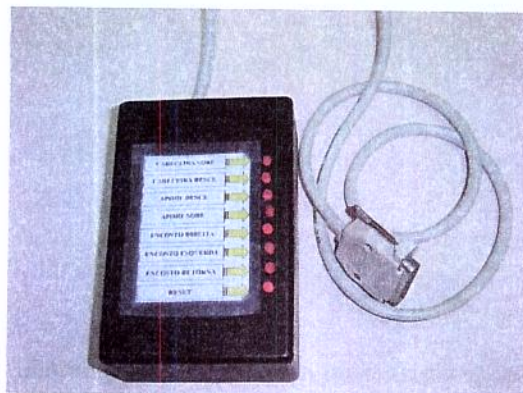


Fig. 5.8 – Caixa de led's para simulação do supervisor.

Na figura 5.9 ilustra a simulação do supervisor atuando e executando os programas de controle do sistema, para este supervisor foram criados instaladores para o Windows 98 e Windows XP utilizando o software Visual Basic.net.



Fig. 5.9 – Simulando o sistema supervisor.

5.2 Simulando a Lógica em um Protótipo Funcional.

Sendo o objetivo, a prevenção do surgimento das escaras de pressão obtida pela movimentação, automatizado, do paciente, estipulo-se então a simulação dos movimentos implementados ao equipamento. Para o conhecimento da funcionabilidade real, foi construído um protótipo funcional (Fig. 5.10), o qual, não reproduz o projeto dos sistemas mecânicos desenvolvidos neste trabalho, e sim os movimentos do equipamento. O protótipo funcional é constituído das seguintes partes: o apoio dos pés, o acento, o encosto e a estrutura da base; os movimentos foram obtidos com a instalação de guias lineares (Fig. 5.11), acionadas por motor-reductor de corrente contínua (24V), e conectadas por barras aos componentes de movidos (apoio dos pés, acento e encosto).



Fig. 5.10 – Montagem do sistema mecânico do Protótipo Funcional.

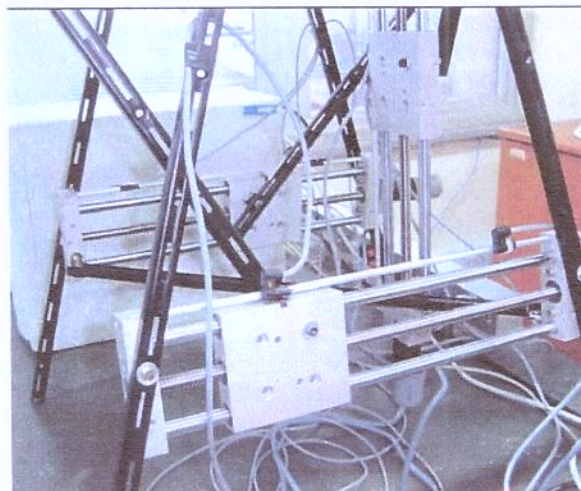


Fig. 5.11 – Montagem do módulo de motorização.

Para esta simulação, o foco da análise foram os movimentos, desta forma o sistema supervisório foi substituído por um controlador lógico programável, da marca FESTO, modelo FC600 e um sistema de acionamento manual por botoeiras, para o acionamento de avanço ou retorno do moto-reductor, sensores de indução para indicar os limites de curso e reles para a inversão do sentido de giro do moto-reductor. Este sistema pode ser representado esquematicamente pela figura 5.12. Neste estudo, a montagem dos botões, reles e o controlador lógico programável (Fig. 5.13) foi chamado de módulo de controle, cujo esquema elétrico está representado na figura 5.14.

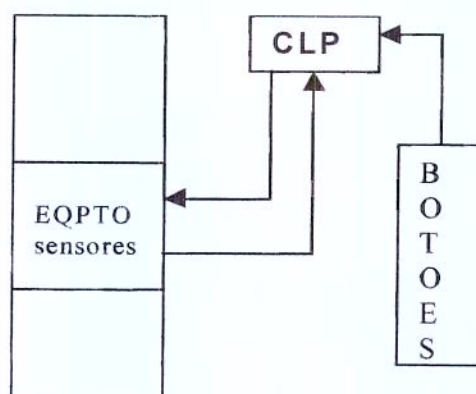


Fig.5.12 – Esquema do sistema controlado pelo CLP e acionado pela botoeira.

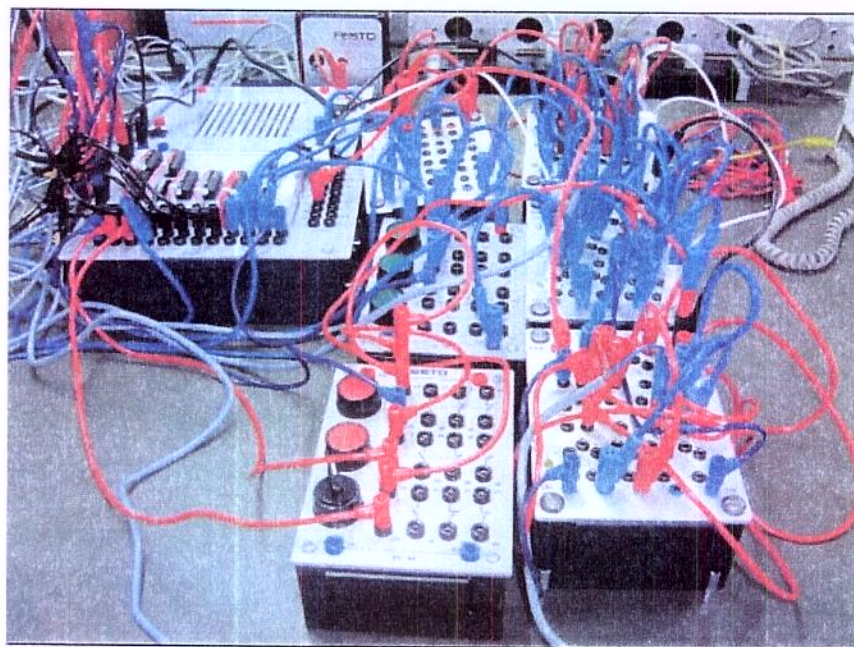


Fig. 5.13 – Montagem do módulo de controle.

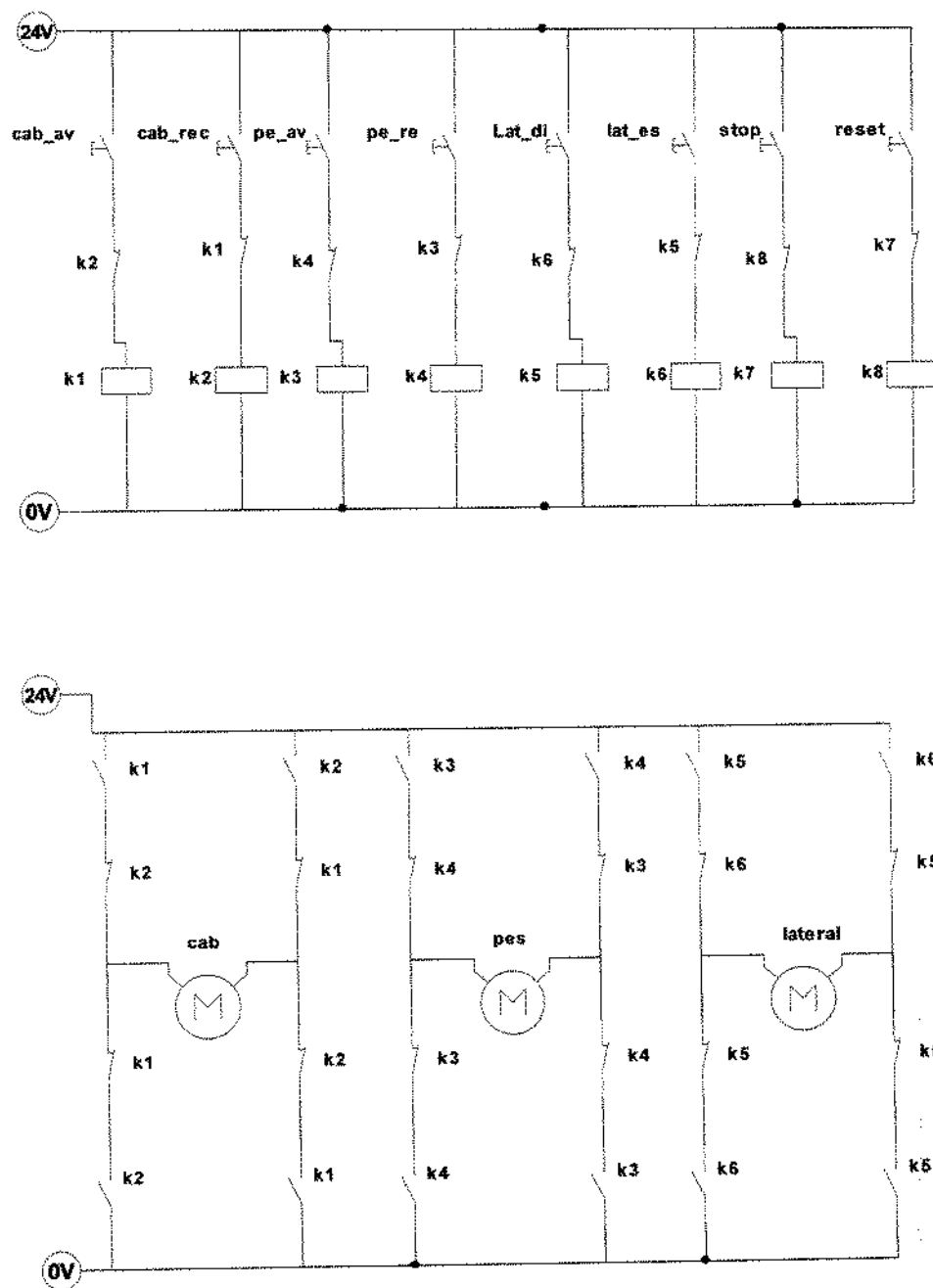


Fig. 5.14 – Esquema elétrico da montagem do módulo de controle.

Para implementar a lógica temos inicialmente que definir os parâmetros:

- Atuadores - “motor cabeça”;
- “motor pés”;
- “motor inclinação”;

Sensores -	“sensor cabeça - avanço”;
	“sensor cabeça - retorno”;
	“sensor pés - avanço”;
	“sensor pés - retorno”;
	“sensor inclinação – direita”;
	“sensor inclinação – esquerda”;
	“sensor inclinação – horizontal”.
Botões –	“Botão cabeça – avanço”;
	“Botão cabeça – retorno”;
	“Botão pés – avanço”;
	“Botão pés – retorno”;
	“Botão inclina – horizontal”;
	“Botão inclina – direita”;
	“Botão inclina – esquerda”;
	“Botão Stop”;
	“Botão Reset”.

As condições e restrições implementadas na lógica (programação vide Anexo II) estão abaixo descritas e representadas nas figuras 5.15 à 5.17.

Stop – cancela o movimento e o equipamento para na posição em que se encontra.

Reset – cancela o movimento e o equipamento retorna a posição horizontal (deitado).

Apoio dos pés – o movimento somente ocorrerá se:

- acento esteja na horizontal;
- encosto esteja elevado.

Encosto – o movimento somente ocorrerá se:

- acento esteja na horizontal;
- apoio dos pés esteja elevado.

Acento – o movimento somente ocorrerá se:

- encosto esteja elevado;
- apoio dos pés esteja elevado.

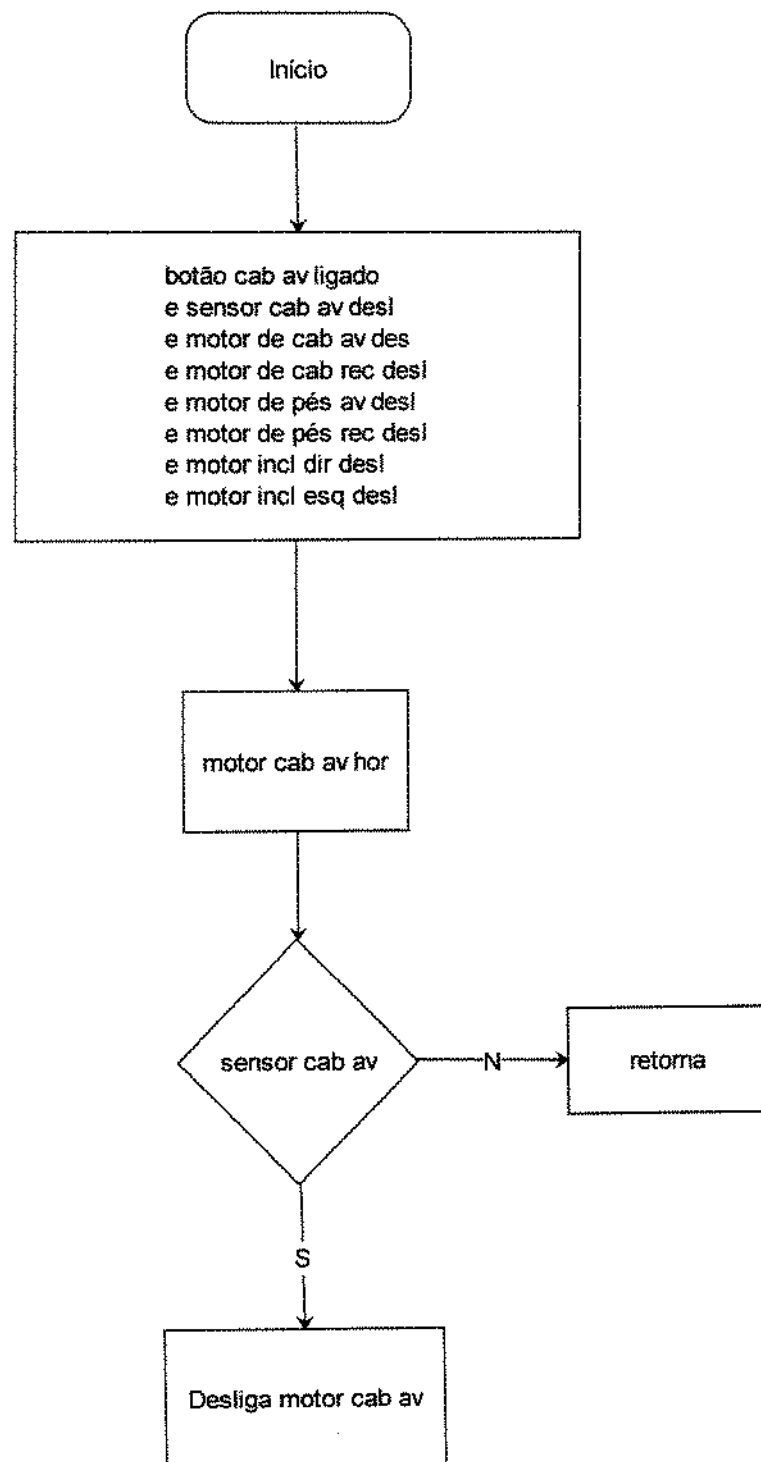


Fig. 5.15 – Fluxograma da lógica implementada no controle da motorização de avanço e retorno da cabeceira do equipamento.

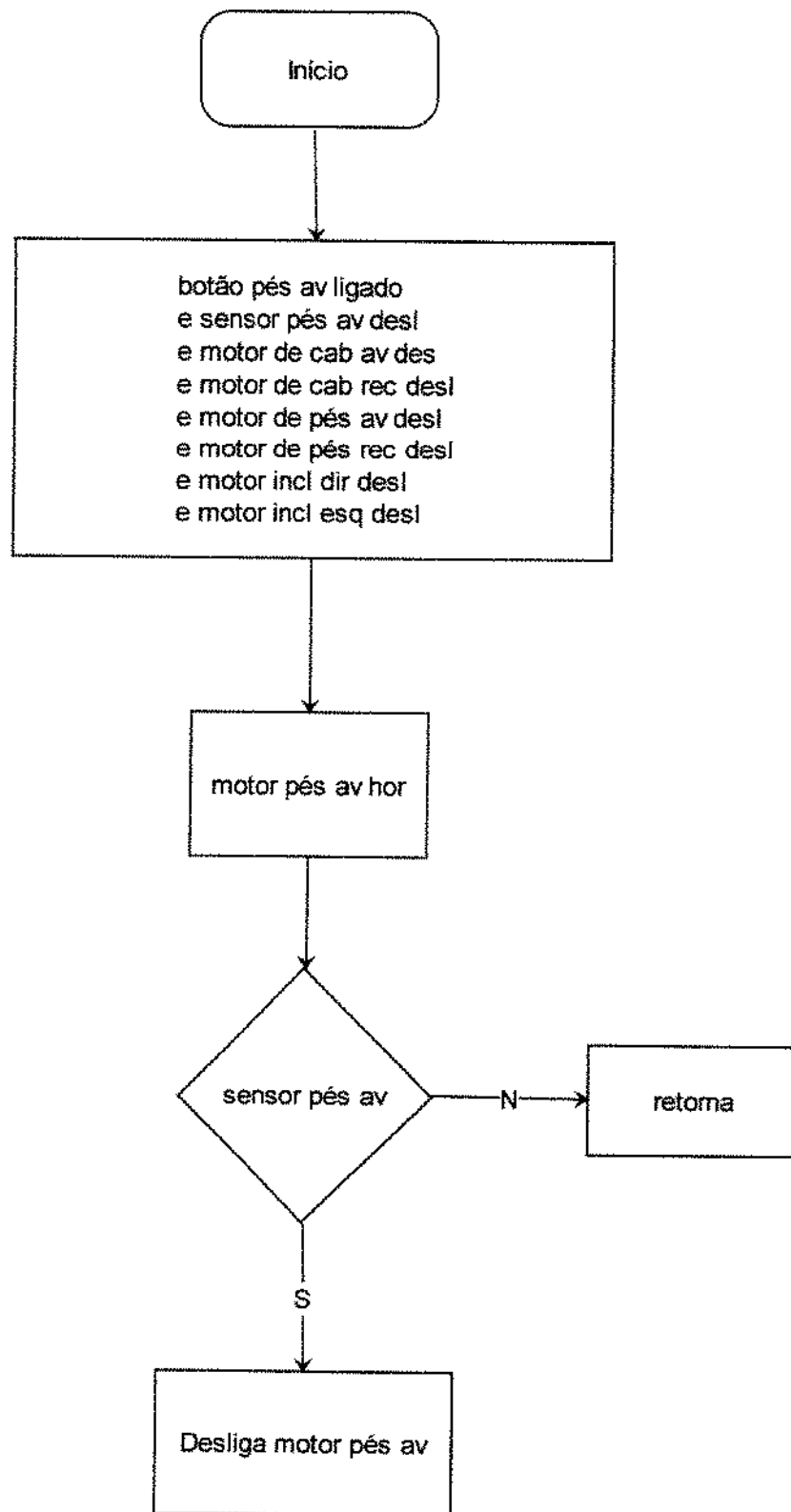


Fig. 5.16 – Fluxograma da lógica implementada no controle da motorização de avanço e retorno das pernas no equipamento..

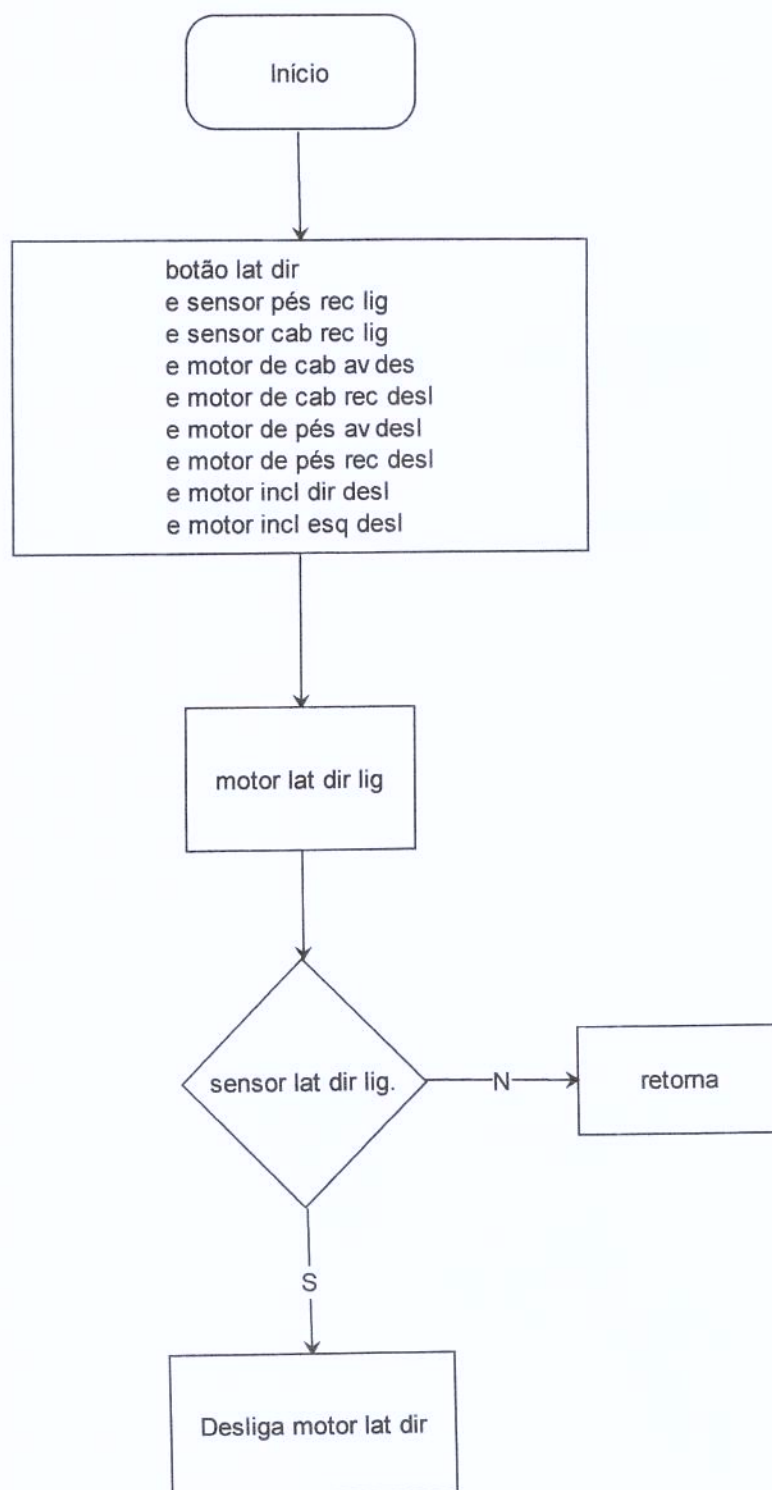


Fig. 5.17 – Fluxograma da lógica implementada no controle da motorização da inclinação lateral do equipamento.

A figura 5.18 mostra o computador rodando o programa do controlador lógico programável e a simulação do protótipo funcional está descrita representada a seguir:

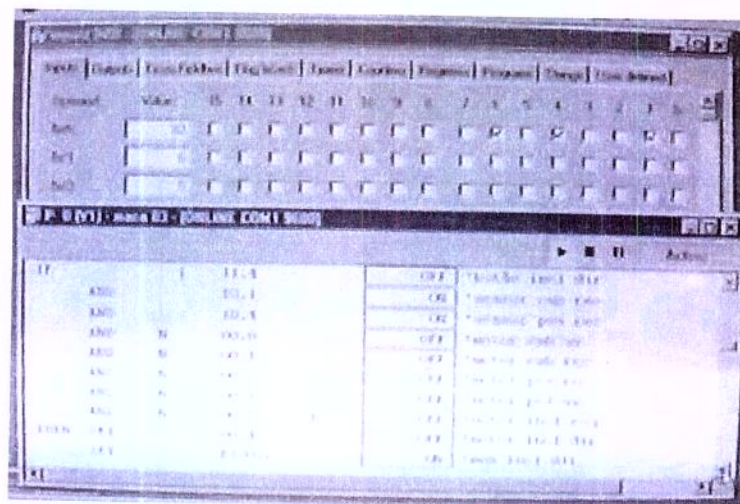


Fig. 5.18 – Visualização da tela do funcionamento da lógica

- Movimentação dos Pés (fig. 5.19), ocorre somente quando a maca não estiver inclinada para a lateral; a elevação dos pés ocorrerá somente quando existir a posição de elevação da cabeceira, já o comando de retorno ocorrerá somente se a posição cabeceira estiver em uma posição não horizontal, desta forma será evitado a ocorrência de tração no corpo do paciente. A seqüência das figuras 5.19 a 5.21, ilustram o movimento de elevação do apoio dos pés.

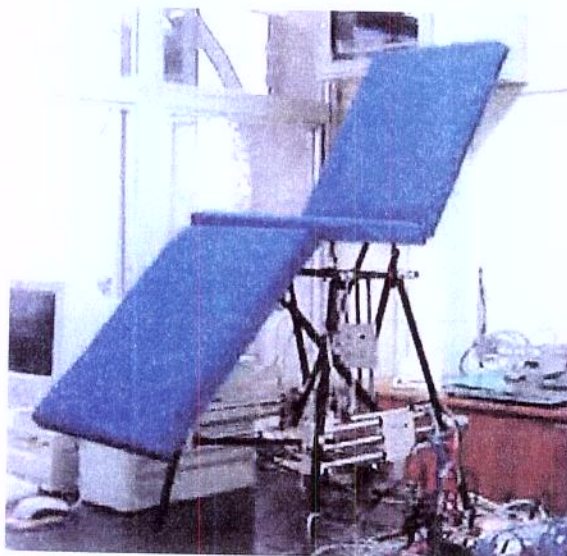


Fig. 5.19 – Simulação da movimentação dos pés, posição inicial.



Fig. 5.20 – Simulação da movimentação dos pés, posição intermediária.

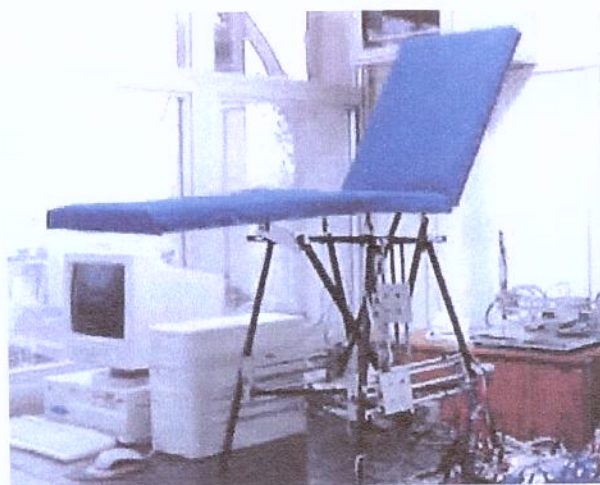


Fig. 5.21 – Simulação da movimentação dos pés, posição final.

- Movimentação da Cabeça (fig. 5.22), ou cabeceira, somente ocorrerá quando a maca não estiver inclinada para a lateral, podendo existir qualquer inclinação da “posição dos pés”, já o comando de retorno somente ocorrerá se a “posição dos pés” estiver na horizontal. A sequência das figuras 5.22 a 5.24, ilustram o movimento do apoio da cabeça e das costas, cabeceira.

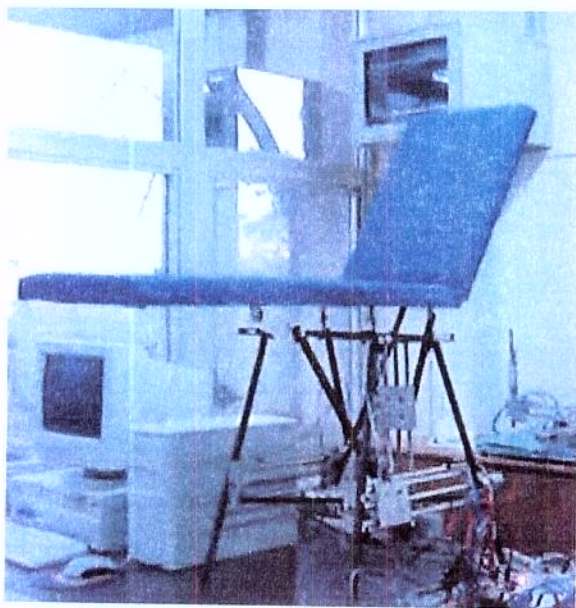


Fig. 5.22 – Simulação da movimentação da cabeceira, posição Inicial.

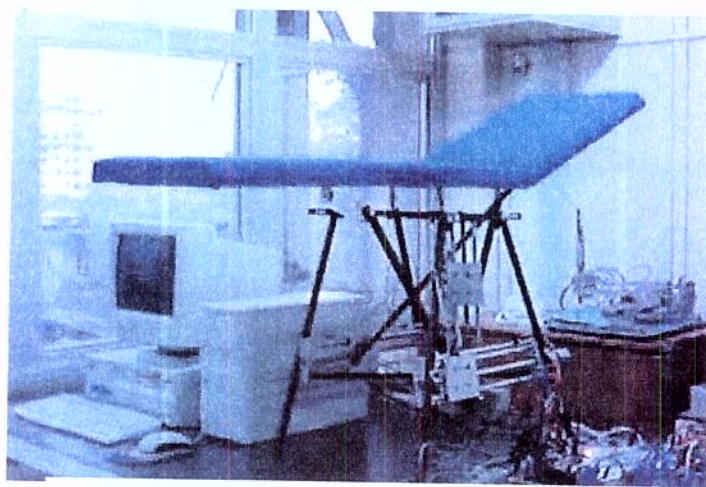


Fig. 5.23 – Simulação da movimentação da cabeceira, posição intermediária.

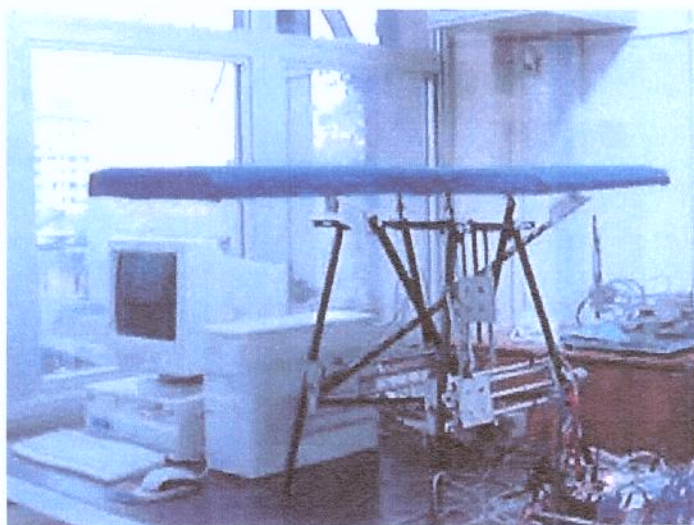


Fig. 5.24 – Simulação da movimentação da cabeça, posição final.

- Movimentação da Inclinação Lateral (fig. 5.25), somente poderá ocorrer quando a maca estiver na posição horizontal (posições pés e cabeça horizontais) e deve bloquear qualquer outro movimento que não seja de inclinação lateral. A sequência das figuras 5.25 a 5.27, ilustram o movimento de inclinação lateral.

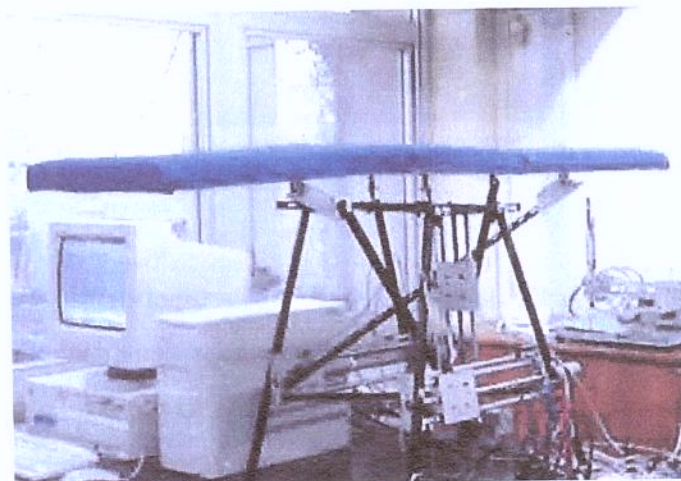


Fig. 5.25 – Simulação da movimentação de inclinação lateral, posição inicial.

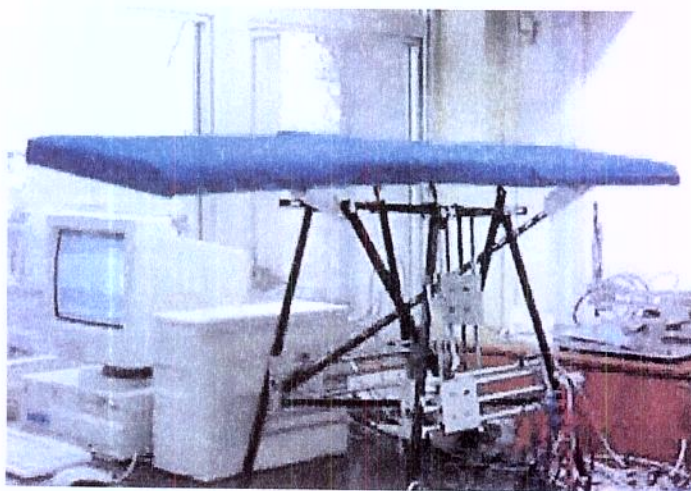


Fig. 5.26 – Simulação da movimentação de inclinação lateral, posição intermediária.

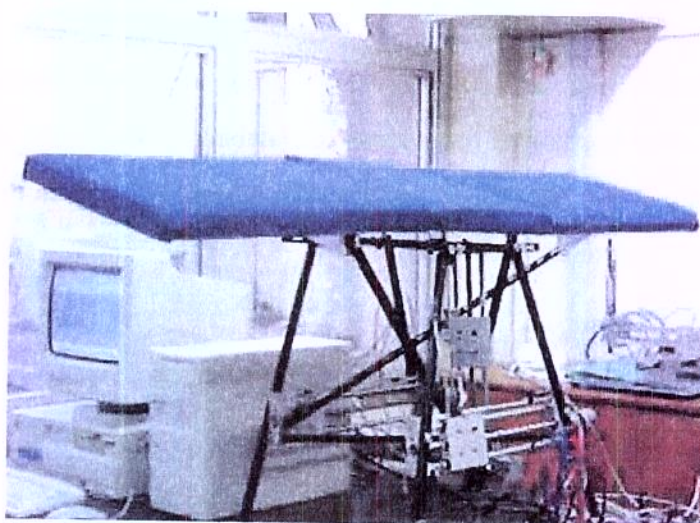


Fig. 5.27 – Simulação da movimentação de inclinação lateral, posição final.

A implementação, ao projeto, do sistema supervisório possibilita a programação desejada dos movimentos do equipamento, sendo representado pelo esquema da figura 5.28, onde o sinal do sistema supervisório passa pela caixa de reles e manda o comando ao controlador lógico programável, o qual aciona o moto-redutor e executa o movimento, obedecido, o critério inserido na lógica em suas prioridades de movimentação e indicação dos sensores de posição das partes móveis do sistema mecatrônico de controle de escaras.

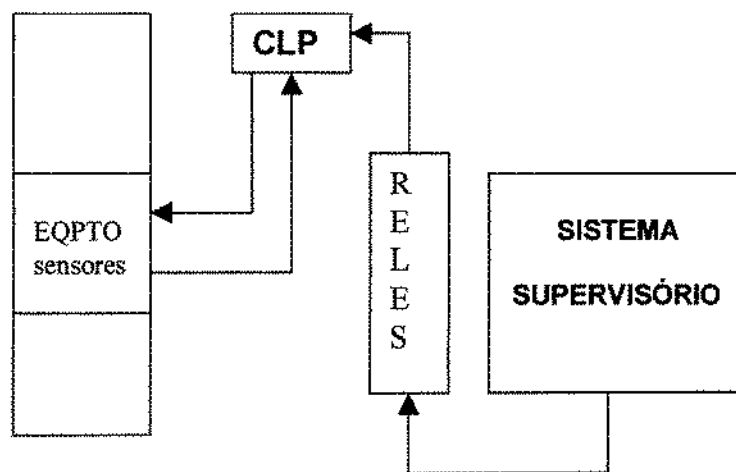


Fig. 5.28 – Esquema do sistema programado pelo supervisório.

A funcionalidade do projeto a um custo acessível depende da confecção de um hardware dedicado, baseado em um microcontrolador implementado da lógica, fazendo a conexão entre o sistema supervisório e o sistema mecatrônico (fig. 5.29).

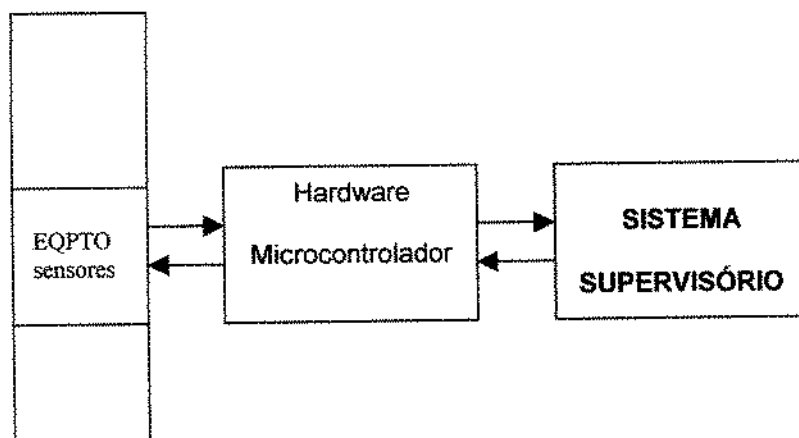


Fig. 5.29 – Esquema do sistema programado no supervisório com hardware dedicado.

Capítulo 6

Conclusão Final e Trabalhos Futuros

No estudo do problema da obesidade, os números mostram, o crescimento dos índices de diversos parâmetros, tais como; a classe econômica, o sexo, a idade ou mesmo a região do país, não sendo diferente para índices de outros países desenvolvidos ou em desenvolvimento. O problema está diretamente ligado às condições de vida da atualidade, onde a automação, inserida nos mais diversos processos, colabora para que o ser humano desprenda cada vez menos energia para obter o mesmo resultado de quando o trabalho braçal e a alimentação caseira eram as formas de obter e gastar energia. Hoje a comodidade está disponível às pessoas; desde o trabalho efetuado, em sua na grande maioria sempre auxiliado de dispositivos automatizados que reduzem os esforços físicos, até a alimentação, acessível a qualquer instante e qualquer lugar através de alimentos industrializados, comidas rápidas, ricas em açúcares, gorduras e vitaminas, sendo que pequenas quantidades, devido o alto índice energético, seriam o suficiente para as necessidades do homem de hoje; para complementar este cenário, o stress, da cobrança de produtividade e objetivos, faz com que muitos utilizem os alimentos em quantidades descontroladas propiciando a obesidade. Para o controle da obesidade, temos somente, a conscientização e a disciplina como ferramentas, a serem instituídas principalmente em nossas crianças para que num futuro próximo tenhamos uma sociedade sadia.

O problema da escara de decúbito (úlceras de pressão), também está relacionada com a obesidade, pois 68% das pessoas obesas desenvolvem este problema quando impossibilitadas de se movimentar ou hospitalizadas e impossibilitadas de movimentos, contudo, pessoas não obesas também podem ser acometidas de escaras de decúbito quando colocada na situação de imobilidade, logo, o problema é genérico e sua prevenção é simples de ser implementada, pois

o paciente deve sofrer uma modificação de posição periodicamente, mudando a concentração da carga nas regiões críticas. Esta prevenção, aparentemente simples, na realidade necessita do cuidado de outra pessoa para executar estes movimentos, tornando o processo ainda mais difícil quando se trata de uma pessoa obesa. Em unidades hospitalares existe um certo número de pacientes para somente um enfermeiro tornando o processo de prevenção ineficaz, em casos de pacientes inertes domésticos, também ocorre esta situação. Para complicar situação, o controle da periodicidade do movimento assim como o tempo de permanência em determinada posição não é eficaz quando controlado por um auxiliar, pois executa outras tarefas diárias, deixando o controle da movimentação para um segundo plano.

O foco deste estudo vem colaborar diretamente a esta necessidade, pois com a movimentação do paciente programada e controlada eletronicamente serão propiciados os fatores desejáveis à prevenção, para o caso de o paciente já está com escaras a técnica não deve ser implementada, pois os movimentos fazem com que haja uma fricção das proeminências ósseas com o tecido da cama propiciando a piorar do caso. Em um o trabalho futuro, poderá ser proposto o estudo e implementação de novas formas de movimentos, de modo a minimizar as condições de atrito das proeminências ósseas.

A utilização de sistemas integrados de CAD / CAE é muito útil, no desenvolvimento de projetos e análises, pois a produtividade e a confiabilidade aumentam consideravelmente, quando utilizado software, que integram diversos módulos, possibilitando a utilização de várias ferramentas da engenharia numa só plataforma, como no caso do software utilizado CATIA V5. O software específico, ou seja, não integrado, mesmo com menor custo de aquisição, compromete a produtividade devido à dificuldade de importação e utilização de modelos gerados em softwares diferentes.

A utilização do módulo de ergonomia no software Catia V5 possibilitou a criação de um manequim “obeso”, o software utiliza padrões que atendem às normas internacionais para teste de colisão veicular, desta forma, o maior modelo possível de ser gerado tem um porte relativamente grande (homem, 1,90m de altura e 130 Kg), não tão obeso quanto desejável, mas o suficiente para criar as condições necessárias de estudo dos movimentos e posições, com também as dimensões ocupadas pelo manequim, fornecendo as informações suficientes

para ser gerado o primeiro modelo proposto. As dimensões mínimas de ocupação do equipamento foram assumidas para que houvesse a possibilidade de atender às dimensões residenciais. No aspecto conforto o equipamento pode ser reavaliado, pois no estudo inicial foi focado a mobilidade do paciente.

Desenvolvida a proposta virtual inicial houve certa dificuldade em compreender e otimizar os movimentos da mesma, objetivando a análise foi criado um protótipo reduzido, sem escala, em cantoneiras de alumínio. Como resultado, foi possível observar, alguns erros de concepção dos módulos mecânicos propostos. A otimização do modelo deu-se com a redução dos graus de liberdade do conjunto; já para a movimentação dos novos subconjuntos utilizou-se mecanismo de barras, com o propósito de ter o menor custo de manufatura do sistema mecânico. Por outro lado o baixo rendimento mecânico do sistema possibilita o desenvolvimento de uma nova proposta desenvolvida utilizando outro sistema mecânico de maior eficiência proporcionando outra relação custo benefício e comercialmente viável.

Na programação e controle dos parâmetros de movimentação do sistema projetado foi utilizada a ferramenta BUIDER C++ na a criação do sistema supervisorio, que em uma edição preliminar, não atendeu às necessidades propostas, pois a programação dos parâmetros de cada subconjunto do sistema ocorriam no mesmo campo de parametrização, desta forma somente um ciclo podia ser programado e o leiaut visual do supervisorio não foi satisfatório devido a utilização de ferramentas simples de desenho. Como segunda proposta foi elaborado um novo supervisorio, ao qual foram inseridos campos independentes para cada subconjunto do sistema e criou-se a possibilidade de programação múltipla do tempo de início, ângulo de inclinação e tempo na posição na posição, dando maior mobilidade e autonomia ao sistema. A área gráfica foi melhorada ao se utilizar frações de filmes gerados no próprio software Catia V5. Com a simulação de funcionamento do supervisorio foi possível analisar a emissão dos sinais pelo supervisorio e a recepção nos led's comprovando assim o funcionamento do mesmo. Este sistema pode ser melhorado, em trabalhos futuros, com a implementação de registros do tratamento médico sugerido, na forma de relatório, gráfico ou tabela, contendo as informações; dos ângulos de inclinação, do tempo de permanência e dos horários das ocorrências, parâmetros estes, de suma importância na tomada de decisão na eficiência do tratamento ou modificação da estratégia utilizada.

Durante os trabalhos de simulação do Protótipo Funcional se fez necessárias diversas modificações na lógica implementada de forma a atender as especificações de segurança propostas nos movimentas, vale lembrar, que o protótipo não utilizou os mesmos sistemas mecânicos de movimentações modelados no projeto, e sim um sistema de guia lineares disponíveis no laboratório e que, sem prejuízo, simularam os movimentos do equipamento inseridos ao paciente, mantendo a lógica dos atuadores e sensores. Nesta análise os comandos foram inseridos ao sistema por meio de botões, e reles para inversão do sentido de rotação do moto-redutor. A utilização de um controlador lógico programável e sensores de indução permitiram a implementação da lógica ao sistema de forma rápida e eficaz, mas em contrapartida, as dimensões, custo de instalação e complexidade de preparação das ligações são inviáveis quando do ponto de vista comercial, de produção e de manutenção. A sugestão para trabalhos futuros, é que seja efetuada a simplificação significativa do sistema de controle, através do desenvolvimento de um hardware microprocessado, ao qual implementada a lógica, seja capaz emitir, receber e processar os sinais do sistema mecatrônico.

No desenvolvimento desta pesquisa e da análise da sistemática dos trabalhos hospitalares, foi observada a necessidade de uma outra proposta (fig. 6.1) em trabalhos futuros complementares, tendo como propósito transferência o paciente entre equipamentos hospitalares, sem a interação manual dos enfermeiros na operação, reduzindo as possibilidades de acidentes com paciente ou mesmo com os enfermeiros e conseqüentemente o aumento da segurança da operação de transferência e a redução da sensação de desconforto do paciente o durante o procedimento hospitalar. O funcionamento do equipamento consiste ao acionar um moto-redutor que aciona dois roletes, bobinando duas tiras de nylon, estas possuem garras que fixada a uma barra transversal e travada ao lençol do leito do paciente, efetuará o translado do paciente entre macas ou camas. As figuras 6.2 a 6.4 mostram a simulação do funcionamento de transporte do paciente.

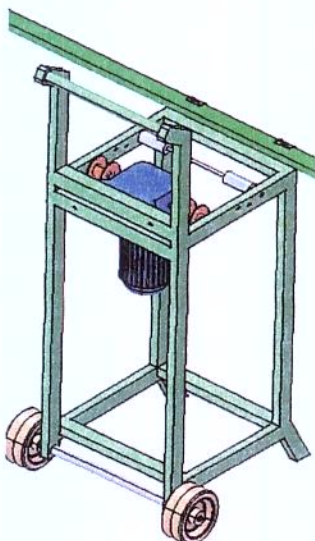


Fig. 6.1 – Mecanismo para transferência de pacientes entre macas

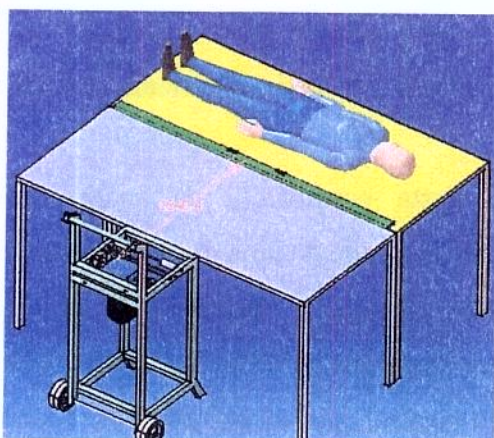


Fig. 6.2 – Sistema automático de transferência do paciente entre macas – posição inicial.

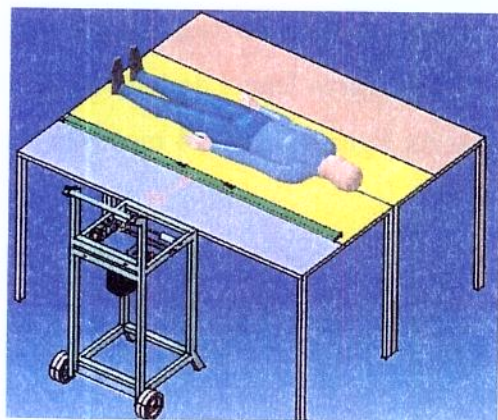


Fig. 6.3 – Sistema automático de transferência de paciente entre macas - posição intermediária.



Fig. 6.4 – Sistema automático de transferência de paciente entre macas – posição final.

Pode então ser concluído que o processo de automação, a integração dos sistemas CAD / CAE e suas simulações, sistemas de programação e controle e todas as demais ferramentas utilizadas pela engenharia na automação de oferecem um potencial diferencial no desenvolvimento de novas propostas e soluções tecnológicas na área da saúde, usuários destas tecnologias, devem estar atentos à constante mudança de paradigmas para a utilização da tecnologia devido à dinâmica da atualização continuada dos conhecimentos. Atualmente as tecnologias estão focadas a solução de problemas industriais e da competitividade mundial, mas estudos mostram a vertente da valorização na utilização de tecnologias da automação para melhorias sociais, devemos então iniciar esta utilização no desenvolvimento de soluções capazes em melhoria da qualidade de vida não só de pessoas saudáveis como também daquelas que necessitam de maior atenção e cuidado.

Podemos finalizar este estudo confirmando as reais vantagens da utilização destas tecnologias para a área hospitalar focando-a como uma necessidade primordial, do mesmo modo de que muitos países desenvolvidos de estão investindo maciçamente em pesquisas utilizando-se das tecnologias existentes a fim de oferecer benefícios sem proporções ao bem estar da sociedade, logo, temos também a responsabilidade de atuar no desenvolvimento de propostas nacionalizadas, de baixo custo e alta eficiência tornado-a mais acessível a todos os níveis da sociedade, as quais serão beneficiadas com a utilização das tecnologias da automação, reduzindo os custos de projeto, de testes, somados a segurança e eficiência propiciando a melhora dos processos de recuperação de pacientes obesos e ou inertes dentre as mais diversas necessidades da área da saúde.

Referências Bibliográficas

- ACSM - AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. **Guide lines for Exercise Testing and prescription**. 4th. Philadelphia, Pa: Lea & Febinger, 1991. Bielinski R. Schutz Y et al. Energy expenditure during the postexercise recovery in man. Am.J. Clin. Nutric. 42: 69-82, 1985.
- ALEMZADEH, R; LIFSHITZ, F. **Childhood obesity**. En Lifshitz F, ed. Pediatric Endocrinology, 3rd edition, New York: Marcel Dekker 1996:753-774.
- ALVES FILHO, Avelino. **Elementos Finitos, a base da tecnologia CAE**, Editora Érica, São Paulo, Brasil, 2000.
- AMERICAN PSYCHIATRIC ASSOCIATION - **Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders**, Fourth Edition. Washington, DC, American Psychiatric Association, 1994.
- BARÁNOV, G. **Curso de la teoria de mecanismos y máquinas**, 2nd ed, Mir Moscou, 1979.
- BARROS, Olavo B. **Ergonomia: a eficiência ou rendimento e a filosofia correta de trabalho em odontologia**. São Paulo: PASCAT, 1991.
- BERGASTTROM, N; ALLMAN, R.M; CARLSON, C.E; et al. **Pressure Ulcers in Adults: Prediction an Prevention**. Clinical Practice Guideline. *Quick reference Guide for Clinicians*, nº 3. Rockville, MD: US. Departament of Health and Human Services, Public Health Service, Agency for Health Care Policy and Research. AHCPR Publication nº 92- 0050, May 1992.
- BLACKBURN, G.L; DWYER, J.T; FLANDERS, W.D; et al. **Report of the American Institute of Nutrition Steering Committee on Health Weigth**. J Nutr 1994;124:2240-3.
- BLAKE, A; ZISSERMAN, A; CIPOLLA, R. "Visual Exploration of Free-space", in "Active Vision", pp.175-188, A. Blake, A. Yuille, Eds, MIT Press, 1992.
- BRAET, C; VAN WINCKEL, M; VAN LEEUWEN, K. **Follow-up results of different treatment programs for obese children**. Acta Paediatr, 1997, 86(4):397-402.

BUENO, M; SARRÍA, A; BUENO, O. **Obesidad en el niño y en el adolescente.** En Chavarría C, ed. Endocrinología, México: McGraw Hill Interamericana 1998:207-225.

CALIRI, M.H.L; MENDES, M.R; RODRIGUES, R.P. **Escala de Braden para evaluar Úlceras por presión.** Traducción para el portugués. VI Jornadas Nacionales de la Sociedade Española de Enfermería Geriátrica y Gerontológica Logroño, España, Abril, 2000.

CALIRI, M.H.L; GARCIA, M.H; RANGEL, E.M.L; PRADO, K.G. **“Úlcera de pressão em pacientes hospitalizados: fatalidade ou iatrogenia?”.** II Congresso Brasileiro – Congresso Latino Americano de Estomaterapia. (Resumo) São Paulo, setembro de 1997.

CALIRI, M.H.L; MACHRY, A.L; PRADO, K.G. **Experiências e conhecimentos de pacientes, com lesão traumática de medula espinhal e cuidados da família relacionados à prevenção de úlcera de pressão.** VI Colóquio Pan Americano de Investigação em Enfermagem. (Resumo) Ribeirão Preto-SP, maio de 1998.

CALIRI, M.H.L; MORAIS, T. B. **Úlcera de pressão em adultos - normas para prevenção.** 48o. Congresso Brasileiro de Enfermagem (Programa) São Paulo, 6 a 11 de outubro de 1996.

CALIRI, M.H.L; PRADO, K.G; ANGELO, D.A.D; Defino, H.L. **O perfil demográfico do lesado medular atendido no ambulatório de ortopedia de um hospital escola.** Congresso do Instituto de Ortopedia e Traumatologia.”Combined Meeting” Mayo Clinic. (Resumo) São Paulo - SP, maio de 1999.

CALIRI, M.H.L; RUSTICI, A.K.F; MACHRY, A.L. **“Prevenção de úlcera de pressão em pacientes com lesão medular: só o conhecimento é suficiente?”.** II Congresso Brasileiro – Congresso Latino Americano de Estomaterapia. (Resumo) São Paulo, setembro de 1997.

CARCINONI, M; NASCIMENTO, M.S; CALIRI, M.H. **Educação para prevenção e tratamento de úlcera de pressão para pacientes com lesão medular e seus familiares.** 51º Congresso Brasileiro de Enfermagem – 10º Congresso Panamericano de Enfermería. (Resumo) Florianópolis - SC, Outubro de 1999.

COMMITTEE ON DIET AND HEALTH, NATIONAL RESEARCH COUNCIL. **Diet and Health: implications for reducing chronic disease risk.** Washington, DC; National Academic Press, 1989:564.

- DICKMANN, E.D. **"Expectation Based Dynamic Scene Understanding"**, in Active Vision, pp303-335, A. Blake, A. Yuille, Eds, MIT Press, 1992.
- DIETZ, W.H; GORTMAKER, S.L. **Do we fatten our children at the television set? Obesity and television viewing in children and adolescents.** Pediatrics 1985; 75:807-812.
- ERDMAN, A.G., SANDOR, G. N. **Mechanism design – analysis and syntasis**, vol 1, 2nd ed, prentice hall, New Jersey, USA, 1991.
- ERYURTLU, F; KITTler, J. **"A comparative study of grey level corner detectors"**, Signal processing VI: Theories and applications, J. Vandewalle, R.Boite, M. Moonen, A. Oosterlinck (eds.), Elsevier Science, 1992.
- FAIRBURN, C.G; WILSON, G.T. - **Binge Eating: Nature, Assessment and Treatment**, Guilford Press, New York, 1993.
- FERNANDES, E.C; GUTIERREZ, L.H.. **Qualidade de vida no trabalho (QVT): uma experiência brasileira.** Revista de administração. São Paulo, v.23, n4, p. 29-38, out/dez. 1988.
- FERNANDES, L.M. **Úlcera de pressão em pacientes críticos hospitalizados. Uma revisão integrativa da literatura.** Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-graduação, área Enfermagem Fundamental, Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, 2000, 168p.
- FERREIRA, T. **Pacientes com lesão medular não tem tratamento adequado na internação**, Jornal da Paulista, UNIFESP, ano 14, nº156, junho 2001.
- FIALHO, F; SANTOS, N. **Manual de análise ergonômica do trabalho.** Curitiba: Genesis, 1995.
- KNITTLE, J.C; TIMMERS, K; GINSBERG-FELLNER, F. **The growth of adipose tissue in children and adolescents.** J Clin Invest 1979; 63:239-245.
- LISSNER, L; HEITMANN, B.L. **Dietary fact and obesity: evidence from epidemiology.** Eur J Clin Nutr 1995; 49:79-90.

MACHRY, A.L; NASCIMENTO, M.S; CARCINON, M; CALIRI, M.H.L. **Orientação de pacientes com lesão medular para a prevenção de úlcera de pressão: desenvolvimento de um recurso auxiliar.** VI Simpósio de Iniciação Científica da Universidade de São Paulo. (Resumo) Ribeirão Preto, outubro / novembro de 1998.

MARR, D. "Vision: A Computational Investigation into the Human Representation and Processing of Visual Information" W.H. Freeman & Co., San Francisco, 1982.

NASCIMENTO, M.S; CARCINONI, M; CALIRI, M.H.L. **Incidência de úlcera de pressão em pacientes com trauma raquimedular atendidos em uma instituição hospitalar de nível terciário.** 52a Reunião Anual da SBPC. Brasília, julho, 2000.

NASCIMENTO, M.S; CARCINONI, M; CALIRI, M.H.L. **Prevalência de úlcera de pressão em pacientes com trauma raquimedular.** VII Simpósio de Iniciação Científica da Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, novembro de 1999.

NOGUEIRA, P.C; CALIRI, M.H.L. **Percepção da equipe de enfermagem de um hospital universitário sobre os fatores de risco para úlcera de pressão no lesado medular.** 52a Reunião Anual da SBPC. Brasília, julho, 2000.

NOGUEIRA, P.C; CALIRI, M.H.L. **Úlceras de pressão no lesado medular. Por que acontecem?** VI Simpósio de Iniciação Científica da Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, novembro de 1999.

NOGUEIRA, P.C; CALIRI, M.H.L. **Fatores de risco para úlcera de pressão em pacientes com trauma medular. Análise da literatura científica nacional.** VI Simpósio de Iniciação Científica da Universidade de São Paulo. (Resumo) Ribeirão Preto, outubro/novembro de 1998.

NUNES, M.A; APPOLINÁRIO, J.C. e cols. - **Transtornos Alimentares e Obesidade.** Editora: Artes Médicas, Porto Alegre, 1998.

ORSSATO, C.H. **Mudança estratégica organizacional - um caso na agroindústria catarinense.** Florianópolis, Santa Catarina, 1995. Dissertação (Mestrado em Engenharia) - Universidade Federal de Santa Catarina.

PIZZINATO, N. K. **Homem, trabalho, sociedade - Evolução da relação homem X trabalho, à luz da Teoria da Organização.** Impulso - Revista de Pesquisa e Reflexão da UNIMEP. Ano 2, n 3, 1º semestre de 1988.

POLETTI, N.A. **O cuidado de enfermagem à pacientes com feridas crônicas-a busca de evidências para a prática.** Dissertação de Mestrado. Programa de Pós-graduação, área Enfermagem Fundamental, Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2000, 237.p.

PRADO, K.G; CALIRI, M.H.L. **Conhecimentos e práticas usadas para prevenção de úlceras de pressão em pacientes com lesão traumática de medula espinhal (LTME).** VI Simpósio de Iniciação Científica da Universidade de São Paulo. (Resumo) Ribeirão Preto, outubro / novembro de 1998.

RABEH, S.A.N; CALIRI, M.H.L. **Úlcera de pressão: uma análise da prática de graduandos de enfermagem quanto à prevenção e tratamento.** VI Colóquio Pan Americano de Investigação em Enfermagem. (Resumo) Ribeirão Preto-SP, maio de 1998.

RABEH, S.A.N; CALIRI, M.H.L. **Pressure ulcers: analysis of practice of senior nursing students with respect to prevention and management.** 8th European Conference on Advances in Wound Management. (Resumo) Madri - Espanha, abril de 1998.

Rangel, E.M.L; Caliri, M.H.L. **Intervenções usadas para prevenção e tratamento de úlcera de pressão em pacientes com lesão traumática de medula espinhal atendidos em um hospital-escola.** VI Colóquio Pan Americano de Investigação em Enfermagem. (Resumo) Ribeirão Preto-SP, maio de 1998.

RANGEL, E.M.L; CALIRI, M.H.L. **Úlcera de pressão em lesados medulares – Dimensão do problema em um hospital universitário.** V Simpósio de Iniciação Científica da Universidade de São Paulo. (Resumo) Ribeirão Preto, novembro de 1997.

RANGEL, E.M.L; RUSTICI, A.K.F; PRADO, K. G ; MACHRY, A. L; BERTOLO, F.S; SILVA, F.S; CALIRI, M.H.L. **“Conhecimento e percepções de graduandos em enfermagem sobre a prevenção e tratamento de úlceras de pressão”.** IV Simpósio de Iniciação Científica da Universidade de São Paulo. Resumos Ribeirão Preto, novembro de 1996.

RUSTICI, A.K.F; CALIRI, M.H.L. **Incidência de úlcera de pressão e identificação de medidas usadas para prevenção e tratamento em uma unidade de internação hospitalar.** V Simpósio de Iniciação Científica da Universidade de São Paulo. (Resumo) Ribeirão Preto, novembro de 1997.

SANDINI, G; TISTARELLI, M. "Active tracking strategy for monocular depth inference over multiple frames", IEEE T-PAMI, vol.12, No.1, Janeiro 1990.

SHIGLEY, J.E; VICKER, Jr.; JOHN, J. **theory of mechanes and mechanisms**, 2nd ed., Mc Graw Hill, New York, 1995.

SILVA FILHO, J.L.F.da. **Gestão participativa e produtividade: uma abordagem da ergonomia**. Florianópolis, Santa Catarina, 1995. Tese (Doutorado em Engenharia) - Universidade Federal de Santa Catarina.

SILVA FILHO, J.L.F. da; MONTEDO, U. B. **Ergonomia e organização do trabalho - uma base para a qualidade**. Florianópolis, Santa Catarina, 1996. Mimeo.

SPINK, P. **Teoria e prática no planejamento do trabalho: reflexões acerca de uma área de confusão**. Ensaio apresentado no II Seminário Internacional de Produtividade e Humanização do Trabalho, São Paulo, 1979.

TROLANO, R; FLEGAL K; KUCZMARSKI, R.J; CAMPBELL, S; JOHNSON, C. **Overweight prevalence and trends for children and adolescent**. Arch Pediatr Adolesc Med 1995;149: 1085-91. Pi-Sunyer FX Medical hazards of Obesity. Ann Intern Med 1993;119:655-60.

WHO - WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Obesity, Preventing and managing the global epidemic**. Report of the World Health Organization consultation on obesity, Geneve, 1997.

WISNER, A. **A inteligência no trabalho: textos selecionados de ergonomia**; tradução de Roberto Leal Ferreira. São Paulo: FUNDACENTRO, 1994.

Anexos

Anexo I

Programa escrito em Buidar ++ para a programação e controle da maca

Controle Eletronico da Maca:

- **Saidas da Paralela:**

Bit[0]	-	C_CS = SUBir Cabeceira
Bit[1]	-	C_CD = Descer Cabeceira
Bit[2]	-	C_AS = Subir Acento
Bit[3]	-	C_AD = Descer Acento
Bit[4]	-	C_ESe = Subir Encosto para esquerda
Bit[5]	-	C_ESd = Subir Encosto para a Direita
Bit[6]	-	C_ED = Descer Encosto
Bit[7]	-	Resetar a Máquina

- **Definição das matrizes de controle:**

```
//-----
#include <vcl.h>
#pragma hdrstop
#include "Unit1.h"
//-----
#pragma package(smart_init)
#pragma resource "*.dfm"
TForm1 *Form1;
using namespace std;
int matriz[2][2][2];
//-----
__fastcall TForm1::TForm1(TComponent* Owner)
: TForm(Owner)
{
}
```

```
//-----
void __fastcall TForm1::Button1Click(TObject *Sender)
{
    matriz[0][0][0] = 1;
    matriz[1][0][0] = 10;
    matriz[2][0][0] = 100;
    matriz[0][1][0] = 2;
    matriz[1][1][0] = 20;
    matriz[2][1][0] = 200;
    matriz[0][2][0] = 3;
    matriz[1][2][0] = 30;
    matriz[2][2][0] = 300;
    matriz[0][0][1] = 1;
    matriz[1][0][1] = 10;
    matriz[2][0][1] = 100;
    matriz[0][1][1] = 2;
    matriz[1][1][1] = 20;
    matriz[2][1][1] = 200;
    matriz[0][2][1] = 3;
    matriz[1][2][1] = 30;
    matriz[2][2][1] = 300;
    matriz[0][0][2] = 1;
    matriz[1][0][2] = 10;
    matriz[2][0][2] = 100;
    matriz[0][1][2] = 2;
    matriz[1][1][2] = 20;
    matriz[2][1][2] = 200;
    matriz[0][2][2] = 3;
    matriz[1][2][2] = 30;
    matriz[2][2][2] = 300;
}
//-----
void __fastcall TForm1::Button2Click(TObject *Sender)
{
    E1->Text = matriz[0][0][0];
    E2->Text = matriz[1][0][0];
    E3->Text = matriz[2][0][0];
    E4->Text = matriz[0][1][0];
    E5->Text = matriz[1][1][0];
    E6->Text = matriz[2][1][0];
    E7->Text = matriz[0][2][0];
    E8->Text = matriz[1][2][0];
    E9->Text = matriz[2][2][0];
    E10->Text = matriz[0][0][1];
    E11->Text = matriz[1][0][1];
    E12->Text = matriz[2][0][1];
    E13->Text = matriz[0][1][1];
}
```

```

E14->Text = matriz[1][1][1];
E15->Text = matriz[2][1][1];
E16->Text = matriz[0][2][1];
E17->Text = matriz[1][2][1];
E18->Text = matriz[2][2][1];
E19->Text = matriz[0][0][2];
E20->Text = matriz[1][0][2];
E21->Text = matriz[2][0][2];
E22->Text = matriz[0][1][2];
E23->Text = matriz[1][1][2];
E24->Text = matriz[2][1][2];

E25->Text = matriz[0][2][2];
E26->Text = matriz[1][2][2];
E27->Text = matriz[2][2][2];

```

```

}

```

- **Criação dos campos de programação:**

```

//-----

#ifndef UMacaH
#define UMacaH
//-----

#include <Classes.hpp>
#include <Controls.hpp>
#include <StdCtrls.hpp>
#include <Forms.hpp>
#include <ExtCtrls.hpp>
#include <ComCtrls.hpp>
#include <Menus.hpp>
//-----

class TForm1 : public TForm
{
__published: // IDE-managed Components
    TTimer *Timer1;
    TButton *Button1;
    TTimer *Timer2;
    TAnimate *Acabeca;
    TAnimate *Aapoio;
    TEdit *hora1;
    TEdit *min1;
    TEdit *angulo1;
    TUpDown *UpDown1;
    TUpDown *UpDown2;
    TUpDown *UpDown3;

```

```
TEdit *duracao1;
TEdit *hora2;
TEdit *min2;
TEdit *angulo2;
TEdit *duracao2;
TEdit *hora3;
TEdit *min3;
TEdit *angulo3;
TEdit *duracao3;
TEdit *hora4;
TEdit *min4;
TEdit *angulo4;
TEdit *duracao4;
TEdit *hora5;
TEdit *min5;
TEdit *angulo5;
TEdit *duracao5;
TEdit *hora6;
TEdit *min6;
TEdit *angulo6;
TEdit *duracao6;
TEdit *hora7;
TEdit *min7;
TEdit *angulo7;
TEdit *duracao7;
TEdit *hora8;
TEdit *hora9;
TEdit *min8;
TEdit *min9;
TEdit *angulo8;
TEdit *angulo9;
TEdit *duracao8;
TEdit *duracao9;
TGroupBox *GroupBox1;
TLabel *Label17;
TLabel *Label18;
TLabel *Label19;
TLabel *Label20;
TGroupBox *GroupBox2;
TLabel *Label21;
TLabel *Label22;
TLabel *Label23;
TLabel *Label24;
TGroupBox *GroupBox3;
TLabel *Label25;
TLabel *Label26;
TLabel *Label27;
```

```

TLabel *Label28;
TUpDown *UpDown4;
TUpDown *UpDown5;
TUpDown *UpDown6;
TUpDown *UpDown7;
TUpDown *UpDown8;
TUpDown *UpDown9;
TUpDown *UpDown10;
TUpDown *UpDown11;
TUpDown *UpDown12;
TUpDown *UpDown13;
TUpDown *UpDown14;
TUpDown *UpDown15;
TUpDown *UpDown16;
TUpDown *UpDown17;
TUpDown *UpDown18;
TUpDown *UpDown19;
TUpDown *UpDown20;
TUpDown *UpDown21;
TUpDown *UpDown22;
TUpDown *UpDown23;
TUpDown *UpDown24;
TUpDown *UpDown25;
TUpDown *UpDown26;
TUpDown *UpDown27;
TMainMenu *menu;
TMenuItem *Arquivol;
TMenuItem *Time1;
TMenuItem *Minutes1;
TMenuItem *Seconds1;
TAnimate *Aencosto;
TGroupBox *GroupBox4;
TGroupBox *GroupBox5;
TGroupBox *GroupBox6;
TGroupBox *GroupBox7;
TLabel *Label1;
void __fastcall Timer1Timer(TObject *Sender);
void __fastcall Button1Click(TObject *Sender);
void __fastcall Timer2Timer(TObject *Sender);
void __fastcall FormCreate(TObject *Sender);
void __fastcall hora1KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall min1KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall angulo1KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall duracao1KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall hora2KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall hora3KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall min2KeyPress(TObject *Sender, char &Key);

```

```

void __fastcall min3KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall angulo2KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall angulo3KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall duracao2KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall duracao3KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall hora4KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall hora5KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall hora6KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall min4KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall min5KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall min6KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall min7KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall min8KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall min9KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall hora7KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall hora8KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall hora9KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall duracao4KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall duracao5KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall duracao6KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall duracao7KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall duracao8KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall duracao9KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall angulo4KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall angulo5KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall angulo6KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall angulo7KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall angulo8KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall angulo9KeyPress(TObject *Sender, char &Key);
void __fastcall Minutes1Click(TObject *Sender);
void __fastcall Seconds1Click(TObject *Sender);

private:      // User declarations
public:       // User declarations
    __fastcall TForm1(TComponent* Owner);
};
//-----
extern PACKAGE TForm1 *Form1;
//-----
#endif

```

• **Funções do controle de tempo e ângulo:**

```

#include <iostream.h>
#include "TControle.h"
//Estado = 1 Angulo subindo
//Estado = 2 Angulo Descendo

```

```

//Estado = 0 Reset
//Construtor da Classe
Controle::Controle()
{
    ativar=0;
    estado=0;
    contar=0;
    angulo_objeto =0;
    angulo = 0;
    tempo = 0;
    tempo =0;
    contador = 0;
}
//Destrutor da classe
Controle::~~Controle()
{}
//Função que verifica a hora, ve se já chegou a hora de ativar o estado 1
void Controle::verif_hora()
{
    if(ativar == 1)
    {
        if(hora_marcada == (FormatDateTime("hh:mm",Now())))
        {
            estado = 1;//subindo;
            ativar = 0;
        }
    }
}

//FUNÇÃO QUE FAZ O ANGULO CONTAR PARA FRENTE, OU SEJA, SUBIR
void Controle::subir()
{
    if(estado == 1)//subindo)
    {
        if(angulo_objeto < angulo)
        {
            contar = 1;//contando;
            angulo_objeto++;
            if(angulo_objeto>=angulo)
            {
                estado = 0;//parado;
            }
        }
    }
}

```

//FUNÇÃO QUE CONTA O TEMPO PARA VOLTAR AO ESTADO ZERO

void Controle::duracao()

```
{
if(contar == 1)//contando
{
    if(contador < tempo)
    {
        contador++;
        if(contador == tempo)
        {
            estado = 2;//descendo;
            contar = 0;//parado;
        }
    }
}
```

//FUNÇÃO QUE FAZ O ÂNGULO DESCER

void Controle::descer()

```
{
if(estado == 2)//descendo
{
    if(angulo_objeto > 0)
    {
        angulo_objeto--;
        if(angulo_objeto <= 0 )
        {
            reset();
        }
    }
}
```

//FUNÇÃO QUE RESETA TODAS AS VARIÁVEIS

void Controle::reset()

```
{
estado = parado;//parado;
contar = parado;//parado;
tempo = parado;//parado;
hora_marcada = parado;//parado;
angulo_objeto= parado;//parado;
angulo = parado;//parado;
contador = parado;
}
```

void Controle::direita()

```
{
if(estado == 1)//direita
{
    if(angulo_objeto < angulo)
```

```

    {
        contar = 1; //contando;
        angulo_objeto++;
        if(angulo_objeto >= angulo)
        {
            estado = 0; //parado;
        }
    }
}

```

- **Controle das variaveis:**

```

//-----
#include <vcl.h>
#pragma hdrstop
#include "UMaca.h"
#include "TControle.h"
//-----
#pragma package(smart_init)
#pragma resource "*.dfm"
TForm1 *Form1;
Controle cabeceira1, cabeceira2, cabeceira3, apoio1, apoio2, apoio3, encosto1, encosto2, encosto3;
int apoio, encosto;
//variável que controla o lado a descer do encosto
int lado;
//Variável que controla se vamos começar em segundos ou em minutos
//O padrão é minutos
//está variável é multiplicada no botão iniciar pelo tempo
int minutos = 60;
int momento_encosto1 = 0;
int momento_encosto2 = 0;
int momento_encosto3 = 0;

//-----
__fastcall TForm1::TForm1(TComponent* Owner)
    : TForm(Owner)
{
}
//-----

void __fastcall TForm1::Timer1Timer(TObject *Sender)
{
    //Cabeceiras
    cabeceira1.verif_hora();
    cabeceira2.verif_hora();
    cabeceira3.verif_hora();
}

```

```
cabeceira1.duracao();
cabeceira2.duracao();
cabeceira3.duracao();
```

```
//Apoio
apoio1.verif_hora();
apoio2.verif_hora();
apoio3.verif_hora();
apoio1.duracao();
apoio2.duracao();
apoio3.duracao();
```

```
//Encosto
encosto1.verif_hora();
encosto2.verif_hora();
encosto3.verif_hora();
encosto1.duracao();
encosto2.duracao();
encosto3.duracao();
}
```

```
void __fastcall TForm1::Button1Click(TObject *Sender)
{
//Encosto
//ENCOSTO NUMBER ONE
if(angulo7->Text.ToInt() != 0)
{
    if(angulo7->Text.ToInt() <= 0)
    {
        //Aencosto->FileName = "esquerda.avi";
        momento_encosto1=1;
        lado = angulo7->Text.ToInt() * (-1);
    }
    else
    {
        //Aencosto->FileName = "direita.avi";
        lado = angulo7->Text.ToInt();
    }
    encosto1.angulo = lado;//angulo7->Text.ToInt();
    encosto1.tempo = duracao7->Text.ToInt() * minutos;
    if(min7->Text.ToInt() < 10)
    {
        AnsiString texto7="0" + min7->Text;
        encosto1.hora_marcada = hora7->Text + ":" + texto7;
    }
    else
```

```

        {
            encosto1.hora_marcada = hora7->Text + ":" + min7->Text;
        }
        encosto1.ativar = 1;
    }
    if(angulo8->Text.ToInt() != 0)
    {
        //ENCOSTO NUMBER TWO
        if(angulo8->Text.ToInt() <= 0)
        {
            //Aencosto->FileName = "esquerda.avi";
            momento_encosto2 = 1;
            lado = angulo8->Text.ToInt() * (-1);
        }
        else
        {
            //Aencosto->FileName = "direita.avi";
            lado = angulo8->Text.ToInt();
        }
        encosto2.angulo = lado;//angulo7->Text.ToInt();
        encosto2.tempo = duracao8->Text.ToInt() * minutos;
        if(min8->Text.ToInt() < 10)
        {
            AnsiString texto8="0" + min8->Text;
            encosto2.hora_marcada = hora8->Text + ":" + texto8;
        }
        else
        {
            encosto2.hora_marcada = hora8->Text + ":" + min8->Text;
        }
        encosto2.ativar = 1;
    }

    if(angulo9->Text.ToInt() != 0)
    {
        //ENCOSTO NUMBER THREE
        if(angulo9->Text.ToInt() <= 0)
        {
            //Aencosto->FileName = "esquerda.avi";
            momento_encosto3 = 1;
            lado = angulo9->Text.ToInt() * (-1);
        }
        else
        {
            Aencosto->FileName = "direita.avi";
            lado = angulo9->Text.ToInt();
        }
    }

```

```

encosto3.angulo = lado;//angulo7->Text.ToInt();
encosto3.tempo = duracao9->Text.ToInt() * minutos;
if(min9->Text.ToInt() < 10)
{
    AnsiString texto9="0" + min9->Text;
    encosto3.hora_marcada = hora9->Text + ":" + texto9;
}
else
{
    encosto3.hora_marcada = hora9->Text + ":" + min9->Text;
}
encosto3.ativar = 1;
}

//Cabeceiras
cabeceira1.angulo = angulo1->Text.ToInt();//envia o angulo para a classe
cabeceira1.tempo = duracao1->Text.ToInt() * minutos;
if(min1->Text.ToInt()<10)
{
    AnsiString texto="0" + min1->Text;
    cabeceira1.hora_marcada = hora1->Text + ":" + texto;
    //SendMessage(texto);
}
else
{
    cabeceira1.hora_marcada = hora1->Text + ":" + min1->Text;
}
cabeceira1.ativar = 1;
cabeceira2.angulo = angulo2->Text.ToInt();
cabeceira2.tempo = duracao2->Text.ToInt() * minutos;
if(min2->Text.ToInt() < 10)
{
    AnsiString texto2="0" + min2->Text;
    cabeceira2.hora_marcada = hora2->Text + ":" + texto2;
}
else
{
    cabeceira2.hora_marcada = hora2->Text + ":" + min2->Text;
}
cabeceira2.ativar = 1;
cabeceira3.angulo = angulo3->Text.ToInt();
cabeceira3.tempo = duracao3->Text.ToInt() * minutos;
if(min3->Text.ToInt() < 10)
{
    AnsiString texto3="0" + min3->Text;
    cabeceira3.hora_marcada = hora3->Text + ":" + texto3;
}
}

```

```

else
{
cabeceira3.hora_marcada = hora3->Text + ":" + min3->Text;
}
cabeceira3.ativar = 1;
//Apoios
apoio1.angulo = angulo4->Text.ToInt();
apoio1.tempo = duracao4->Text.ToInt() * minutos;
if(min4->Text.ToInt() < 10)
{
AnsiString texto4="0" + min4->Text;
apoio1.hora_marcada = hora4->Text + ":" + texto4;
}
else
{
apoio1.hora_marcada = hora4->Text + ":" + min4->Text;
}
apoio1.ativar = 1;

apoio2.angulo = angulo5->Text.ToInt();
apoio2.tempo = duracao5->Text.ToInt() * minutos;
if(min5->Text.ToInt() < 10)
{
AnsiString texto5="0" + min5->Text;
apoio2.hora_marcada = hora5->Text + ":" + texto5;
}
else
{
apoio2.hora_marcada = hora5->Text + ":" + min5->Text;
}
apoio2.ativar = 1;
apoio3.angulo = angulo6->Text.ToInt();
apoio3.tempo = duracao6->Text.ToInt() * minutos;
if(min6->Text.ToInt() < 10)
{
AnsiString texto6="0" + min6->Text;
apoio3.hora_marcada = hora6->Text + ":" + texto6;
}
else
{
apoio3.hora_marcada = hora6->Text + ":" + min6->Text;
}
apoio3.ativar = 1;
}
//-----
void __fastcall TForm1::Timer2Timer(TObject *Sender)
{

```

```

//Cabeceiras
cabeceira1.subir();
cabeceira2.subir();
cabeceira3.subir();
cabeceira1.descer();
cabeceira2.descer();
cabeceira3.descer();

//Apoio
apoio1.subir();
apoio2.subir();
apoio3.subir();
apoio1.descer();
apoio2.descer();
apoio3.descer();

//Encosto
encosto1.direita();
encosto2.direita();
encosto3.direita();
encosto1.descer();
encosto2.descer();
encosto3.descer();

//Cabeceiras
if((cabeceira1.estado ==1) || (cabeceira1.estado==2))
{
Acabeca->Play(cabeceira1.angulo_objeto,-1,1);
}
if((cabeceira2.estado ==1) || (cabeceira2.estado==2))
{
Acabeca->Play(cabeceira2.angulo_objeto,-1,1);
//cabeca=cabeceira2.angulo_objeto;
}
if((cabeceira3.estado ==1) || (cabeceira3.estado==2))
{
Acabeca->Play(cabeceira3.angulo_objeto,-1,1);
//cabeca=cabeceira3.angulo_objeto;
}
//Apoios
if((apoio1.estado ==1) || (apoio1.estado==2))
{
Aapoio->Play(apoio1.angulo_objeto,-1,1);
//apoio=apoio1.angulo_objeto;
}
if((apoio2.estado ==1) || (apoio2.estado==2))

```

```

{
Aapoio->Play(apoio2.angulo_objeto,-1,1);
//apoio=apoio2.angulo_objeto;
}
if((apoio3.estado ==1) || (apoio3.estado==2))
{
Aapoio->Play(apoio3.angulo_objeto,-1,1);
//apoio=apoio3.angulo_objeto;
}
//Encostos
if((encosto1.estado ==1) || (encosto1.estado==2))
{
if(momento_encosto1==1)
{
Aencosto->FileName = "esquerda.avi";
}
else
{
Aencosto->FileName = "direita.avi";
}
Aencosto->Play(encosto1.angulo_objeto,-1,1);
encosto=encosto1.angulo_objeto;
}
if((encosto2.estado ==1) || (encosto2.estado==2))
{
if(momento_encosto2==1)
{
Aencosto->FileName = "esquerda.avi";
}
else
{
Aencosto->FileName = "direita.avi";
}
Aencosto->Play(encosto2.angulo_objeto,-1,1);
encosto=encosto2.angulo_objeto;
}
if((encosto3.estado ==1) || (encosto3.estado==2))
{
if(momento_encosto3==1)
{
Aencosto->FileName = "esquerda.avi";
}
else
{
Aencosto->FileName = "direita.avi";
}
Aencosto->Play(encosto3.angulo_objeto,-1,1);

```

```
encosto=encosto3.angulo_objeto;
```

```
}
```

```
}
```

```
//-----
```

```
void __fastcall TForm1::FormCreate(TObject *Sender)
```

```
{
```

```
Acabeca->FileName = "cabecal.avi";
```

```
Aapoio->FileName = "pes1.avi";
```

```
Aencosto->FileName = "esquerda.avi";
```

```
duracao1->Text=0;
```

```
duracao2->Text=0;
```

```
duracao3->Text=0;
```

```
duracao4->Text=0;
```

```
duracao5->Text=0;
```

```
duracao6->Text=0;
```

```
duracao7->Text=0;
```

```
duracao8->Text=0;
```

```
duracao9->Text=0;
```

```
Minutes1->Checked = true;
```

```
}
```

```
//-----
```

```
void __fastcall TForm1::hora1KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
```

```
{
```

```
if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
```

```
{
```

```
hora1->ReadOnly =0;
```

```
}
```

```
else
```

```
{
```

```
hora1->ReadOnly = 1;
```

```
}
```

```
}
```

```
//-----
```

```
void __fastcall TForm1::min1KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
```

```
{
```

```
if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
```

```
{
```

```
min1->ReadOnly =0;
```

```
}
```

```
else
```

```
{
```

```
min1->ReadOnly = 1;
```

```
}
```

```

}
//-----

void __fastcall TForm1::angulo1KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        angulo1->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        angulo1->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::duracao1KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        duracao1->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        duracao1->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::hora2KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        hora2->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        hora2->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::hora3KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        hora3->ReadOnly = 0;
    }
}

```

```

    }
    else
    {
        hora3->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::min2KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        min2->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        min2->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::min3KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        min3->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        min3->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::angulo2KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        angulo2->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        angulo2->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

```

```

void __fastcall TForm1::angulo3KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        angulo3->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        angulo3->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

```

```

void __fastcall TForm1::duracao2KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        duracao2->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        duracao2->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

```

```

void __fastcall TForm1::duracao3KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        duracao3->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        duracao3->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

```

```

void __fastcall TForm1::hora4KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        hora4->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {

```

```

    hora4->ReadOnly = 1;
}
}
//-----

void __fastcall TForm1::hora5KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        hora5->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        hora5->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::hora6KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        hora6->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        hora6->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::min4KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        min4->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        min4->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::min5KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))

```

```

{
min5->ReadOnly =0;
}
else
{
min5->ReadOnly = 1;
}
}
//-----

void __fastcall TForm1::min6KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
if((Key >= '0') && (Key <='9')|| (Key == VK_BACK))
{
min6->ReadOnly =0;
}
else
{
min6->ReadOnly = 1;
}
}
//-----

void __fastcall TForm1::min7KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
if((Key >= '0') && (Key <='9')|| (Key == VK_BACK))
{
min7->ReadOnly =0;
}
else
{
min7->ReadOnly = 1;
}
}
//-----

void __fastcall TForm1::min8KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
if((Key >= '0') && (Key <='9')|| (Key == VK_BACK))
{
min8->ReadOnly =0;
}
else
{
min8->ReadOnly = 1;
}
}
}

```

```
//-----
void __fastcall TForm1::min9KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        min9->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        min9->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----
```

```
void __fastcall TForm1::hora7KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        hora7->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        hora7->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----
```

```
void __fastcall TForm1::hora8KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        hora8->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        hora8->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----
```

```
void __fastcall TForm1::hora9KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        hora9->ReadOnly = 0;
    }
}
```

```

else
{
    hora9->ReadOnly = 1;
}
}
//-----

void __fastcall TForm1::duracao4KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        duracao4->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        duracao4->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::duracao5KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        duracao5->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        duracao5->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::duracao6KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        duracao6->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        duracao6->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::duracao7KeyPress(TObject *Sender, char &Key)

```

```

{
if((Key >= '0') && (Key <='9')|| (Key == VK_BACK))
{
duracao7->ReadOnly =0;
}
else
{
duracao7->ReadOnly = 1;
}
}
}
//-----

void __fastcall TForm1::duracao8KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
if((Key >= '0') && (Key <='9')|| (Key == VK_BACK))
{
duracao8->ReadOnly =0;
}
else
{
duracao8->ReadOnly = 1;
}
}
}
//-----

void __fastcall TForm1::duracao9KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
if((Key >= '0') && (Key <='9')|| (Key == VK_BACK))
{
duracao9->ReadOnly =0;
}
else
{
duracao9->ReadOnly = 1;
}
}
}
//-----

void __fastcall TForm1::angulo4KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
if((Key >= '0') && (Key <='9')|| (Key == VK_BACK))
{
angulo4->ReadOnly =0;
}
else
{
angulo4->ReadOnly = 1;
}
}
}

```

```

    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::angulo5KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        angulo5->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        angulo5->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::angulo6KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        angulo6->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        angulo6->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::angulo7KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {
        angulo7->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        angulo7->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::angulo8KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <='9') || (Key == VK_BACK))
    {

```

```

angulo8->ReadOnly = 0;
}
else
{
    angulo8->ReadOnly = 1;
}
}
//-----

void __fastcall TForm1::angulo9KeyPress(TObject *Sender, char &Key)
{
    if((Key >= '0') && (Key <= '9') || (Key == VK_BACK))
    {
        angulo9->ReadOnly = 0;
    }
    else
    {
        angulo9->ReadOnly = 1;
    }
}
//-----

void __fastcall TForm1::Minutes1Click(TObject *Sender)
{
    //Tempo contado em minutos
    minutos = 60;
    Seconds1->Checked = false;
    Minutes1->Checked = true;
}
//-----

void __fastcall TForm1::Seconds1Click(TObject *Sender)
{
    //Tempo contado em segundos
    minutos = 1;
    Seconds1->Checked = true;
    Minutes1->Checked = false;
}
//-----

```

• **Programa de inicialização:**

```

//-----
#include <vcl.h>
//#pragma hdrstop
//-----

```

```

USEFORM("UMaca.cpp", Form1);
//-----
WINAPI WinMain(HINSTANCE, HINSTANCE, LPSTR, int)
{
    try
    {
        Application->Initialize();
        Application->CreateForm(__classid(TForm1), &Form1);
        Application->Run();
    }
    catch (Exception &exception)
    {
        Application->ShowException(&exception);
    }
    catch (...)
    {
        try
        {
            throw Exception("");
        }
        catch (Exception &exception)
        {
            Application->ShowException(&exception);
        }
    }
    return 0;
}
//-----

```

Anexo II

• Programa escrito em lista de tarefas para o CLP Festo – Modelo FC 600

```
IF      (      I1.0      'botão cab av
AND     N      I0.2      'sensor cab av
AND     N      00.0      'motor cab av
AND     N      00.1      'motor cab rec
AND     N      00.2      'motor pes rec
AND     N      00.3      'motor pes av
AND     N      00.4      'motor incl dir
AND     N      00.5      'motor incl esq
THEN    SET     00.0      'motor cab av

IF      (      I1.1      'botão cab rec
AND     N      I0.1      'sensor cab rec
AND     N      00.0      'motor cab av
AND     N      00.1      'motor cab rec
AND     N      00.2      'motor pes rec
AND     N      00.3      'motor pes av
AND     N      00.4      'motor incl dir
AND     N      00.5      'motor incl esq
THEN    SET     00.1      'motor cab rec

IF      (      I1.2      'botão pés recuo
AND     N      I0.4      'sensor pes rec
AND     N      00.0      'motor cab av
AND     N      00.1      'motor cab rec
AND     N      00.2      'motor pes rec
AND     N      00.3      'motor pes av
AND     N      00.4      'motor incl dir
AND     N      00.5      'motor incl esq
THEN    SET     00.2      'motor pes rec

IF      (      I1.3      'botão pes avanço
AND     N      I0.3      'sensor pes av
AND     N      00.0      'motor cab av
AND     N      00.1      'motor cab rec
AND     N      00.2      'motor pes rec
AND     N      00.3      'motor pes av
AND     N      00.4      'motor incl dir
AND     N      00.5      'motor incl esq
THEN    SET     00.3      'motor pes av

IF      (      I1.4      'botão incl dir
AND     N      I0.1      'sensor cab rec
AND     N      I0.4      'sensor pes rec
AND     N      00.0      'motor cab av
```

	AND	N	O0.1	'motor cab rec
	AND	N	O0.2	'motor pes rec
	AND	N	O0.3	'motor pes av
	AND	N	O0.5	) 'motor incl esq
THEN	SET		O0.4	'motor incl dir
	SET		F300.2	'mem incl dir
IF		(	I1.5	'botão incl esq
	AND		I0.1	'sensor cab rec
	AND		I0.4	'sensor pes rec
	AND	N	I0.7	'sensor incl esq av
	AND	N	O0.0	'motor cab av
	AND	N	O0.1	'motor cab rec
	AND	N	O0.2	'motor pes rec
	AND	N	O0.3	'motor pes av
	AND	N	O0.4	'motor incl dir
	AND	N	O0.5	) 'motor incl esq
THEN	SET		O0.5	'motor incl esq
IF			I0.1	'sensor cab rec
THEN	RESET		O0.1	'motor cab rec
IF			I0.2	'sensor cab av
THEN	RESET		O0.0	'motor cab av
IF			I0.3	'sensor pes av
THEN	RESET		O0.3	'motor pes av
IF			I0.4	'sensor pes rec
THEN	RESET		O0.2	'motor pes rec
IF			I0.6	'sensor incl dir av
THEN	RESET		O0.4	'motor incl dir
IF			I0.7	'sensor incl esq av
THEN	RESET		O0.5	'motor incl esq
IF		(	I0.5	'sensor incl dir/esq rec
	AND	N	TON0	) 'tempo sensor dir esq
THEN	RESET		O0.4	'motor incl dir
	RESET		O0.5	'motor incl esq
IF			I0.5	'sensor incl dir/esq rec
THEN	SET		TON0	'tempo sensor dir esq
	WITH		0.5s	
ELSE	RESET		TON0	'tempo sensor dir esq
IF			I1.7	'stop
THEN	RESET		O0.0	'motor cab av
	RESET		O0.1	'motor cab rec
	RESET		O0.2	'motor pes rec

	RESET		00.3		'motor pes av
	RESET		00.4		'motor incl dir
	RESET		00.5		'motor incl esq
IF			11.6		'reset
THEN	RESET		00.0		'motor cab av
	RESET		00.1		'motor cab rec
	RESET		00.2		'motor pes rec
	RESET		00.3		'motor pes av
	RESET		00.4		'motor incl dir
	RESET		00.5		'motor incl esq
IF		(	11.6		'reset
	AND	N	10.1	)	'sensor cab rec
THEN	SET		00.1		'motor cab rec
IF		(	11.6		'reset
	AND		10.1	)	'sensor cab rec
THEN	RESET		00.1		'motor cab rec
IF		(	11.6		'reset
	AND	N	10.4	)	'sensor pes rec
THEN	SET		00.2		'motor pes rec
IF		(	11.6		'reset
	AND		10.4	)	'sensor pes rec
THEN	RESET		00.2		'motor pes rec
IF		(	11.6		'reset
	AND		10.1		'sensor cab rec
	AND		10.4		'sensor pes rec
	AND	N	10.5	)	'sensor incl dir/esq rec
THEN	SET		00.4		'motor incl dir
IF		(	11.6		'reset
	AND		10.5	)	'sensor incl dir/esq rec
THEN	RESET		00.4		'motor incl dir
IF		(	11.6		'reset
	AND		10.6	)	'sensor incl dir av
THEN	SET		F300.6		'memo incl reset
IF			F300.6		'memo incl reset
THEN	RESET		00.4		'motor incl dir
	SET		00.5		'motor incl esq
IF		(	F300.6		'memo incl reset
	AND		10.5	)	'sensor incl dir/esq rec
THEN	RESET		00.5		'motor incl esq

RESET

F300.6

'memo incl reset

• Lista de Endereços

00.0 m1_H motor cab av
00.1 m1_ah motor cab rec
00.2 m2_h motor pes rec
00.3 m2_ah motor pes av
00.4 m3_h motor incl dir
00.5 m3_ah motor incl esq
I0.0 S1 camera de seg
I0.1 S2 sensor cab rec
I0.2 s3 sensor cab av
I0.3 s4 sensor pes av
I0.4 s5 sensor pes rec
I0.5 s6 sensor incl dir/esq rec
I0.6 s7 sensor incl dir av
I0.7 s8 sensor incl esq av
I1.0 S9 botão cab av
I1.1 s10 botão cab rec
I1.2 s11 botão pés recuo
I1.3 s12 botão pes avanço
I1.4 s13 botão incl dir
I1.5 s14 botão incl esq
I1.6 s15 reset
I1.7 stop
I2.0 s17 chave P0_P1
F300.0 reset memória
F300.1 memória incl dir
F300.2 mem incl dir
F300.5
F300.6 memo incl reset
T0
TON0 tempo sensor dir esq